

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
БЕЛГОРОДСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМ. В.Г. ШУХОВА

На правах рукописи



Перевузник Виктория Сергеевна

**МЕТОДЫ ПАРАМЕТРИЧЕСКОГО СИНТЕЗА И ПРОЕКТИРОВАНИЯ
ГИБРИДНОЙ РОБОТОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ДЛЯ
РЕАБИЛИТАЦИИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ**

Специальность: 2.5.4 – Роботы, мехатроника и робототехнические системы

Диссертация

на соискание ученой степени кандидата технических наук

Научный руководитель
д-р. техн. наук, профессор
Рыбак Лариса Александровна

Белгород 2023

ОГЛАВЛЕНИЕ

| | |
|---|----|
| Введение..... | 4 |
| ГЛАВА 1. АНАЛИЗ СОСТОЯНИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ..... | 15 |
| 1.1. Анализ состояния исследований в области робототехнических систем для реабилитации..... | 15 |
| 1.1.1 Робототехнические системы для реабилитации нижних конечностей на беговой дорожке..... | 17 |
| 1.1.2 Робототехнические системы для реабилитации нижних конечностей с использованием шагающих механизмов..... | 23 |
| 1.1.3 Робототехнические системы для реабилитации нижних конечностей с частичной поддержкой массы тела..... | 28 |
| 1.1.4 Стационарные робототехнические системы для реабилитации нижних конечностей..... | 32 |
| 1.1.5 Робототехнические системы для реабилитации тазобедренного, коленного и голеностопного суставов..... | 34 |
| 1.2 Клинические аспекты роботизированной механотерапии..... | 44 |
| 1.3 Требования к разрабатываемой робототехнической системе на основе клинических данных..... | 56 |
| 1.4. Анализ исследований в области оптимизации..... | 68 |
| Выводы по главе..... | 74 |
| ГЛАВА 2. МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДВУХМОДУЛЬНОЙ ГИБРИДНОЙ РОБОТОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ..... | 75 |
| 2.1 Математическая модель гибридной робототехнической системы для реабилитации..... | 75 |
| 2.2 Математическая модель двухмодульной гибридной робототехнической системы..... | 80 |
| 2.3 Параметрический синтез и выбор геометрических параметров робототехнической системы..... | 89 |
| 2.3.1 Формирование траектории для оптимизации параметров..... | 91 |
| 2.3.2 Постановка задачи оптимизации..... | 96 |

| | |
|--|-----|
| 2.3.3 Численное моделирование..... | 98 |
| Выводы по главе | 110 |
| ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОННО-ЦИФРОВОЙ МОДЕЛИ И ИММИТАЦИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ..... | 112 |
| 3.1 Разработка электронно-цифровой модели | 112 |
| 3.2 Конструкция статически сбалансированного пассивного ортеза..... | 115 |
| 3.3 Создание электронно-цифровой модели пассивного ортеза..... | 116 |
| 3.4 Создание тазобедренного шарнира | 120 |
| 3.5 Моделирование эргономичного крепления ортеза | 122 |
| 3.6 Разработка подвесного предохранительного устройства..... | 124 |
| 3.7 Разработка электронно-цифровой модели активных модулей робототехнической системы | 130 |
| 3.8 Разработка электронно-цифровой модели робототехнической системы | 131 |
| 3.9 Разработка имитационной модели и имитационное моделирование..... | 135 |
| Выводы по главе | 138 |
| ГЛАВА 4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ..... | 140 |
| 4.1 Выбор технических средств и разработка механической части экспериментального образца робототехнической системы, конструкции шарнирных соединений и узлов | 140 |
| 4.2 Разработка системы управления и программного обеспечения..... | 143 |
| 4.3 Проведение экспериментальных исследований..... | 147 |
| Выводы по главе:..... | 152 |
| ЗАКЛЮЧЕНИЕ | 153 |
| СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ..... | 157 |
| ПРИЛОЖЕНИЕ 1 | 180 |
| ПРИЛОЖЕНИЕ 2 | 192 |
| ПРИЛОЖЕНИЕ 3 | 193 |
| ПРИЛОЖЕНИЕ 4 | 194 |

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

В сфере практического здравоохранения многие проблемы эффективно решаются с помощью робототехнических средств. Эти задачи не ограничиваются лечением и реабилитацией пациентов с нарушениями опорно-двигательного аппарата, а также включают выполнение функций самообслуживания, социальной адаптации и восстановления утраченных двигательных и коммуникационных способностей. Роботизированная механотерапия широко применяется в реабилитации больных с функциональными нарушениями опорно-двигательной системы, вызванными последствиями сосудистых заболеваний, нарушений нейрорегуляции двигательной активности, травм и патологии опорно-двигательного аппарата. Применение достаточно сложных и дорогих медицинских изделий данного вида обуславливает причисление механотерапии к классу высокотехнологичных устройств, внедрение которых в клиническую практику, их разработка и производство является одной из приоритетных программ развития медицинской техники. Разработка, создание и применение в клинической практике новых типов реабилитационных робототехнических комплексов, имеющих повышенные характеристики структурной жесткости механической конструкции, эргономичности, компактности системы является актуальным и приоритетным направлением моторной реабилитации пациентов. Реабилитационные мероприятия, предусматривающие применение механотерапии, вошли в приказ Минздрава РФ «О порядке организации медицинской реабилитации», № 1705Н от 29.12.2012 г., который зарегистрирован в Министерстве юстиции России 22.02.13 г. В последнее время в ранней реабилитации после травм и оперативных вмешательств на опорно-двигательной системе получила широкое распространение СРМ-терапия (Continuous Passive Motion – продолжительное пассивное движение). Она представляет собой реабилитационную методику, связанную с продолжительной пассивной разработкой различных суставов человека. В основе данной методики лежит осуществление длительно

повторяющихся движений в суставах с применением специализированной робототехнической системой (РТС) для реабилитации без участия собственной силы мышц пациента. Аппараты и системы для активно-пассивной роботизированной механотерапии должны обладать рядом специфических критериев, характеризующих собственно движение и его биомеханические параметры: объем, направление, степень прилагаемого пациентом усилия, степень облегчения движения, характер мышечной работы, скорость, точность воспроизведения задания, обозначаемого при помощи невербальных команд (тактильной, вибрационной, температурной, визуальной и команд аудиотерапевта). РТС также должна быть безопасной, занятия не должны вызывать функциональное перенапряжение, когнитивного дискомфорта и психоэмоционального перевозбуждения. Многие ученые отмечают, что применение роботизированной механотерапии для пациентов, переживших острый или хронический инсульт, позволяет более эффективно восстановить двигательные функции и повысить повседневную активность, чем при использовании стандартных методов реабилитации. В настоящее время в литературе есть результаты исследований, подтверждающие эффективность и безопасность роботизированной механотерапии для двигательной реабилитации пациентов с последствиями травм спинного мозга в ранние и промежуточные периоды. Несмотря на неоднозначные результаты, продемонстрированные ассистирующими роботами в терапии двигательных расстройств, этот метод является одним из самых перспективных направлений нейрореабилитации и требует дальнейшего систематического накопления и анализа научных фактов, что подтверждает актуальность исследований. Также важно обеспечить безопасность для здоровья человека при возникновении непредвиденной ситуации при работе манипулятора как с помощью программно-аппаратного комплекса, так и с помощью дополнительных механических устройств.

Степень разработанности темы исследования

Проведенный анализ множества литературных источников, включая исследования робототехнических систем для восстановления конечностей и

клинические аспекты роботизированной механотерапии, показал, что в настоящее время роботизированная механотерапия широко используется для реабилитации пациентов с функциональными нарушениями опорно-двигательной системы, вызванными сосудистыми заболеваниями, нарушениями нейрорегуляции двигательной активности, травмами и патологиями опорно-двигательного аппарата. Использование сложных и дорогостоящих медицинских устройств такого типа делает механотерапию высокотехнологичным средством, внедрение которого в клиническую практику и разработка являются приоритетными задачами в области медицинской техники. Разработка и использование новых типов робототехнических комплексов для реабилитации пациентов с улучшенными характеристиками структурной жесткости, эргономичности и компактности является актуальным и приоритетным направлением моторной реабилитации пациентов

Исследование механических конструкций и стратегий управления реабилитационными системами показало, что большинство из них основаны на концевых эффекторах или опорах, используют замкнутые кинематические конфигурации. Несмотря на то, что эти системы могут обеспечивать эффективное и долговременное лечение, они также имеют некоторые проблемы:

- первая проблема заключается в том, что механическая конструкция и алгоритмы управления движением должны быть улучшены. Модульность и компактность механической конструкции являются важными факторами. Точный контроль движений в реальном времени ограничен из-за неправильного измерения положения, скорости и крутящего момента суставов пациентов.

- вторая проблема - современные реабилитационные роботы основаны на жестких приводах, что делает систему жесткой и не гибкой. Кроме того, комфорт пациента и безопасность нуждаются в дальнейшем совершенствовании.

- третья проблема - система не получает должной обратной связи о движении и силе конечностей при реабилитационной тренировке из-за отсутствия предварительного зондирования, что снижает эффективность тренировки и качество системы.

- четвертая проблема - механизм или система реабилитации нижних конечностей имеет научные проблемы, такие как эргономический дизайн, биомеханические аспекты, система взаимодействия с человеком и физиологические аспекты.

- пятая проблема - большинство систем сосредоточены на движении только в сагиттальной плоскости, что ограничивает движения тазобедренного, коленного и голеностопного суставов. Для полной реабилитации требуются все движения суставов и все типы движений.

Большинство систем реабилитации используют активный ортез с простой конструкцией, что ограничивает их динамические характеристики из-за наличия приводов в нижних конечностях. Другие системы имеют линейные приводы и высокие динамические характеристики, но имеют ограниченную рабочую область или не включают поддерживающие или ортопедические системы. Создание новых эффективных моделей, методов моделирования и оптимизации, проектирования и оптимального управления, а также прототипа РТС для обеспечения требуемых реабилитационных процедур, является актуальной задачей исследования.

Цель работы

Разработка моделей двухмодульной гибридной робототехнической системы для реабилитации нижних конечностей с расширенными функциональными и эксплуатационными характеристиками и методов определения ее оптимальных геометрических и конструктивных параметров.

Для достижения поставленной цели в процессе работы решались следующие **задачи**:

1. Обзор и анализ клинических аспектов роботизированной механотерапии, достоинств и недостатков робототехнических систем для реабилитации, методов оптимизации.

2. Разработка структуры и математической модели двухмодульной гибридной робототехнической системы на основе активных и пассивных механизмов с возможностью реабилитации как одной, так и обеих нижних конечностей.

3. Разработка метода параметрического синтеза гибридной робототехнической системы модульной структуры с учётом особенностей антропометрии пациентов, требуемых для реабилитации траекторий и углов поворота суставов в соответствии с клиническими рекомендациями.

4. Разработка двухэтапного эвристического алгоритма оптимизации, позволяющего учесть условия компактности конструкции и достижимости всех требуемых для реабилитации положений, а также выполнять формирование и обработку геометрии робототехнической системы в процессе оптимизации с учётом различных уровней параметрических ограничений.

5. Разработка метода автоматизированного проектирования гибридной робототехнической системы с использованием CAD/CAE-систем, включая создание электронно-цифровой и имитационной динамической моделей, с учётом особенностей антропометрии пациентов и требуемых для реабилитации траекторий.

6. Разработка полномасштабного образца двухмодульной гибридной робототехнической системы с предохранительным устройством. Проведение экспериментальных исследований, сопоставление и анализ результатов теоретических и экспериментальных исследований.

Научная новизна работы

1. Предложена гибридная модульная структура робототехнической системы для реабилитации нижних конечностей, выполненная на базе двух идентичных по структуре модулей, включающих активный 3- PRRR манипулятор для перемещения стопы пациента и пассивный ортез на базе RRR механизма для поддержки нижней конечности. **Показана** возможность за счет модульной структуры изменять параметры системы в зависимости требуемой программы реабилитации, антропометрии пациента и особенностей заболевания, использовать как один модуль для одной конечности, так и два модуля одновременно для обеих конечностей.

2. Разработана математическая модель, описывающая зависимость положений звеньев активных и пассивных механизмов двух модулей от углов в

шарнирах пассивного ортеза с учётом вариантов креплений кинематических цепей активных манипуляторов к подвижным платформе и их конфигураций. **Получены** условия достижимости положений платформ, исключая возможные пересечения и столкновения звеньев.

3. Разработан метод параметрического синтеза гибридной робототехнической системы модульной структуры с учётом 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 учётом особенностей антропометрических данных, а другой - на компактности конструкции. **Установлено**, что увеличение уровня параметрических ограничений снижает показатели компактности конструкции в пределах от 0,57 до 10,56%. Но при этом достигается существенное улучшение эргономичности и технологичности конструкции.

4. Разработан двухэтапный эвристический алгоритм оптимизации геометрических параметров, на первом этапе которого выполняется поиск области допустимых конфигураций, а на втором область оптимальных конфигураций. Это обеспечивается вариативностью критериальной функции за счёт обнуления второго компонента с использованием функции Хевисайда в случае наличия недостижимых положений. В алгоритме **предусмотрена** возможность хранения структурированных массивов данных, описывающих геометрию робототехнической системы и особенности уровней параметрических ограничений. По результатам численного эксперимента **получена** наилучшая конфигурация для проектирования.

5. Разработан метод автоматизированного проектирования двухмодульной гибридной робототехнической системы с использованием CAD/CAE-систем, включающий создание точной параметризованной электронно-цифровой и имитационной динамической моделей с учетом особенностей антропометрических и физиологических данных пациентов, сило-моментных характеристик в приводах. **Выявлена** необходимость корректировки в

конструкции шарнирных соединений для обеспечения требуемых движений при сохранении полученных кинематических соотношений. **Предложено и экспериментально подтверждено** использование для обеспечения безопасности подвешенного 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.

Сделан вывод об эффективности предложенных методов на основе натуральных испытаний разработанного экспериментального образца робототехнической системы.

Теоретическая и практическая значимость работы

Теоретическая значимость заключается в развитии научных основ параметрического синтеза, моделирования и автоматизированного проектирования гибридных робототехнических систем для реабилитации нижних конечностей, включая созданные новые схемно-технические решения, модели, алгоритмы и экспериментальный образец робототехнической системы, а также высокопроизводительные методы оптимизации геометрических и конструктивных параметров и программно-аппаратное обеспечение.

Практическая значимость состоит в развитии методов и методик оптимального проектирования для создания и внедрения новых типов робототехнических систем в клиническую практику для реабилитации больных после инсульта, при спастических параличах и других неврологических заболеваний, а также после травм, реконструктивных операций, эндопротезирования суставов нижней конечности ускорит реабилитацию и существенно улучшит качество жизни пациентов. Разработана конструкция полномасштабного экспериментального образца двухмодульной гибридной робототехнической системы для реабилитации нижних конечностей с предохранительным устройством 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.

Результаты имеют потенциал практического использования в практике отечественных медицинских реабилитационных центров, стационаров, лечебных клиник, медицинских исследовательских организаций. Практическое внедрение результатов расширит возможности персонализированной медицины, в том числе при проведении реабилитационных восстановительных процедур пациентов с нарушениями функций нижних конечностей.

Методология и методы исследования

Для решения поставленных задач проводится комплекс исследований, основанных на новых современных методах и подходах механики машин и роботов, математического и имитационного моделирования, оптимизации, проектирования с учетом важных аспектов клинической и реабилитационной медицины

Для эффективного решения задач, связанных с моделированием и анализом данных, разработаны программные компоненты на языке программирования C++, использующие передовые технологии интервального анализа с помощью библиотеки Snowgoose и параллельных вычислений с помощью библиотеки OpenMP. Для визуализации результатов моделирования применено мощное программное обеспечение Blender, которое позволило создавать уникальные и наглядные 3D-изображения. Для имитационного моделирования с использованием 3D-моделей задействованы программные комплексы Siemens PLM Software NX и MATLAB,

Положения, выносимые на защиту:

1. Кинематическая схема двухмодульной гибридной робототехнической системы на базе активного механизма параллельной структуры для перемещения стопы пациента и пассивного ортеза для поддержки конечности, модульная структура которой позволяет изменять параметры системы в зависимости от антропометрии пациента и особенностей заболевания, использовать как один

модуль для одной конечности, так и два модуля одновременно для обеих конечностей.

2. Математическая модель, описывающая зависимость положений звеньев активных и пассивных механизмов двух модулей от углов в шарнирах пассивного ортеза с учётом вариантов креплений кинематических цепей активных манипуляторов к подвижной платформе и их конфигураций.

3. Метод параметрического синтеза робототехнической системы, учитывающий сформированные уровни параметрических ограничений в зависимости от эргономичности и технологичности конструкции, основанный на использовании эвристических подходов и поиске оптимальных конфигураций по критерию в виде двухкомпонентной свёртки, учитывающей особенности антропометрических данных пациента и компактность конструкции.

4. Алгоритм оптимизации геометрических параметров гибридной робототехнической системы, реализующий двухэтапный эвристический поиск оптимальных конфигураций с возможностью хранения структурированных массивов данных, описывающих геометрию робототехнической системы и особенности уровней параметрических ограничений оптимизации.

5. Метод автоматизированного проектирования двухмодульной гибридной робототехнической системы с использованием CAD/CAE-систем, включающий создание точной электронно-цифровой и имитационной динамической моделей с учетом антропометрических данных и требуемых для реабилитации траекторий, позволяющий моделировать рабочие процессы, полноценно оценить компоновку конструкции, ремонтпригодность и эргономику робототехнической системы.

Степень достоверности полученных результатов

Достоверность результатов обеспечивается строгими математическими выводами, согласованностью с опубликованными результатами научных исследований других авторов, подтверждаются результатами компьютерного моделирования (с проверкой примененных моделей и алгоритмов на задачах, имеющих аналитическое решение), лабораторными испытаниями разработанного экспериментального образца гибридной робототехнической системы для

реабилитации нижних конечностей с использованием высокотехнологичного оборудования Центра высоких технологий БГТУ им. В.Г. Шухова. Результаты диссертации докладывались и обсуждались на российских и международных научных конференциях и получили положительный отзыв научной общественности, а также предприятий, специализирующихся в области разработки систем реабилитации и механотерапии.

Реализация результатов исследования

Спроектирован и изготовлен экспериментальный образец двухмодульной гибридной робототехнической системы, который успешно прошел экспериментальные испытания на базе научной лаборатории мехатроники и робототехники Научно-исследовательского института робототехники и систем управления (НИИ РТиСУ) БГТУ им. В.Г. Шухова.

Работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ Аспиранты, проект № 20-31-90134 и Государственного задания Минобрнауки РФ, проект № FZWN-2020-0017.

Теоретические положения диссертационной работы и результаты экспериментальных исследований используются в учебном процессе в БГТУ им. В.Г. Шухова при подготовке студентов и магистров по направлению подготовки 15.03.05 «Конструкторско-технологическое обеспечение машиностроительных производств» - профиль программы «Технология машиностроения» и направлению подготовки 15.04.06 «Мехатроника и робототехника» - профиль программы «Робототехника и искусственный интеллект»

Полученные в диссертационной работе результаты используются в проектно-конструкторской и производственной деятельности ООО «Протезное предприятие» (г. Курск).

Апробация результатов работы

Основные результаты были представлены на следующих конференциях:

– IX, X, Международная конференция “Оптимизация и Приложения” OPTIMA (Петровац, Черногория, 2017, 2019);

- Латиноамериканский симпозиум по промышленным и робототехническим системам (Тампико, Мексика, 2019);

- 7-я международная конференция по оптимизации и промышленным приложениям COIA (Баку, Азербайджан, 2020);

- Международная научно-техническая конференция молодых ученых БГТУ им. В.Г. Шухова (г. Белгород, БГТУ им. В.Г. Шухова, 2019, 2020, 2021);

- 23rd CISM IFToMM Symposium on Robot Design, Dynamics and Control (Саппоро, Япония, 2020)

- XXXIII - Международная научная конференция «Математические Методы в Технике и Технологиях» ММТТ (г. Казань, КНИТУ, 2020);

- Ежегодная международная конференция по когнитивным архитектурам, созданным на основе модели человеческого мозга для искусственного интеллекта ВІСА (Гвадалахара, Мексика, 2022);

- XXXIV Международная инновационная конференция молодых ученых и студентов МИКМУС (г. Москва, ИМАШ им. А.А. Благодирова РАН, 2022);

- Международный семинар IFToMM по целям устойчивого развития I4SDG (Бильбао, Испания, 2023)

- Международная конференция IFToMM по механизмам, передачам и приложениям MeTrApp (Пуатье, Франция, 2023)

Публикации

По результатам работы опубликовано 17 статей, в том числе 3 статьи в центральных изданиях, рекомендованных ВАК РФ, 14 статей в изданиях, индексируемых базами Web of Science и Scopus, получен 1 патент РФ на изобретение, 1 свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ.

Структура диссертации

Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, заключения и списка литературы. Общий объем диссертации: 194 страницы. Диссертационная работа содержит 17 таблиц, 101 рисунок и 4 приложения. Список литературы включает 178 источников.

ГЛАВА 1. АНАЛИЗ СОСТОЯНИЯ ИССЛЕДОВАНИЙ

В главе выполнен обзор и анализ существующих робототехнических систем для реабилитации нижних конечностей. Представлены основные клинические аспекты в области реабилитации. Выявлены требования к разрабатываемой робототехнической системе для реабилитации. Выполнен анализ исследований в области оптимизации, которые могут применяться для задач оптимизации конструктивных и геометрических параметров механизмов в процессе проектирования.

1.1. Анализ состояния исследований в области робототехнических систем для реабилитации

Во всем мире инвалидность конечности является одной из основных проблем, с которыми сталкиваются в медицине, и чаще встречается в пожилой возрастной группе. Различные факторы могут привести к нарушению двигательных функций, включая травму спинного мозга (SCI), инвалидность, связанную с острым вялым параличом, инсульт и другие причины. Кроме того, инсульт может привести к хронической инвалидности у взрослых и даже вызвать смерть от болезни коронарной артерии [159]. Кроме того, острый вялый паралич является серьезным заболеванием, которое приводит к смертности чаще, чем полиомиелит, и требует более длительного восстановления функций [167]. Тотальное эндопротезирование тазобедренного (ТЭТС) и коленного (ТЭКС) суставов уже давно является наиболее эффективным и основным методом лечения тяжелых травматических, дегенеративных и поствоспалительных поражений указанных суставов. Мировые реестры эндопротезирования свидетельствуют о неуклонном росте эндопротезирования и прогнозируют растущую потребность этого метода лечения. Ежегодно в мире за год производится от 500 тыс. до 1,5 млн тотальных замещений тазобедренного сустава. По данным Н. В. Корнилова в России потребность в эндопротезировании взрослого населения составляет 296

тыс. эндопротезов тазобедренного сустава в год. Такая же ситуация и с тяжелыми поражениями коленного сустава. В целом частота эндопротезирования коленного сустава неуклонно возрастает и превышает 100 случаев на 100 тысяч населения в год. Активная реабилитация больных с этой патологией является важнейшей медико-социальной проблемой, поскольку инвалидность после эндопротезирования остается высокой. Так после операции эндопротезирования тазобедренного сустава большинство больных признаются инвалидами II и III групп, при этом сроки пребывания на группе инвалидности, как правило, длительны - 5 и более лет. Для восстановления нормальной функции конечностей, нарушенной из-за различных факторов, необходимо проводить реабилитационный процесс. В настоящее время роботизированная физиотерапия является эффективным методом лечения нижних конечностей, который способствует значительному улучшению восстановления пациентов [130]. При лечении нижних конечностей следует учитывать, что каждая нижняя конечность имеет специфическое движение в зависимости от типа пациента (его вес, габариты и т.д.) В связи с чем требуется специальная установка для данного типа конечностей. Эти проблемы усложняют разработку системы и требуют создание модульных и надежных механических систем для терапии [113, 162, 169]. Терапевтические процедуры, как правило, основаны на выполнении непрерывных движений пораженными конечностями, с тем, чтобы они могли восстановить свои двигательные и нервные функции. Существует множество обучающих платформ, таких как системы реабилитации с поддержкой веса тела на беговой дорожке, тренажеры в сидячем или лежащем положении и системы для реабилитации стопы. Однако, инновационное направление в моторной реабилитации - это робототехнические комплексы, которые позволяют моделировать движения пациента в режиме реального времени.

За последние 10 лет были разработаны различные РТС для восстановления подвижности нижних конечностей, которые можно разделить по принципу реабилитации:

1. Тренажеры для тренировки походки на беговой дорожке.

2. Тренажеры имитации ходьбы на основе шагающих механизмов.
3. Системы тренировки походки и равновесия с частичной поддержкой веса тела
4. Стационарные тренажеры для тренировки походки.
5. Системы реабилитации голеностопного сустава.

1.1.1 Робототехнические системы для реабилитации нижних конечностей на беговой дорожке

Традиционные методы лечения всегда были нацелены на улучшение функциональной мобильности, и одним из таких методов является тренировка на беговой дорожке с частичной поддержкой веса тела [171]. Этот метод реабилитации, который получил широкое признание, заключается в том, что терапевты помогают пациенту при ходьбе по беговой дорожке, в то время как ремни безопасности поддерживают часть веса тела. Однако, с развитием технологий, многие РТС были созданы для автоматизации и улучшения этой методики обучения, что позволяет сократить труд терапевта. Такие системы основаны на роботах экзоскелетного типа в сочетании с беговой дорожкой, что позволяет достичь еще большей эффективности и точности в лечении (рисунок 1.1).



Рисунок 1.1 – Схема РТС на беговой дорожке

Одной из первых систем такого типа является робототехнический ортопедический тренажер для восстановления навыков ходьбы, утраченных в процессе болезни или травмы Lokomat (Hocoma AG) (Швейцария). РТС состоит из активного ортеза для ходьбы и усовершенствованной системы поддержки веса тела в сочетании с беговой дорожкой [59]. В нем используются управляемые компьютером двигатели (приводы), которые встроены в ортез для ходьбы в каждом тазобедренном и коленном суставе (рисунок 2). Приводы точно синхронизированы со скоростью беговой дорожки, что обеспечивает точное соответствие скорости ортеза для ходьбы и беговой дорожки. На сегодняшний день это наиболее эффективная система прошедшая клинические испытания [173].



Рисунок 1.2 – Робототехнический ортопедический тренажер Lokomat

Тренажерный комплекс LokoHelp (рисунок 1.3), разработанный в Германии, представляет собой инновационное электромеханическое устройство, способное помочь людям, перенесшим черепно-мозговую травму, восстановить свою походку [75]. Устройство устанавливается на беговую дорожку и фиксируется простым зажимом. Клинические испытания показали, что использование LokoHelp улучшает способность пациента к ходьбе также, как и тренировка двигательной активности вручную, но при этом требуется меньше терапевтической помощи и снижается нагрузка на терапевта [75, 76]. Это делает LokoHelp одним из самых эффективных тренажерных комплексов для двигательной терапии на сегодняшний день.



Рисунок 1.3 - Тренажерный комплекс для двигательной терапии LokoHelp

Еще один робототехнический реабилитационный комплекс для тренировки походки на беговой дорожке с поддержкой веса тела ReoAmbulator (Израиль) [172]. С помощью робототехнических ортезов ходьбы и систем поддержки массы тела, сочетаемых с беговой дорожкой, этот метод помогает пациентам с нарушениями походки выполнить движения на беговой дорожке, что позволяет провести комбинированную функциональную локомоторную терапию и оценить функциональное состояние (рисунок 1.4). Терапевт, работающий с пациентом, может регулировать количество поддерживаемого веса и скорость на беговой дорожке. Ортезы инициируют ходьбу. Каждое из таких устройств включает специальные механические узлы, которые прикрепляются к лодыжкам и области выше колена. Манжеты крепления пациента легко фиксируются с помощью липучек и пряжек. Когда весь аппаратный комплекс приводится в движение, эти движения полностью повторяют траекторию нормальной ходьбы.



Рисунок 1.4 - Робототехнический реабилитационный комплекс ReoAmbulator

Несмотря на то, что многие РТС все еще находятся на стадии исследования или разработки, некоторые из них уже использовались для проведения клинических испытаний. Один из примеров успешного использования РТС - это устройства для локомоторной тренировки после травмы спинного мозга. Разработанные лабораторией биомехатроники Калифорнийского университета РТС для реабилитации ARTHuR (США) показали высокую эффективность в лечении пациентов с травмами спинного мозга. Благодаря этим устройствам, больные смогли восстановить потерянные функции и вернуться к обычной жизни. Устройство, предназначенное для измерения и манипулирования шагами человека на беговой дорожке [139] состоит из пневматического ортеза для ходьбы, улучшенной конструкции робота для конечностей, тазового вспомогательного манипулятора, устройства, которое может приспосабливаться и контролировать естественные движения таза [140]. Первый ARTHuR протестированный в клинических условиях [71] продемонстрировал свою надежность при выполнении шагов, тем самым уменьшая усилия, необходимые тренеру при ручной помощи.

Ортез для конечностей ALEX (рисунок 1.5) (США) представляет собой активный экзоскелет с электроприводом и линейными приводами в тазобедренных и коленных суставах, а также с контроллером силового поля, который помогает пациентам при использовании метода "помощь по мере необходимости" [45]. После тренировки на нем двое пациентов, переживших хронический инсульт, заметно улучшили свою походку, что проявилось в увеличении размера шага и скорости ходьбы на беговой дорожке [46].



Рисунок 1.5 - Активный экзоскелет для ног ALEX

На рисунке 1.6 представлен робот для реабилитации походки LOPES из Нидерландов представляет собой экзоскелет, который гибко соединен с неподвижным основанием на высоте таза и движется параллельно конечностям человека, идущего по беговой дорожке [168]. Проведено первое клиническое исследование, которое оценивает эффективность LOPES в улучшении способности и качества ходьбы у людей, переживших хронический инсульт [44].

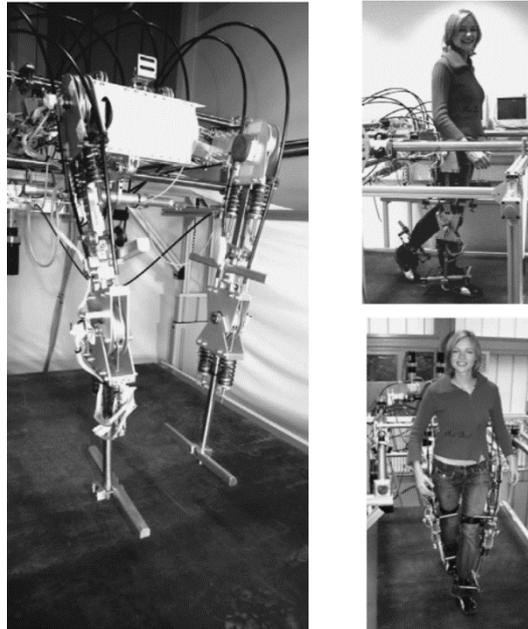


Рисунок 1.6 - Робот для реабилитации походки LOPES

В стадии исследования находятся три PTC : ALTRACO, RGR и String-Man. Проект «Автоматизированное обучение локомоции с использованием совместимого с приводом роботизированного ортеза» ALTACRO (Бельгия) направлен на разработку нового ступенчатого реабилитационного робота с использованием пневматического привода [51]. Устройство состоит из одностороннего экзоскелета и поддерживающего рычага для пассивной гравитационной балансировки устройства (рисунок 1.7).

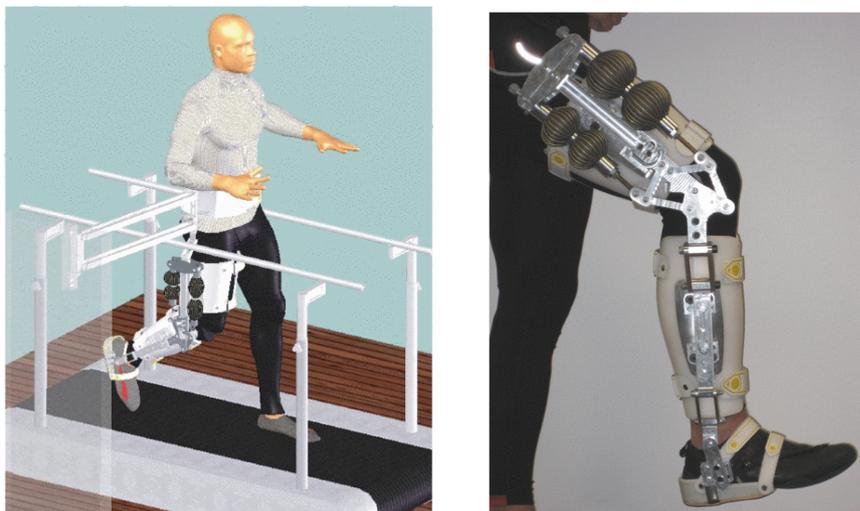


Рисунок 1.7 - Реабилитационный робот ALTACRO

Созданный в США робототехнический тренажер RGR предназначен для реабилитации походки у пациентов, которые перенесли инсульт (рисунок 1.8). Он помогает устранить вторичные отклонения походки, путем приложения силовых полей к тазу пациента, когда он ходит на беговой дорожке. Эти поля генерируют корректирующие силы, чтобы исправить отклонения от нормального движения таза [134]



Рисунок 1.8 - Робототехнический тренажер для реабилитации походки RGR

Разработанный в Берлине String-Man [157] - это робототехническая система, предназначенная для восстановления двигательных функций и реабилитации походки. Его кинематическая структура состоит из 7 проводов, которые крепятся к туловищу пациента (рисунок 1.9).



Рисунок 1.9 – РТС для реабилитации String-Man

1.1.2 Робототехнические системы для реабилитации нижних конечностей с использованием шагающих механизмов

Некоторые реабилитационные системы основаны на программируемых подставках для конечностей, то есть ступни пациента располагаются на отдельных подставках, движения которых контролируются РТС для имитации различных моделей походки (рисунок 1.10)

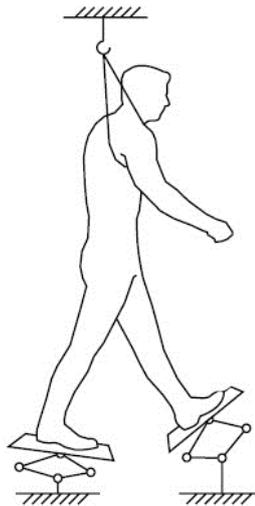


Рисунок 1.10 – Схема РТС на основе шагающих механизмов

Gangtrainer GT II (Германия) (рисунок 1.11), выпускаемый компанией Reha-Stim - это тренажер, который помогает восстановить способность ходить и

двигаться при помощи безопасных и интенсивных двигательных упражнений. Он предназначен для пациентов с серьезными неврологическими и ортопедическими нарушениями. Это новое поколение тренажеров, разработанное на основе успешной предыдущей модели Gangtrainer GT I, которая была использована в клинической практике в течение 20 лет и доказала свою эффективность по результатам исследований [133].



Рисунок 1.11 - Тренажер для восстановления походки Gangtrainer GT II

В отличие от тренажера GT, который обеспечивает только пассивное управление, NapticWalker (Франция) [147] и робот для симуляции походки G-EO (Швейцария) [89, 109] имеют два свободно программируемых шагающих механизма с 3 степенями свободы. Эта функция позволяет обучать пациентов повторяющимся движениям при ходьбе, например, подъему по лестнице.

NapticWalker — это модернизированная версия GT I, направленная на достижение высокой динамики и произвольных движений [147]. NapticWalker — тактильный интерфейс передвижения, способный моделировать не только медленные и плавные траектории (например, ходьбу по ровному полу и лестнице вверх/вниз), но и движения конечностей, такие как ходьба по неровной земле или даже спотыкание, или скольжение (рисунок 1.12). Этот тренажер представляет собой тяжелый робот-манипулятор, приводимый в движение мощными электроприводами и обеспечивающий высокую скорость движений. Каждая платформа для конечностей оснащена датчиком силы/крутящего момента с

шестью степенями свободы, позволяющим измерять взаимодействие с пациентом. Тренажер прошел клинические испытания с пациентами, перенесшими инсульт, и пациентами с травмой спинного мозга [177].



Рисунок 1.12 – Тактильное устройство для симуляции ходьбы HapticWalker

РТС для опорно-двигательной терапии G-EO был разработан для обучения пациентов, перенесших инсульт [90, 91], его механическая конструкция меньше, чем у HapticWalker. Помимо движения стоп, движение тела пациента контролируется в вертикальном и боковом перемещениях. Тесты с симуляцией ходьбы по полу и подъемом по лестнице показали сопоставимую мышечную активацию между реальными и симулированными движениями, что подтверждает возможность применения G-EO при обучении пациентов с инсультом [89]. Более того, стратегия адаптивного управления реализуется путем измерения сил реакции конечностей с помощью пары бахил [161]. Учитывая, что основным недостатком тренажера на основе шагающих механизмов является отсутствие истинной фазы поворота, поскольку стопа находится в постоянном контакте с тренажером [161], адаптивный алгоритм позволяет моделировать естественную походку, контролируя силу сопротивления шагающих механизмов.



Рисунок 1.13 - РТС для опорно-двигательной терапии терапии G-EO

GaitMaster5 (GM5) (Япония) — это система реабилитации походки с локомоционным интерфейсом для подъема по лестнице или спуска, разработанная в Университете Цукубы [175]. Состоит из двух манипуляторов с 2 степенями свободы, оснащенных платформами для конечностей (рисунок 1.14). Они могут перемещать конечности пользователя, в то время как его или ее тело остается неподвижным. Платформы для конечностей следуют за предварительно записанным движением конечностей здорового человека.

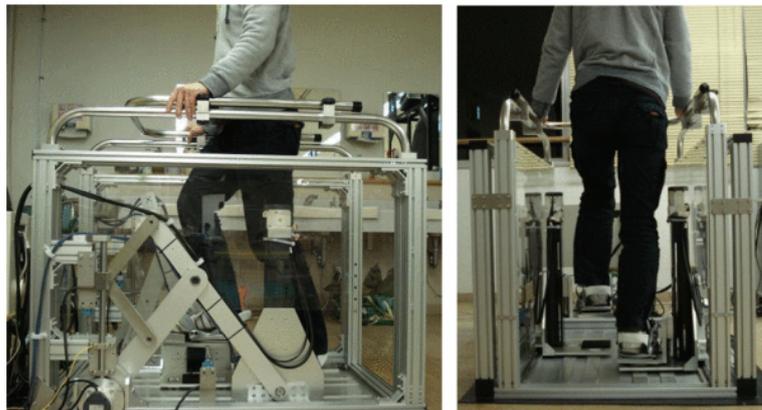


Рисунок 1.14 - Система реабилитации походки GaitMaster5

Робот для реабилитации нижних конечностей (LLRR) (Китай) может помочь пациентам имитировать шаги здоровых людей, тренировать мышцы конечностей, постепенно восстанавливать нейронный контроль над функцией

ходьбы [58]. Он состоит из системы контроля положения платформ и механизма контроля веса (рисунок 1.15).



Рисунок 1.15 - Робот для реабилитации нижних конечностей

В Национальном университете Кёнсан был разработан робот для реабилитации походки с 6 степенями свободы, который позволяет пациентам изменять скорость ходьбы на различных типах местности и перемещаться в виртуальных средах через соединения верхних и нижних конечностей. Этот робот состоит из устройства верхней конечности, скользящего устройства, двух шагающих механизмов для конечностей и системы поддержки тела (рисунок 1.16). Платформа на скользящем устройстве генерирует пространственные движения с 3 степенями свободы в сагиттальной плоскости для каждой стопы. Это позволяет создавать различные типы местности для разнообразных тренировок по ходьбе. Устройство для верхних конечностей позволяет пользователям естественным образом размахивать руками с помощью простого маятникового звена с пассивным призматическим суставом. Синхронизированные паттерны походки для этого робота предназначены для представления нормальной походки с соединениями верхних и нижних конечностей [177].



Рисунок 1.16 - Робот для реабилитации походки (Китай)

1.1.3 Робототехнические системы для реабилитации нижних конечностей с частичной поддержкой массы тела

РТС для реабилитации нижних конечностей с частичной поддержкой массы тела позволяют пациентам двигаться под собственным контролем (рисунок 1.17), а не перемещать их по заранее заданным шаблонам движений.

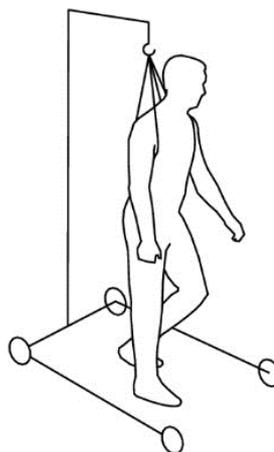


Рисунок 1.17 – Схема РТС с частичной поддержкой массы тела

В работе [131] предложена реконфигурируемая роботизированная система параллельной структуры с тросовыми приводами для реабилитации как верхних,

так и нижних конечностей человека за счет перестановки тросов (рисунок 1.18). Конструкция представляет собой каркас, изготовленный из алюминиевого профиля, основные узлы которого закреплены посредством болтового соединения, что значительно облегчает процесс сборки-разборки, а также транспортировки, тем самым обеспечивая доступность использования пациентами комплекса в домашних условиях. Для разгрузки веса пациента предусмотрены поддерживающие ремни, которые крепятся к поддерживающему жилету и имеют возможность регулировки по высоте, что позволяет увеличивать или уменьшать нагрузку на нижние конечности пациента, а также использовать реабилитационный комплекс для пациентов разной комплекции. Имитация движений осуществляется за счет работы серводвигателей, закрепленных на платформе, соединенных кулачковыми муфтами с катушками, которые приводят в действие кабели, соединенные с пассивным ортезом. На последнем этапе реабилитации, когда пациент может двигаться без вспомогательных устройств для тренировки походки предусмотрена беговая дорожка.

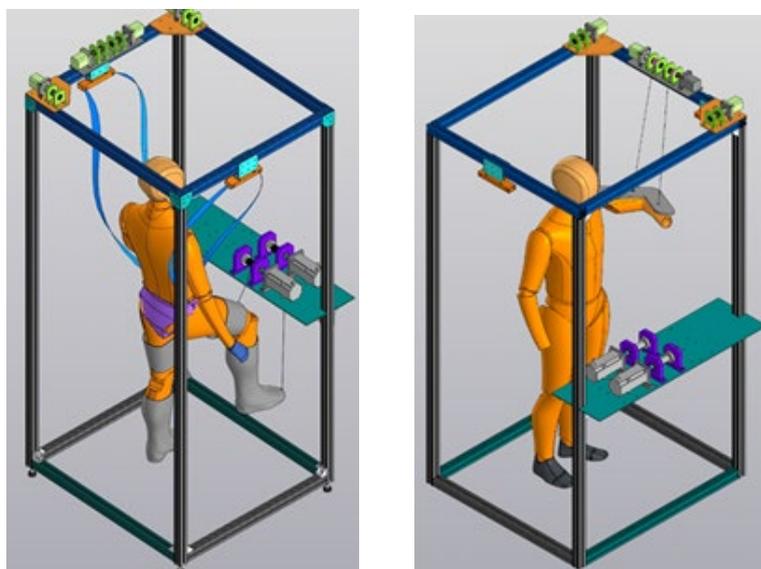


Рисунок 1.18 - Роботизированная система для реабилитации верхних и нижних конечностей на базе тросового робота

KineAssist (США) - это РТС для тренировки походки и равновесия [132]. Тренажер обеспечивает частичную поддержку веса тела, допускает множество осей движения как туловища, так и таза, оставляет конечности пациента доступными для физиотерапевта во время ходьбы. Он состоит из специально

разработанного ремня безопасности для туловища и таза, прикрепленного к мобильному робототехническому основанию (рисунок 1.19). Механизм обеспечивает поступательное и поворотное движение устройства. Успешно прошел клинические испытания для оценки изменений скорости ходьбы по земле при использовании системы [57].

WalkTrainer (Швейцария) представляет собой РТС для реабилитации, состоящую из мобильного основания, тазового ортеза, опоры для веса тела, двух ортезов для конечностей и электростимулятора с управлением в реальном времени [138]. WalkTrainer - вертикализирующая система, обеспечивающая процесс реабилитации ходьбы (рисунок 1.20). Система прошла первые клинические испытания [138].



Рисунок 1.19 - РТС для тренировки походки и равновесия KineAssist

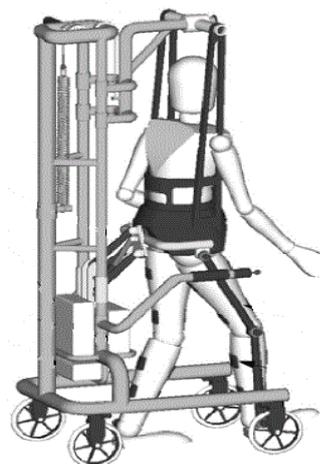


Рисунок 1.20 - РТС для реабилитации WalkTrain

ReWalk — это носимый моторизованный экзоскелет от ARGO Medical Technologies Ltd (США) (рисунок 1.21). Устройство ReWalk позволяет ходить, стоять и даже подниматься по лестнице людям с заболеваниями нижних конечностей [83]. ReWalk позволяет пользователю инициировать передвижение с помощью улучшенных датчиков движения, сложных алгоритмов управления, бортовых компьютеров, программного обеспечения в режиме реального времени, приводных двигателей и специальных аккумуляторов.



Рисунок 1.21 - Моторизованный экзоскелет ReWalk

Японский робот Hybrid Assistive Limb (HAL) имеет широкий спектр применения, от реабилитации до выполнения тяжелых работ, и доступен в нескольких версиях, включая версию для всего тела и версию с двумя конечностями [98]. В настоящее время используется версия 5 для проведения клинических испытаний [158]. Для поддержки ходьбы людей с гемиплегией была разработана также версия HAL для одной конечности (рисунок 1.22), которая была протестирована на пациенте с гемиплегией, неспособном согнуть правое колено [97].



Рисунок 1.22 - Вспомогательный робот Hybrid Assistive Limb

Разработаны два типа РТС для реабилитации походки: мобильный манипулятор WHERE-I (Корея) (рисунок 1.23, а) и мобильное транспортное

средство WHERE-II (Корея) (рисунок 1.23, б). Каждая система состоит из четырех основных подсистем: подсистемы мобильного основания, подсистемы BWS, подсистемы анализа намерений и подсистемы безопасности. Основное различие между этими двумя системами заключается в том, что WHERE-I основан на мобильном манипуляторе и электрическом механизме, тогда как WHERE-II основан на мобильном транспортном средстве с однозвенным манипулятором и пневматическим механизмом. В тазу есть шесть осей движения, которые участвуют в ходьбе. Таким образом, WHERE-I и WHERE-II могут двигаться вперед/назад и могут вращаться на месте [41, 149].



а)



б)

Рисунок 1.23 - РТС для реабилитации походки: а) мобильный манипулятор WHERE-I, б) мобильное транспортное средство WHERE-II

1.1.4 Стационарные робототехнические системы для реабилитации нижних конечностей

Стационарные системы управления движениями конечностей нацелены на достижение оптимального терапевтического и функционального эффекта (рисунок 1.24). Они способствуют эффективному укреплению мышц, развитию выносливости и подвижности суставов, а также улучшению координации движений..

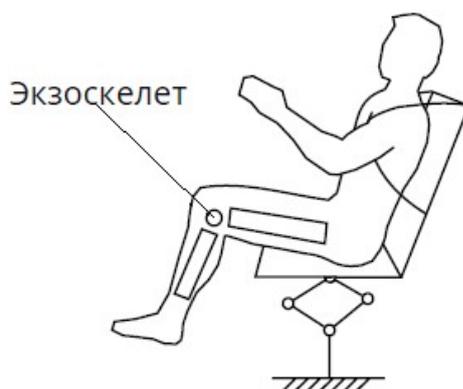


Рисунок 1.24 - Стационарные РТС

MotionMaker - стационарная РТС, разработанная в Швейцарии, которая позволяет пациентам с парализованными конечностями выполнять упражнения с активным участием [148]. Для имитации естественных сил реакции опоры, конечности прикрепляются к ортезам только на уровне стопы (рисунок 1.25). Преимуществом MotionMaker является возможность контроля упражнений в реальном времени с помощью датчиков и адаптированной к усилиям пациента электростимуляции. Проведенные клинические испытания показали улучшение способности пациентов развивать более высокую произвольную силу во время жима конечностями [56].



Рисунок 1.25 - Реабилитационная система MotionMaker

Российскими учеными разработан и запатентован тренажерный комплекс для механотерапии нижних конечностей включает манипулятор, подвижную платформу, соединенную непересекающимися рычагами с независимыми друг от друга каретками, размещенными на направляющих манипулятора с возможностью

независимого линейного перемещения по трем направлениям и соединенными с тремя линейными электроприводами соответственно, блоки контроля усилий и перемещений, управляющее программное обеспечение и пользовательский интерфейс. Техническим результатом является расширение функциональных возможностей за счет обеспечения реализации дополнительного комплекса упражнений, в частности отведение бедра [27].

Были созданы еще две РТС, работающие по аналогичному принципу. Lambda (Швейцария) - это робот для реабилитации нижних конечностей, который обеспечивает движение в сагиттальной плоскости и дополнительное вращение для лечения голеностопного сустава (рисунок 1.26) [55]. Также была разработана система реабилитации конечностей с проводным приводом (рисунок 1.27), созданная Национальным институтом передовых промышленных наук и технологий (AIST) Цукубы (Япония) [93]. Экспериментальная система предназначена для сгибания/разгибания колена и бедра, отведения/приведения бедра и внутреннего/внешнего вращения бедра..



Рисунок 1.26 - Реабилитационный робот AIST

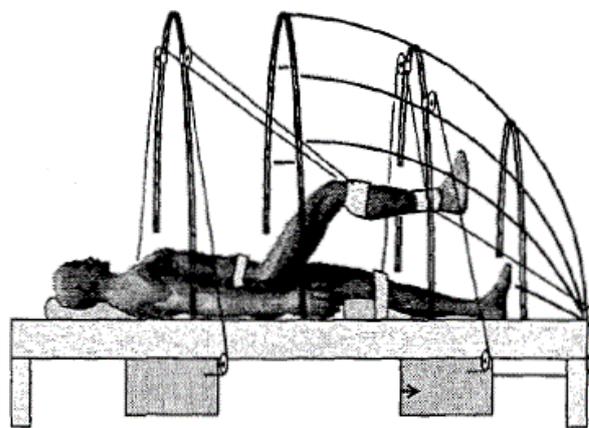


Рисунок 1.27 - Система реабилитации Lambda

1.1.5 Робототехнические системы для реабилитации тазобедренного, коленного и голеностопного суставов

Неврологические нарушения после инсульта могут привести к снижению или отсутствию мышечной активности голеностопного сустава, что приводит к неспособности человека поднять конечность (опущенная стопа). Движение

голеностопного сустава очень сложное из-за сложной костной структуры [156]. Общие движения голеностопного сустава можно разделить на тыльное/подошвенное сгибание, инверсию/эверсию, отведение/приведение и пронацию/супинацию.

Было разработано множество систем, специально предназначенных для усиления или восстановления движений голеностопного сустава и колена. Эти системы можно разделить на стационарные и активные ортезы стопы.

Модель Rutgers Ankle (США) была первой в своем роде. Это тактильная РТС на основе платформы Стюарта (рисунок 1.28), которая воздействует на конечность пациента силой сопротивления в 6 степеней свободы в ответ на упражнения на основе виртуальной реальности [82]. С этой системой было проведено множество клинических испытаний [64], показывающих улучшение клинических показателей силы и выносливости пациента. В [53] система была расширена до конфигурации двойной платформы Стюарта, которая будет использоваться для моделирования походки и реабилитации.

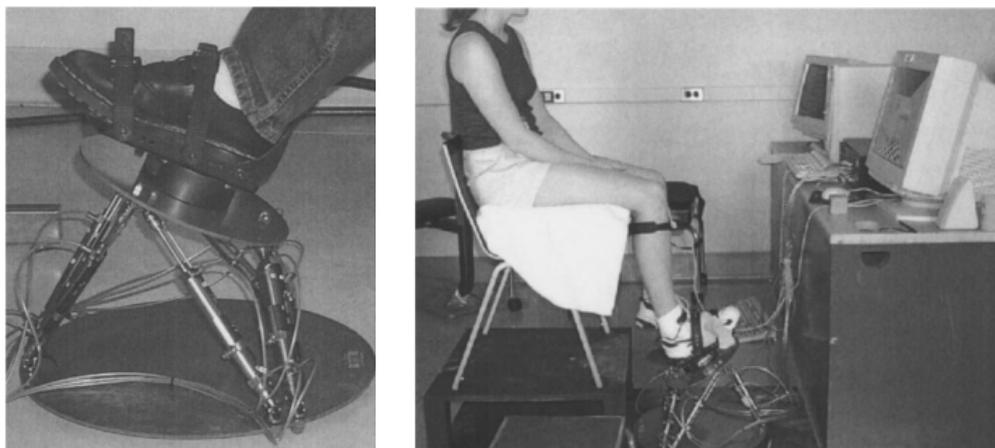


Рисунок 1.28 - РТС для реабилитации голеностопного сустава Rutgers Ankle

Высокопроизводительный робот для реабилитации голеностопного сустава был разработан Итальянским технологическим институтом (ИТ) [96]. Это устройство предоставляет возможность тыльного сгибания и инверсии/эверсии с использованием параллельного механизма, который имеет улучшенные характеристики и использует резервирование срабатываний для устранения

сингулярности и значительного улучшения маневренности рабочего пространства (см. рисунок 1.29).



Рисунок 1.29 - Робот для реабилитации голеностопного сустава

Более новая система, ортопедическое устройство для активной реабилитации коленного сустава AKROD (США) (рисунок 1.30), обеспечивает переменное демпфирование коленного сустава, контролируемое таким образом, чтобы облегчить восстановление моторики у пациентов после инсульта и других неврологических заболеваний, а также ускорить восстановление у пациентов с травмой колена [54, 127].

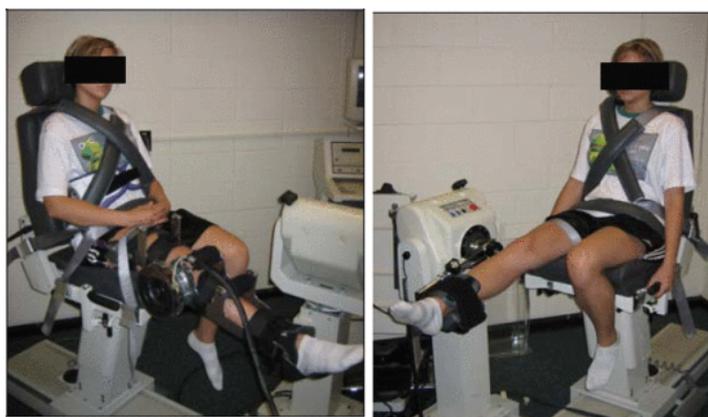


Рисунок 1.30 - Ортопедическое устройство для активной реабилитации коленного сустава
AKROD

Университет Осаки (Япония) создал Leg-Robot - робота в форме конечности с компактной магнитореологической жидкостной муфтой, который используется для демонстрации различных методов тактильного контроля при аномальных

движениях пациентов с травмами головного мозга [103]. Эта система может быть полезна в обучении студентов лечебной физкультуры.

Институт науки и технологий Кванджу (Корея) разработал реконфигурируемого робота для реабилитации голеностопного сустава и стопы, позволяющего использовать различные режимы реабилитационных упражнений [178]. Робот может выполнять желаемые движения лодыжки и стопы, включая подъем носков и пяток, а также традиционные вращения лодыжки. Система была разработана для выполнения упражнений на укрепление и балансировку.

Виртуальный тренажер лодыжки и равновесия Северо-Восточного университета (NUVABAT) - это мехатронное реабилитационное устройство, разработанное в США. Оно предназначено для тренировки голеностопного сустава в положениях сидя и стоя, а также для улучшения равновесия и переноса веса в положении стоя. Устройство компактное и доступное по цене [66].

Факультет машиностроения Королевского колледжа (Великобритания) предложил робота для реабилитации голеностопного сустава на основе параллельного механизма с центральной стойкой [61]. Университет Окленда (Новая Зеландия) также разработал робота параллельной структуры для выполнения упражнений по реабилитации голеностопного сустава [163]. В последней системе лодыжка человека прикреплена к платформе таким образом, что она является частью кинематического ограничения робота.

Роботы, созданные лабораторией человеко-машинных систем Национального университета Ченг Кунг в Тайване, а также Школой машиностроения и автоматизации Университета Фучжоу в Китае, были разработаны для помощи в реабилитации пациентов с дисфункцией голеностопного сустава. Кроме того, робототехническое устройство для тыльного/подошвенного сгибания голеностопного сустава было создано AIST Цукубы в Японии и может использоваться у пациентов с осложненной деформацией голеностопного сустава [94, 108, 156].

Активные ортезы стопы отличаются от стационарных систем тем, что они являются экзоскелетами, которые пациент носит во время ходьбы на земле или на

беговой дорожке (рисунок 1.31). Они предназначены для контроля положения и движения голеностопного сустава, компенсации слабости или коррекции деформаций. Эти ортезы представляют собой усовершенствование традиционных пассивных ортезов нижних конечностей, обеспечивая соответствующую динамику походки для реабилитации [74, 151].



Рисунок 1.31 – Схема активного ортеза для реабилитации голеностопного сустава

Двумя ранними попытками разработать такие системы были приводной ортез для ходьбы (PGO) (Италия) (рисунок 1.32) [142] и пневматический активный ортез для походки (PAGO) (США) [50]. Оба устройства прошли испытания на людях, но не были коммерциализированы.

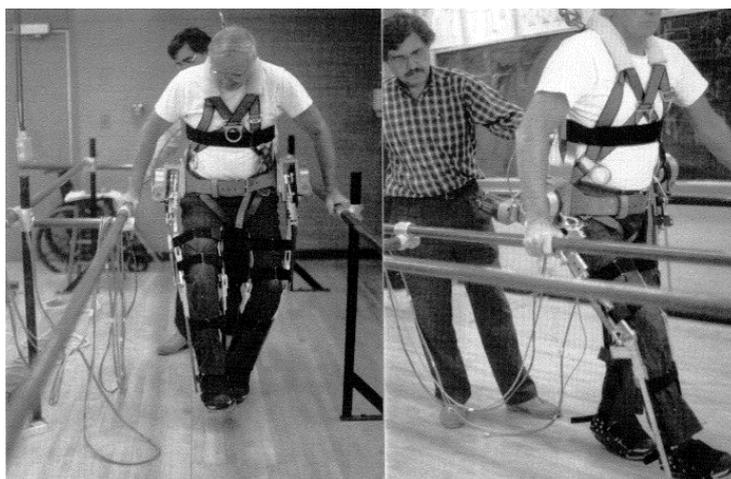


Рисунок 1.32 - Приводной ортез для ходьбы PGO

В настоящее время одной из наиболее востребованных систем реабилитации является Anklebot (рисунок 1.33), робот для реабилитации голеностопного сустава, разработанный в Массачусетском технологическом

институте (MIT) (США) [141]. Система обеспечивает диапазон движений в трех степенях свободы стопы относительно голени при ходьбе по земле или на беговой дорожке. Испытания с использованием такого устройства были представлены в [101, 105] и показали улучшение характеристик походки с общим улучшением пройденного расстояния и времени ходьбы.



Рисунок 1.33 - Система реабилитации Anklebot

Орtez КАFO, используемый в США как альтернативная реабилитационная система, работает на основе искусственных пневматических мышц, которые активируются во время ходьбы [146]. Ранее авторы разработали механический ортез AFO для изучения двигательной адаптации и реабилитации походки человека [73].

Реабилитационная система Walkabout (Австралия) [129] функционирует как тазобедренный сустав, соединяющий два ортеза (рисунок 1.34). Система Walkabout обеспечивает стабильность при ходьбе и стоянии, совместима с инвалидными колясками, имеет эстетические преимущества и легко надевается и снимается. Однако, существует предположение о гипотетической оси системы, которая расположена ниже физиологического положения тазобедренного сустава, что может привести к увеличению сопротивления движению конечностей и затруднить передвижение.



Рисунок 1.34 - Реабилитационная система Walkabout

Ортез Primewalk (Японии) (рисунок 1.35) имеет устройство медиального сцепления с виртуальной осью на основе скользящего механизма и 12 встроенных подшипников для плавности движения [129]. Использование системы Primewalk увеличивает среднюю скорость походки, частоту шагов и длину шага по сравнению с системой Walkabout. Эффективность походки улучшается благодаря установке виртуальной оси тазобедренного сустава ортеза выше, чем у сустава шарнирного типа [176].



Рисунок 1.35 – Реабилитационная система Primewalk

RoboKnee (США) представляет собой экзоскелет коленного сустава с 1 степенью свободы, предназначенный для увеличения силы колена и помогающий подниматься по лестнице и приседать (рисунок 1.36) [57, 67]. RoboKnee может быть использован у пациентов, у которых есть слабость в нижних конечностях из-за таких состояний, как инсульт, постполиомиелитный синдром, рассеянный склероз, мышечная дистрофия и старение. Устройство включает линейный

последовательный привод, который связан с верхней и нижней частями коленного бандажа, чтобы обеспечить низкую нагрузку на бедро и икру соответственно. [138].



Рисунок 1.36 – Экзоскелет коленного сустава RoboKnee

Коленный экзоскелет [50] может применяться у пациентов, страдающих той или иной формой слабости конечностей (рисунок 1.37). Концепция ортопедических устройств с электроприводом заключается в использовании пассивной динамики передвижения для снижения энергетических потребностей. Энергоавтономный экзоскелет коленного сустава предназначен для облегчения бега. Устройство состоит из коленного фиксатора, в котором моторизованный механизм активно сжимает/разжимает пружину параллельно коленному суставу. Экзоскелет предназначен для использования следующим образом: пружина должна начать сжиматься по мере сгибания колена.

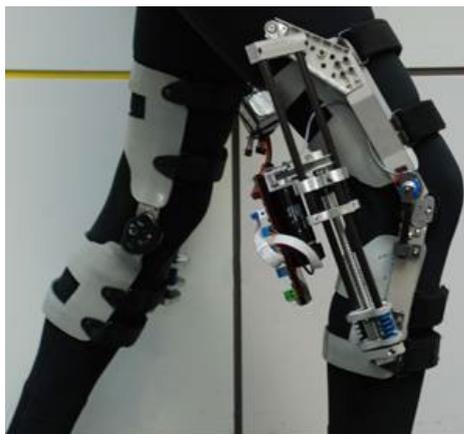


Рисунок 1.37 - Коленный экзоскелет

Японская разработка под названием Гибридная вспомогательная конечность (HAL) [145] включает в себя контроллер, компьютер, аккумулятор, а

также датчики угла, ускорения и силы реакции. Устройство весит 21 кг и может работать без перерыва около 2 часов 40 минут. HAL позволяет выполнять такие действия, как вставание со стула, ходьбу, спуск и подъем по лестницам, а также удерживать и поднимать тяжелые предметы весом до 70 кг. Она использует биосенсоры для интерпретации намерений пользователя и имеет «систему добровольного контроля». Кроме того, HAL оснащена «роботизированной автономной системой управления», которая обеспечивает движение, аналогичное человеческому.

Разработанное в Японии вспомогательное устройство для ходьбы с управлением шагом (Honda Motor) [43] предназначено для людей с ослабленными мышцами конечностей, которые все еще способны ходить (см. рисунок 1.38). Двигатель помогает поднимать каждую конечность у бедра при движении вперед и назад, что увеличивает длину шага пользователя и облегчает преодоление больших расстояний с большей скоростью. Устройство имеет легкую и простую конструкцию с ремнем, который надевается на бедра, что снижает нагрузку на пользователя и подходит для людей разных форм тела. Его вес вместе с аккумуляторами составляет 2,8 кг. Оно состоит из 2 двигателей постоянного тока, литий-ионной аккумуляторной батареи, датчиков угла и управляющего компьютера, и работает около 2 часов [70].



Рисунок 1.38 - Вспомогательное устройство для ходьбы с управлением шагом Honda Motor

Устройство помощи при ходьбе с поддержкой веса тела (двигатель Honda) (Япония) показано на рисунке 1.39 [43]. Созданное компанией Honda второе экспериментальное устройство для помощи при ходьбе способно уменьшить

нагрузку на конечности пользователя и поддерживать его вес, что может привести к снижению утомляемости и физических нагрузок. Механизмы, разработанные компанией, облегчают нагрузку на конечности и помогают поддерживать центр тяжести.



Рисунок 1.39 - Устройство помощи при ходьбе с поддержкой веса тела

Производство комплексов для роботизированной механотерапии является сложным и высокотехнологичным процессом, который требует участия специалистов. Растущий спрос на продукцию этого типа является ярким доказательством заинтересованности государства в развитии отечественного высокотехнологичного медицинского оборудования. Производство этой продукции является неотъемлемой частью широкого комплекса, который включает в себя образовательные, производственные, научные, инфраструктурные, управленческие и другие организации. Современные методы роботизированной механотерапии с применением телемедицины и биоуправления направлены на восстановление двигательных функций, но все же имеют свои ограничения.

Несмотря на то, что мнение экспертов по поводу эффективности роботов-ассистентов для лечения нарушений двигательных функций неоднозначно, этот подход считается одним из самых перспективных в нейрореабилитации. Однако, для того чтобы достичь максимальных результатов, необходимо проводить анализ научной информации и систематический сбор данных. Именно такой подход позволит определить наиболее эффективные методы лечения, которые будут способствовать быстрому восстановлению двигательных функций и улучшению качества жизни пациентов. Кроме того, систематический анализ данных поможет

выявить потенциальные проблемы и недостатки в использовании роботов-ассистентов и разработать стратегии для их устранения

1.2 Клинические аспекты роботизированной механотерапии

Применение робототехнических средств является перспективным подходом в нейрореабилитации для лечения нарушений двигательных функций, но требует дальнейшего сбора и анализа научной информации для улучшения эффективности. Однако, помощь людям с ограниченными возможностями необходима не только в лечении и реабилитации, но и в осуществлении функций самообслуживания, социальной адаптации и восполнения утраченных двигательных и коммуникационных функций. Причиной роста потребности в создании робототехнических средств является высокая частота инвалидизации населения в результате позвоночных травм, инсульта и других неврологических заболеваний. По данным исследований, проведенных в 2018 году [33] только в 2014 году в США было зарегистрировано 795 тысяч человек, заболевших инсультом, в Российской Федерации – 419 тысяч. По данным Министерства здравоохранения РФ в 2017 году было зарегистрировано 427 963 человек, у которых впервые были выявлены острые нарушения мозгового кровообращения. Пациенты, пережившие острые приступы такого типа заболеваний либо не могут обходиться без посторонней помощи, либо полностью лишены возможности самостоятельно передвигаться. Потеря возможности самообслуживания накладывает особые обязательства на членов семьи больного. Снижение трудового потенциала граждан, в конечном счете, приводит к снижению внутреннего валового продукта страны. При этом потери государства по причине потери трудоспособности работающих людей, получивших инвалидность, составляют порядка 1 200 000 рублей в год. Согласно регистрационному списку мозгового инсульта НИИ неврологии РАМН, 80% из 100 выживших больных имеют нарушение двигательной активности к концу острого периода, который длится 3 недели с момента инсульта. 31% из них нуждаются в помощи других людей, а 20% не могут самостоятельно передвигаться. В России

проживает более 1 миллиона человек, перенесших инсульт, и треть из них - это люди трудоспособного возраста. Однако только каждый четвертый больной возвращается к работе [36].

Данные Всемирного отчета по нетрудоспособности, опубликованные Всемирной организацией здравоохранения, свидетельствуют о том, что более 1 миллиарда людей (около 15% населения мира) страдают какой-либо формой инвалидности. Среди людей в возрасте 15 лет и старше от 110 миллионов (2,2%) до 190 миллионов (3,8%) испытывают значительные трудности в функционировании. Кроме того, показатели инвалидности увеличиваются из-за старения населения и роста числа людей с хроническими заболеваниями. Около 4% людей страдают от тяжелых инвалидизирующих последствий неврологических заболеваний, требующих специальных условий для выживания и реабилитации. В России 70% пациентов, нуждающихся в реабилитации, имеют неврологические заболевания. По данным Всемирной организации здравоохранения в мире ежегодно возникает черепно-мозговая травма более чем у 10 миллионов человек и составляет 31-50% в общей структуре травматизма, травматическое повреждение центральной нервной системы в общей структуре первичной инвалидности взрослого населения составляет 0,7-4%, в структуре посттравматической первичной инвалидности взрослого населения - 44%, или 3,6 на 10 000 населения ежегодно. Частота церебральных инсультов - 23% в структуре неврологической патологии.

Исследования показывают, что применение робототехнических комплексов в реабилитации может значительно улучшить состояние пациентов с инсультом, постинсультными парезами и параличами. Это может привести к положительным результатам в их лечении.

Исследования, проведенные в России, показали, что применение робототехнических комплексов Erigo и Lokomat в реабилитации пациентов с инсультом в остром и раннем периодах может значительно улучшить их состояние. Это связано с активизацией корковых процессов и повышением пластичности коры больших полушарий, что способствует более эффективному восстановлению функций. Авторы исследования пришли к выводу, что включение метода

локомоторной терапии в раннем периоде реабилитации инсульта имеет больший эффект на биомеханические и клинико-неврологические показатели, чем применение только традиционных методов восстановительного лечения [166].

У пациентов с постинсультными гемипарезами, которые получали тренировки на системе Lokomat в период от 28 до 200 дней после инсульта, было замечено увеличение длительности одиночной опоры на паретичную конечность, увеличение мышечной массы и силы, а также уменьшение процентного содержания жира в тканях [9].

Длительность лечения с помощью автоматизированных реабилитационных комплексов зависит от достижения показателей двигательной активности и амплитуды движений, сравнимых с таковыми при традиционном подходе без роботизированной механотерапии у пациентов со спинномозговой травмой [11, 60, 102, 152].

Потеря двигательной функции нижних конечностей - это серьезная проблема, которая может возникнуть в результате позвоночно-спинномозговой травмы (ПСМТ). Эта проблема является одной из основных причин инвалидности в молодом и зрелом возрасте, что имеет высокое социальное значение. Пациенты, столкнувшиеся с ПСМТ, могут столкнуться с множеством последствий, таких как расстройства функции тазовых органов, спастичность, хронический болевой синдром и контрактуры. Однако, благодаря новейшим технологиям, существует возможность улучшить функциональную мобильность пациентов и индуцировать нейрональную пластичность в первичной соматосенсорной коре. Исследования показали, что реабилитационные тренировки с использованием экзоскелета могут помочь в этом вопросе [47, 48, 84]. Ходьба в экзоскелете также может снизить спастичность и уменьшить интенсивность болевого синдрома у лиц с последствиями ПСМТ. Однако, чтобы более точно оценить эффективность реабилитационных мероприятий, необходимы дополнительные исследования с рандомизацией групп наблюдения [52]. В целом, использование экзоскелета - это один из наиболее эффективных способов борьбы с последствиями ПСМТ и повышения качества жизни пациентов.

ПСМТ может привести к различным осложнениям, включая гиподинамию, ожирение и сердечно-сосудистые заболевания. Однако, исследования показали, что реабилитационные тренировки в экзоскелете могут помочь пациентам с потерей двигательной функции нижних конечностей улучшить их функциональную мобильность, снизить спастичность и уменьшить интенсивность болевого синдрома. Тем не менее, использование экзоскелета имеет некоторые противопоказания, такие как вес пациента более 100 кг и наличие тяжелого остеопороза [10]. Для расширенного использования этой технологии необходимы дополнительные исследования, учитывающие состояние костной ткани.

В последнее время на рынке оборудования для реабилитации произошли значительные изменения. Были разработаны экзоскелеты, которые могут использоваться пациентами дома при наличии обученного оператора. Это привело к увеличению интереса к клиническим исследованиям данной технологии. Развитие антропоморфной робототехники также требует активизации медицинских исследований, направленных на создание обоснованных технологий и клинических рекомендаций по использованию экзоскелетов как в стационарных условиях, так и в амбулаторном лечении [18, 20]. На сегодняшний день экзоскелеты стали настоящей находкой для пациентов, которые нуждаются в реабилитации после травм или заболеваний опорно-двигательной системы. Такая технология позволяет им вернуться к полноценной жизни, а также ускорить процесс восстановления. Однако, необходимо проводить больше исследований, чтобы создать все необходимые условия для безопасного и эффективного использования экзоскелетов в медицинской практике.

Изучение результатов клинических исследований, проведенных в России и за рубежом, демонстрирует эффективность применения экзоскелетов для реабилитации пациентов в периоды восстановления после травмы позвоночно-спинномозгового отдела. Использование экзоскелетов позволяет пациентам вертикализироваться, имитировать ходьбу, укреплять костно-мышечный аппарат и улучшать психоэмоциональное состояние. Однако, необходимость присутствия

ассистента ограничивает использование экзоскелетов вне медицинских учреждений.

При травме спинного мозга происходит образование зоны неактивных структур, которые могут быть восстановлены с помощью физических методов лечения и упражнений ЛФК, чтобы уменьшить функциональные нарушения у пациента и повысить его самостоятельность. В настоящее время робототехнические комплексы, такие как Erigo и Lokomat, все чаще используются в нейрореабилитации для восстановления движения нижних конечностей у пациентов с травмой спинного мозга. Эти системы безопасно активизируют пациентов, увеличивают мышечную силу и восстанавливают физиологический паттерн ходьбы, что позволяет сократить сроки реабилитации и минимизировать физическую нагрузку на инструкторов-методистов ЛФК [107, 150, 155].

В наше время, несмотря на значительные успехи в области медицины и лечения острых состояний, заболевания и травмы нервной системы продолжают оставаться одной из самых распространенных проблем. Они не только приводят к стойкой инвалидизации у большинства пациентов (от 60 до 80 процентов), но и лишают их возможности двигаться и вести полноценную жизнь. Тем не менее, благодаря удивительной способности элементов нервной системы к реорганизации и усилению афферентного входа различными методами, восстановление двигательных функций после травм и заболеваний становится возможным. Современные методы лечения и реабилитации позволяют достичь значительных успехов в этой области, что дает надежду на полноценное восстановление здоровья и возможности движения для многих пациентов. Важно помнить, что каждый случай требует индивидуального подхода и комплексного лечения, а также терпения и настойчивости как со стороны пациента, так и со стороны медицинского персонала.

Современная медицинская наука не стоит на месте, и одним из наиболее эффективных методов лечения является концепция двигательного переобучения. Она основывается на принципе активных движений, которые выполняются с определенной задачей и многократно повторяются в процессе тренировок. Кроме

того, использование биологической обратной связи позволяет достичь высокой интенсивности процедур, что необходимо для получения ответной реакции организма. Такой подход к лечению позволяет пациентам не только быстро и эффективно восстановить двигательные функции, но и повысить уровень самостоятельности и качества жизни. Ведь благодаря регулярным тренировкам и использованию биологической обратной связи, они могут сами контролировать свой прогресс и достигать новых результатов.

Лечебные тренажеры имеют способность исправлять патологические установки тела и конечностей, увеличивать мышечную силу и подвижность в суставах, а также повышать общую мобильность и жизненный тонус. Они разделены на устройства для разных групп мышц и могут быть как для локального воздействия, так и для тренировки глобальных двигательных актов. Реабилитационные роботы являются уникальными устройствами, которые могут заменить утраченную двигательную функцию человека и обеспечивают контролируемые, управляемые и дозированные тренировки. Они помогают людям быстрее восстанавливаться после травм и заболеваний, а также повышают эффективность реабилитации в целом. В условиях интенсивной терапии при остром нарушении мозгового кровообращения, черепно-мозговой и спинномозговой травме широко используются простые робототехнические механотерапевтические устройства. Они предназначены для предотвращения вторичных изменений нервно-мышечного и связочно-суставного аппарата, микроциркуляторных нарушений и тромбоза глубоких вен при длительной гипокинезии в горизонтальном положении тела.

Согласно проведенным клиническим исследованиям, пассивное движение оказывает положительный эффект на процессы ингибирования в центральной нервной системе и стимулирует осознанное поведение. Участники исследования, получавшие ритмические аппаратные сгибания и разгибания в кистевом суставе, отметили локальное разблокирование корковых областей, что свидетельствует о значимости данного метода в реабилитации пациентов.

В самом начале лечения инсульта, использование аппаратного развития для пассивного укрепления плечевого сустава (включая сгибание, отведение и наружную ротацию) не уступает обычным занятиям лечебной гимнастики в эффективности уменьшения болевых ощущений, увеличения подвижности плечевого сустава и повышения функциональности руки по шкале Фугла-Мейера. Но это не все, исследования также доказали, что длительный курс пассивного аппаратного развития, продолжительностью 22 дня, приводит к укреплению периартикулярной мускулатуры плечевого сустава.

На протяжении многих лет ученые по всему миру ищут эффективные методы лечения острого нарушения кровообращения в мозге. Одним из таких методов является использование лечебно-диагностического комплекса "Вертикаль", который был создан российскими учеными. В рамках исследования были проведены занятия на этом комплексе у пациентов, находившихся в остром периоде заболевания. Занятия проводились 5 раз в неделю в течение 2 недель, начиная с 9 ± 4 дня заболевания и длились по 30 минут. После 10 сеансов лечения была отмечена значительная положительная динамика. У пациентов уменьшилась очаговая симптоматика по NIHSS, улучшился функциональный исход по индексу Бартел, снизилась степень пареза по шкале Л. Мак-Пика и М. Вейсса, увеличилась двигательная функция по шкале Фугла-Мейера, а также увеличилась электрическая активность мышц конечностей и объем движения в коленном и голеностопном суставах при "ходьбе" в горизонтальном положении на кровати. Эти результаты говорят о том, что активные ритмичные движения непаретической нижней конечностью могут быть эффективным методом лечения острого нарушения кровообращения в мозге. Они способны уменьшить повышенную контрактильность и стимулировать появление произвольной активности в конечности, которая находится на стороне пареза. Это открывает новые возможности для лечения этого серьезного заболевания и улучшения жизни пациентов [117].

Исследования, проведенные в области реабилитации, подтверждают, что использование роботизированных тренировок является эффективным методом

восстановления параметров ходьбы у пациентов с травматической болезнью спинного мозга. Раннее начало таких тренировок также доказало свою эффективность для пациентов с церебральным параличом, независимо от уровня и глубины поражения спинного мозга. Однако, жесткий контроль паттерна походки не всегда обеспечивает достаточную изменчивость для оптимальной реорганизации центральной нервной системы. Введение переменных входных данных является ключевым фактором в повышении стабильности нейронных сетей и возрастании способности к обобщению и обучению. Эти методы также благотворно влияют на гемодинамику, мышечный тонус и эмоциональное состояние при различных заболеваниях, таких как инсульт, травматическая болезнь спинного мозга и черепно-мозговая травма на разных этапах восстановления. В целом, использование робототехнических устройств в процессе реабилитации является эффективным и перспективным методом восстановления моторных навыков и нервной системы у пациентов с различными заболеваниями.

Тренажер Gait Trainer (GT) от Reha Stim - это уникальное устройство, которое помогает восстановить нормальную траекторию ходьбы и соотношение фаз шага - опоры и переноса. Благодаря специальным устройствам для стоп и фиксаторам голени, пациент получает большую свободу движений, что обеспечивает эффективную тренировку. Скорость на тренажере можно регулировать плавно в диапазоне от 0 до 70 шагов в минуту, что позволяет настроить тренировку под индивидуальные потребности пациента.

Робототехнические устройства HapticWalker 22 от Reha-Technologies GmbH и GEOSystems - это инновационные разработки, которые помогают тренировать произвольные движения стопы и формировать навык активного перемещения по неровной поверхности. Устройство GEO-Systems даже позволяет тренировать ходьбу по ступеням лестницы, что делает тренировку максимально полезной и разнообразной.

MotionMaker™ - это уникальный тренажер, который сочетает в себе передовые технологии для тренировки нижних конечностей. Он использует функциональную электро-миостимуляцию и робототехнические ортезы для степ-

ходьбы, что позволяет создавать расчетное усилие во время давления конечностями. Ортезы оснащены сенсорными датчиками и ФЭМС-системой, которые контролируют движения ортезов и параметры ФЭМС. Каждое движение осуществляется в изокINETическом режиме с постепенным повышением сопротивления, что позволяет постоянно улучшать результаты тренировок. Специальная математическая модель движения позволяет рассчитывать параметры ввода на узловые точки бедра, колена, голеностопного сустава, а алгоритм ФЭМС группы разгибателей и группы сгибателей постоянно корректируется с учетом расчетных величин и текущих параметров усилия с узловых точек. Такой подход к тренировке нижних конечностей позволяет добиться максимальных результатов и эффективно укрепить мышцы конечностей.

Согласно проведенному исследованию на пяти пациентах, робототехнические технологии в нейрореабилитации демонстрируют впечатляющие результаты. У трех из них после одночасовой процедуры наблюдалось значительное снижение спастичности по шкале Ашфорта, а к концу курса тренировок у четырех пациентов сила мышц конечностей возросла на поразительные 388% и 193% соответственно. Однако, несмотря на эти успехи, реальные возможности и ограничения робот-терапии в нейрореабилитации до сих пор не до конца изучены. Поэтому важно проводить обширные исследования по всему миру, включая Россию, чтобы создать доказательную базу и разработать алгоритмы для назначения робот-терапии в зависимости от степени неврологического дефицита, стадии восстановления и клинической картины заболевания. Кроме того, внедрение робототехнических устройств и их эксплуатация напрямую зависят от квалификации и профессионализма специалистов в области лечебной физкультуры, поэтому их роль в продвижении высоких технологий нейрореабилитации не может быть недооценена.

Квалифицированные специалисты всегда рекомендуют пациентам, страдающим травматической болезнью спинного мозга грудного и поясничного отдела и имеющим синдром неполного нарушения проводимости, начинать тренировки с низкой скоростью не более 30-40 шагов в минуту в пассивном режиме

длительностью 30 минут на процедуру. Это помогает избежать возможных осложнений и повреждений, а также создает благоприятную основу для дальнейшей успешной реабилитации. Постепенно скорость тренировок увеличивается до 40-50 шагов в минуту, а время увеличивается до 45 минут. При этом поддержка робота снижается, что позволяет пациенту постепенно привыкать к новым нагрузкам и укреплять свои мышцы и суставы. Одной из самых эффективных программ реабилитации является программа на РТС, которая продолжается 2,5 недели и включает от 12 до 15 занятий продолжительностью 45 минут без учета времени на подготовку пациента. Вес разгружается, а расстояние и скорость ходьбы индивидуально настраиваются в соответствии с физическими возможностями пациента. Средняя скорость ходьбы составляет 1,8 км/час, а расстояние, которое обычно проходит за одну процедуру - 2000 метров. Важно помнить, что каждый пациент уникален, и требует индивидуального подхода к лечению и реабилитации. Поэтому, перед началом любых тренировок и программ реабилитации, необходимо проконсультироваться со специалистом и получить рекомендации, которые будут наиболее эффективными для конкретного случая.

Кроме того, в России есть еще одно заболевание - острый вялый паралич, симптомы которого похожи на паралич полиомиелита. Однако, острый вялый паралич приводит к инвалидности в два раза чаще, чем паралич полиомиелита, и требует более длительного периода реабилитации [166]. Лечение заболеваний, связанных с функциональными нарушениями конечностей, является сложным и многопрофильным процессом, требующим комплексного подхода. Восстановление нормальной функциональности конечностей возможно только при использовании реабилитационных методов, направленных на восстановление нервной и мышечной функции, а также силы. Лечение верхних конечностей включает в себя упражнения, направленные на восстановление нормальной функции мышц и нервной системы. В то время как лечение нижних конечностей фокусируется на различных движениях суставов и их синхронизации. При этом необходимо учитывать индивидуальные особенности пациента, его окружающую среду, психологические проблемы в семье, доступность средств для

самостоятельного ориентирования, финансовые затраты и взаимодействие с технологическими средствами. Важным аспектом реабилитации является социальная адаптация пациента. Для этого необходимо проводить комплексное обследование и оценивать влияние заболевания на его жизнь. Не менее важно учитывать окружающую среду и возможность пациента для самостоятельного передвижения, и выполнения повседневных задач [164].

Средний возраст населения, а, следовательно, доля людей пожилого и преклонного возраста в России и во всем мире неуклонно растет. Согласно прогнозам, в России в 2031 году доля пожилых людей в возрастной структуре населения будет составлять 28,7 %, или 42 324 тыс. человек. Поэтому проблема реабилитации в пожилом возрасте для повышения качества жизни старшего поколения становится всё более актуальной. Упражнения для пожилых людей – единственно верный способ избавиться от сложных нарушений, кроме этого они имеют целый ряд особенностей. Это связано с тем, что такие упражнения положительно влияют на деятельность сердечно-сосудистой, опорно-двигательной и других систем, главное учитывать особенности физиологии организма пожилых людей. Поэтому комплексы физических упражнений для пожилых людей должны разрабатываться не только с учетом личных предпочтений, но и полностью исключать возможные травмы, учитывать особенности восстановительных процессов в организме пожилого человека. РТС для реабилитации и физических упражнений помогут решить проблемы стареющего общества. Большинство реабилитационных систем имеют в своей конструкции активный ортез, имеющий простую структуру, но при этом их динамические характеристики являются невысокими из-за наличия приводов в системе ортеза нижних конечностей. Другие типы реабилитационных систем имеют линейные приводы и высокие динамические характеристики, но при этом имеют ограниченную рабочую область при ограничении на перемещения линейных приводов или же не имеют в своем составе поддерживающих или ортопедических систем [40, 88].

Ключевой научно-технической проблемой в настоящее время является разрыв между фактическими потребностями в реабилитации и доступными

техническими решениями, разрыв, который увеличивается со временем из-за проблем стареющего населения. В настоящее время не существует эффективных технических решений для стадии острой реабилитации после инсульта, которая в настоящее время выполняется только обученным персоналом (кинетическими терапевтами), и такая ситуация может сохраняться и далее в связи с постоянно растущим количеством пожилых людей и, следовательно, ростом заболеваемости инсультом. Это открывает возможности для разработки нового поколения доступных и эффективных реабилитационных систем, которые могут быть перестроены в соответствии с типом конечности пациента, программой реабилитации и антропологическими данными на каждом этапе реабилитации, начиная с острого постинсультного периода в больнице. Эти системы могут быть изменены в зависимости от местоположения и количества тросовых приводных элементов. Более длительными этапами, которые могут проходить в детских садах и в домашних условиях. Создание программируемой РТС, которая может выполнять упражнения с пациентом в автономном режиме, значительно сократит время, затрачиваемое на работу персонала с пациентом, и позволит каждому пациенту реализовывать индивидуальные, оптимальные программы реабилитации.

В настоящее время проблема создания основных программ реабилитации нижних конечностей не имеет решения. Тем не менее, перспективным является включение новых современных аппаратных технологий для реабилитации, которые должны быть учтены при индивидуализации программ для определенных групп пациентов.

Создание комплексных программ для ранней и послеоперационной медицинской реабилитации, которые учитывают индивидуальные потребности пациентов и используют современные технологии для восстановления нормального хода, является важным этапом в обеспечении эффективной реабилитации пациентов в раннем и послеоперационном периодах.

При разработке и проектировании РТС для реабилитации нижних конечностей необходимо учитывать тот факт, что пациент находится на стадии, когда он прикован к постели и не может совершать контролируемые движения

его конечностей. В этом случае система реабилитации должна быть снабжена системой поддержки нижних конечностей, пассивным ортезом или активным ортезом. Ортез обеспечивает безопасное и управляемое движение конечностей. Для каждого отдельного случая необходимо изменять стратегию управления движением РТС, т.е. ее управляющая структура должна быть гибкой [32, 143]. Например, при проведении определенных терапевтических процедур пациент может не достигать желаемого эффекта при минимальных усилиях, в то время как при других методах лечения ему может потребоваться значительное усилие для выполнения движения [160]. В связи с этим схема управления движением должна быть спроектирована адаптивной в зависимости от терапевтических процедур и условий состояния пациента. Структура реабилитационной РТС должна сохранять стабильность для обеспечения безопасного и правильного перемещения конечностей пациента. Таким образом, структурная жесткость является важным критерием при проектировании реабилитационных РТС. Большинство механизмов реабилитации, имеющих последовательную архитектуру, имеют большую массу и габариты для обеспечения требуемой жесткости. Универсальная РТС для реабилитации этих пациентов должна обладать способностью синхронизированного хода манипуляторов для обеспечения движений во всех основных суставах (или одного, двух) конечности в пределах заданных параметров.

1.3 Требования к разрабатываемой робототехнической системе на основе клинических данных

При разработке программы восстановления двигательных функций для пациентов, перенесших инсульт, необходимо учитывать ряд факторов. В первую очередь, следует учитывать общую выраженность двигательных нарушений и уровень самообслуживания пациента. Также важно оценить степень неврологических нарушений, наличие интеллектуально-мнестических расстройств и соматическую патологию, в том числе кардиологическую. Перед началом реабилитационных занятий необходимо определить цель курса, которая зависит от

исходного состояния пациента, предполагаемых сроков и регламента лечения, а также технических возможностей. Для оценки исходного уровня двигательных нарушений используются количественные параметры, такие как шкалы или индексы. Они могут быть использованы для контроля эффективности реабилитационных мероприятий.

Измерение объема активных движений в суставах конечностей производится при помощи угломера, который измеряет амплитуду движений в градусах. Чтобы получить точные и воспроизводимые результаты, необходимо придерживаться нескольких принципов. Во-первых, следует использовать стандартный и универсальный угломер. Во-вторых, для каждого сустава необходимо применять стандартные исходные позиции. В-третьих, для стандартизации расположения плеч (браншей) угломера необходимо использовать костные ориентиры. Наконец, неподвижный плеч угломера должен быть расположен на центральном сегменте сустава, а подвижный - на периферическом. Соблюдение этих принципов гарантирует точность и надежность измерений объема активных движений в суставах.

Универсальный угломер - это незаменимый инструмент для измерения угловых градусов в различных областях, основанный на транспорте с шкалой на 180° или 360° и двух линейках. Но этот прибор также может быть использован для определения объема активных движений в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах. Этот метод позволяет определить, насколько эффективно работают эти суставы, и какие ограничения могут возникнуть при различных уровнях пареза. Легкий парез не оказывает серьезного влияния на объем активных движений, но умеренный и выраженный парез могут существенно ограничить этот объем. При резко выраженном парезе, объем активных движений может быть еще более ограничен, что требует особого внимания и лечения со стороны врачей. Универсальный угломер - это не просто прибор для измерения углов, но и мощный инструмент для диагностики и лечения заболеваний опорно-двигательной системы.

Для оценки мышечной силы используется шестибальная шкала от 5 до 0. Она позволяет сравнительно оценить больную и здоровую стороны и определить наличие и степень пареза. Балл 5 означает отсутствие пареза, а баллы от 4 до 0 - соответствуют различным степеням пареза. Качественные характеристики мышечной силы представлены в шестибальной шкале (МкПик Л., 1996 г., Вэйсс М., 1986 г.) «Оценка мышечной силы» (таблица 1.1).

Таблица 1.1 - Шестибальная шкала оценки мышечной силы

| Баллы | Характеристика силы мышц | Степень пареза |
|-------|--|----------------|
| 5 | Движение в полном объеме при действии силы тяжести с максимальным внешним противодействием | |
| 4 | Движение в полном объеме при действии силы тяжести и при небольшом внешнем противодействии | легкий |
| 3 | Движение в полном объеме при действии силы тяжести | умеренный |
| 2 | Движение в полном объеме в условиях разгрузки | выраженный |
| 1 | Ощущение напряжения при попытке произвольного движения | грубый |
| 0 | Отсутствие признаков напряжения при попытке произвольного движения | паралич |

Очень важно заниматься восстановлением двигательных функций при инсульте, особенно в ранний и поздний периоды. Это связано с тем, что у значительной части пациентов возникает мышечный гипертонус, который может привести к спастичности. Спастичность - это нарушение движения, которое связано с поражением верхнего мотонейрона. Она характеризуется повышением мышечного тонуса и увеличением сухожильных рефлексов. Как результат, мышцы становятся менее гибкими и эластичными, а также могут возникать уплотнения и фиброз. Если не заниматься восстановлением функций, то спастичность может привести к деформации сухожилий, укорочению мышц и даже контрактурам. Поэтому важное значение имеет восстановление двигательных функций в кратчайшие сроки после инсульта.

Степень спастичности определяют по модифицированной шкале спастичности Ашфорта (таблица 1.2).

Таблица 1.2 - Модифицированная шкала спастичности Ашфорта

| Баллы | Мышечный тонус |
|-------|---|
| 0 | Нет повышения |
| 1 | Легкое повышение тонуса, ощущаемое при сгибании или разгибании сегмента конечности в виде незначительного сокращения в конце движения |
| 2 | Незначительное повышение тонуса в виде сопротивления, возникающего после выполнения не менее половины объема движения |
| 3 | Умеренное повышение тонуса, проявляющееся в течение всего движения, но не затрудняющее выполнение пассивного движения |
| 4 | Значительное повышение тонуса, затрудняющее выполнение пассивных движений |
| 5 | Пораженный сегмент конечности фиксирован в положении сгибания или разгибания |

Двигательная реабилитация имеет конечную цель - обеспечить пациенту функциональную двигательную независимость. Для оценки эффективности лечения заполняется специальная таблица, в которой указываются критерии до и после реабилитации. Данные параметры включают в себя активность в постели, способность перемещаться и выходить из кресла, а также посещение туалета. Кроме того, оцениваются способности пациента входить и выходить из ванны, проходить 50 метров по ровной поверхности, подниматься и спускаться по лестнице, а также передвигаться на кресло-коляске. Каждый параметр оценивается по пятибалльной шкале: 1 балл - полная зависимость; 2 балла - значительная зависимость; 3 балла - умеренная зависимость; 4 балла - минимальная зависимость; 5 баллов - полная независимость.

Одним из главных этапов разработки индивидуальной программы двигательной реабилитации является точный и детальный диагноз пациента, который включает в себя как основное, так и сопутствующие заболевания. Определение возможности применения роботизированной механотерапии у пациента производится врачом специальности (нейрохирург, невролог) при содействии реабилитолога. Важными характеристиками, которые определяются, являются мышечная сила пациента, степень спастичности и общая тяжесть заболевания. Также определяется объем активных и пассивных движений в суставах, а также степень пареза. При необходимости, для проведения исследований, может быть привлечен ортопед. В таблице 1.3 представлены

нормативные значения объема движений в нижней конечности и достаточный объем для адекватного передвижения.

Таблица 1.3 - Объем движений в суставах нижней конечности

| Сустав | Движение | Максимальный объем | Достаточный объем |
|---------------|--------------------|--------------------|-------------------|
| Тазобедренный | сгибание | 130° | 90° |
| | разгибание | 10° | 0° |
| | отведение | 30 - 50° | 30° |
| | приведение | 20 - 30° | 20° |
| | внутренняя ротация | 30 - 40° | 20° |
| | наружная ротация | 40 - 50° | 30° |
| Коленный | сгибание | 120 - 150° | 100° |
| | разгибание | 5 - 10° | 0° |
| Голеностопный | сгибание | 40 - 50° | 40° |
| | разгибание | 20 - 30° | 20° |

Перед началом механотерапии важно провести комплексное обследование пациента, чтобы исключить наличие противопоказаний и убедиться в его психологической готовности к процедуре. В случае сопутствующих заболеваний, таких как сердечно-сосудистые или психические расстройства, в обследовании принимают участие специалисты – терапевт (кардиолог), психолог и психиатр. Только после полного анализа состояния пациента можно приступать к проведению механотерапии, обеспечивая ему максимальную безопасность и эффективность процедуры.

Индекс массы тела (ИМТ) определяется по формуле [34]:

$$I = \frac{m}{h^2},$$

где m - масса тела (кг), h - рост (м), I – измеряется (кг/м²) (таблица 1.4).

Таблица 1.4 - Индекс массы тела

| ИМТ | Соответствие между массой человека и его ростом |
|------------|---|
| 16 и менее | Выраженный дефицит массы тела |
| 16 -18,5 | Недостаточная (дефицит) масса тела |
| 18,5 - 25 | Норма |
| 25 - 30 | Избыточная масса тела (предожирение) |
| 30 - 35 | Ожирение |
| 35 - 40 | Ожирение резкое |
| 40 и более | Очень резкое ожирение |

РТС для реабилитации нижних конечностей стали настоящим прорывом в медицине, позволяя людям с ограниченными возможностями восстановить моторику и вернуться к полноценной жизни. Однако, не все могут воспользоваться этими системами из-за определенных ограничений. Один из таких ограничений - это ИМТ в диапазоне от 16 до 35. Это связано с тем, что РТС предназначены для облегчения нагрузки на нижние конечности, а при слишком низком или высоком ИМТ может возникнуть риск повреждения системы или неэффективности процесса восстановления. Кроме того, ограничения по росту также могут быть фактором, влияющим на возможность использования РТС. В зависимости от типа механической системы, ограничения по росту могут варьироваться от 160 до 190 см.

Исследование связи между массой тела, массой сегментов и длиной тела показало, что обычно эти параметры связаны линейно. Ученый В.Н. Селуянов [34] выявил, что массы отдельных сегментов тела могут быть определены с помощью следующего уравнения регрессии:

$$m_x = B_0 + B_1m + B_2H,$$

где m_x – масса одного из сегментов тела (кг); m – масса всего тела (кг); H – длина тела (см); B_0, B_1, B_2 – коэффициенты уравнения регрессии (они различны для разных сегментов (таблица 1.5)).

Величины коэффициентов округлены и верны для взрослого мужчины.

Таблица 1.5 – Массы сегментов тела

| № | Наименование звена | Относительный вес звена – p_i , % | Коэффициенты уравнения | | | B_1m | B_2H | Абсолютная масса сегмента – m_x , кг |
|---|--------------------|-------------------------------------|------------------------|-------|-------|--------|--------|--|
| | | | B_0 | B_1 | B_2 | | | |
| 1 | бедро | 14,2 | -2,65 | 0,146 | 0,014 | | | |
| 3 | голень | 4,3 | -1,59 | 0,036 | 0,012 | | | |
| 5 | стопа | 1,4 | -0,83 | 0,008 | 0,007 | | | |

Движения должны осуществляться в основной сагиттальной плоскости. Однако возможность дополнительных движений для тазобедренного сустава во

фронтальной плоскости и ротационных окажет синергетическое влияние на восстановление движения в основной плоскости. Крепление манипуляторов в одной точке нижней конечности (согласно рисунку «модель ортеза»), на мой взгляд, затрудняет возможность синхронизации движений в трех суставах. Для создания статически сбалансированного пассивного ортеза необходимо обеспечить согласованность движений в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах, как минимум при имитации ходьбы. При этом, в первой фазе шага должно происходить сгибание в тазобедренном суставе от 0° до 20° , сгибание в коленном суставе от 0° до 60° и разгибание в голеностопном суставе от 0° до 10° . Во второй фазе углы должны составлять 0° , 0° и 90° соответственно. В третьей фазе необходимо обеспечить разгибание в тазобедренном суставе от 0° до 10° , нулевой угол в коленном суставе и сгибание в голеностопном суставе от 0° до 20° .

Требования к рабочим областям при выполнении пассивных движений.

1. Тазобедренный сустав.

Движения с сагиттальной плоскости (сгибание/0/разгибание) от 20° до 130° /от 0° до 10° *. Это основная плоскость движения. Движения во фронтальной плоскости (отведение/0/приведение) $30^\circ - 50^\circ$ /0/ $20^\circ - 30^\circ$. Ротационные движения (внутренняя ротация/0/наружная ротация) 30° /0/ 40° .

Объем движений в суставе принято определять по методу нейтрального нулевого положения. У каждого сустава есть своя нейтральная позиция, которая обеспечивает максимальное расслабление мышц. Движение в суставе и противоположное ему в одной из обычных плоскостей описывается тремя цифрами, указывающими крайние точки амплитуды движения и нейтральную позицию между ними. Для тазобедренного сустава нулевое положение соответствует положению бедра во фронтальной плоскости, на одной оси с туловищем.

Для тазобедренного сустава основное движение происходит в сагиттальной плоскости и для обеспечения передвижения разработка только в этой плоскости может быть достаточной. Однако возможность пассивных движений РТС во всех

плоскостях обеспечит синергизм в восстановлении функции сустава (рисунок 1.40).

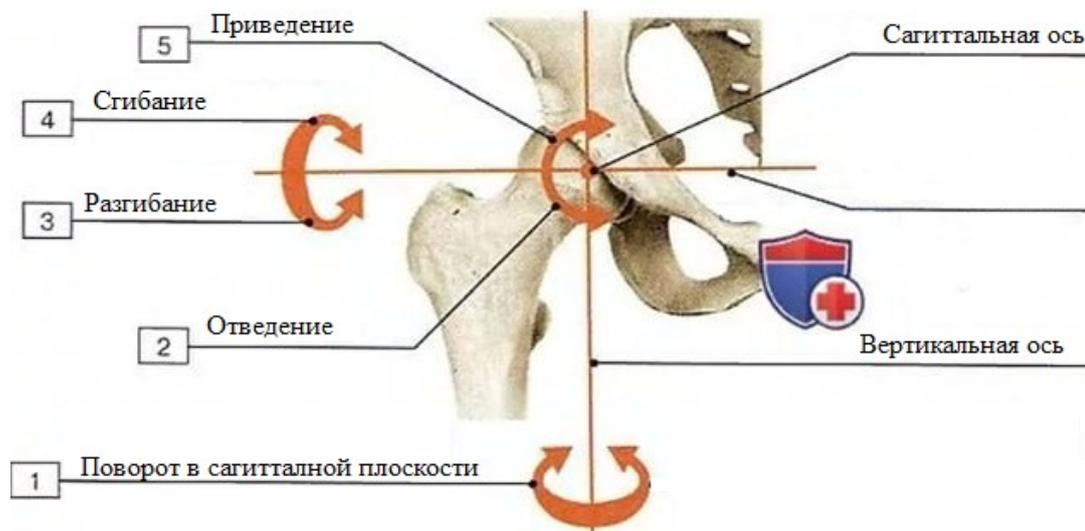


Рисунок 1.40 – Оси вращения тазобедренного сустава

2. Коленный сустав.

Движения с сагиттальной плоскости (сгибание/0/разгибание) $60^\circ - 120^\circ/0/0^\circ$. Для коленного сустава нейтральным является положение голени и бедра в одной продольной оси.

3. Голеностопный сустав.

Движения с сагиттальной плоскости (сгибание/0/разгибание) $20^\circ - 40^\circ/0/10^\circ - 20^\circ$. Нормальным положением голеностопного сустава считается расположение стопы под углом 90° к голени.

Начальные параметры объема движений для каждого сустава определяет врач на основе диагноза, вида и выраженности контрактуры сустава. Выше представленные минимальные значения углов объема движений в суставах определяют в итоге возможность адекватного передвижения пациента. В РТС должна быть возможность выставлять начальные параметры пассивных движений от $5^\circ - 10^\circ$ (в зависимости от выраженности контрактуры). Размеры и пропорции конечности в пределах физиологической нормы принципиального значения для работы РТС не имеют. Среднее время тренинга от 15 до 45 минут (определяет врач). Скорость движения подбирается индивидуально. Оптимально 1 фаза за 1,5 - 2 сек. при отсутствии болевого синдрома (имитация медленной ходьбы). При

болевым синдроме скорость должна быть уменьшена до 3 - 5 мин. на фазу при безболевым объеме движения. Динамические нагрузки на сустав так же зависят от болевого синдрома и вида контрактуры. Начальные параметры от 1 до 6 кг, средние значения 12 - 15 кг и максимальные до 40 кг.

Было отмечено, что робототехнический комплекс для реабилитации пациентов должен иметь определенные характеристики. Оптимальными параметрами являются следующие: рост пациентов от 112 до 206 см, возможность пассивного сгибания-разгибания коленного сустава в пределах $-300-1300$ и тазобедренного $-80-800$. Кроме того, в голеностопном суставе должно быть допустимо плантарное/дорсальное сгибание в пределах $-40-300$ и инверсия/эверсия стопы – $-300-300$. При формировании программы работы робототехнического комплекса необходимо обеспечение возможности индивидуального подбора скорости, амплитуды, частоты и степени нагрузки (предусмотреть несколько уровней и режимов работы). Для более точной дозировки физической нагрузки у пациента рекомендуется использовать амплитудные ограничители, которые ограничивают динамический диапазон движения в коленном суставе. Это достигается путем настройки угла движения, скорости и чувствительности под каждого отдельного пациента.

Показаниями к применению робототехнических комплексов для обучения навыку ходьбы являются двигательные расстройства нижних конечностей, связанные с наличием черепно-мозговой или спинальной травмы, последствиями инсульта, паркинсонизма, рассеянного склероза и демиелинизирующих заболеваний [28, 37, 62]. Следует учитывать, что двигательная функция человека представляет собой сложный процесс. Движения осуществляются благодаря взаимодействию процессов, происходящих на клеточном, тканевом, органном и системных уровнях организма, которые потребляют и производят энергию макроэргических соединений. Циклические вращательные движения нижних конечностей играют важную роль в подготовке к выполнению ходьбы и способствуют тренировке сердечно-сосудистой и дыхательной систем, а также увеличивают мощность аэробного источника энергии. Основная задача

двигательной реабилитации заключается в оптимизации работы подстроечных механизмов, чтобы максимально использовать сохранившиеся двигательные функции и достичь более энергетически экономичных и биомеханически правильных режимов ходьбы. Важно повышать динамическую устойчивость пораженной конечности (например, паретичной или протезированной).

Движение должно быть симметричным, плавным и равномерным, а также полным по возможной амплитуде и частоте для достижения оптимальной скорости. При выборе и обосновании ключевых функциональных характеристик учитываются параметры комплектации, поставки, сервисного и послегарантийного обслуживания аппаратов. Эти характеристики могут включать возможность регулирования скорости вращения педалей и крутящего момента, автоматическую настройку скорости, определение спастичности и автоматическое отключение сервопривода, наличие специализированного программного обеспечения для коммуникации с блоком управления, датчиками и устройством визуализации параметров тренировки, а также хранение и обработку базы данных пациентов.

Кроме общих ограничений, врач должен учитывать местные факторы, связанные с выраженной несоответствием суставов, наличием посторонних тел, механическими препятствиями для движения и рубцовыми тканями, которые не поддаются механотерапии. Лечение двигательных расстройств условно делится на два этапа: ранний и поздний. Ранний этап направлен на восстановление движений при наличии болевой реакции в поврежденных тканях после травмы или операции. Основная задача - предотвратить адгезивные процессы и застойные явления в кровообращении поврежденных тканей. В позднем этапе восстанавливается мышечная сила, устраняются морфологические нарушения, включая восстановление эластичности параартикулярных тканей, нормализация кровообращения и формирование компенсации, что приводит к восстановлению функции. Промежуточный этап обусловлен плавным переходом от первого этапа ко второму.

Выбор режима механотерапии зависит от степени спастичности и гипертонуса мышц, интенсивности болевого синдрома, сопровождающего

мышечные спазмы и движения в суставах. Главным требованием к процедуре является ее безболезненность, поскольку боль усиливает спастичность мышц. Однако существенным условием механотерапии является медленная скорость движений, которая позволяет дозированно растягивать мышцы, уменьшая тонус и увеличивая объем движений в соответствующем суставе.

Спастика - это состояние, когда мышцы тела сокращаются непроизвольно и не подчиняются воле человека. Из-за этого, при проведении механотерапии, необходимо учитывать особенности поведения мышечного тонуса и принимать соответствующие меры. Во-первых, необходимо прерывать процедуру при начинающемся повышении мышечного тонуса выше исходного. Также для избежания синкинезий движения, начинаются они в одном суставе и только после достижения необходимого объема добавляются сочетанные движения в других суставах в различных плоскостях. Во-вторых, процедуру начинают с диапазона малых амплитуд и только по мере преодоления спастики объем движений увеличивается вплоть до физиологического. Для достижения лучшего результата используются эффект дыхательной синергии и приемы аутогенной тренировки.

При наличии выраженной спастичности необходимо нагружать только здоровую конечность. Если мышечный тонус умеренно повышен на стороне гемипареза, то сначала допускаются нагрузки только на мышцы-разгибатели. Начальная нагрузка на обе конечности не должна превышать 0,5-1 кг, а темп движений не должен превышать 30 раз в минуту. Постепенно, при снижении мышечного тонуса и росте мышечной силы, можно увеличивать нагрузку и темп движений, включая ранее ненагружаемые мышечные группы. Важно помнить, что тренировки на тренажере должны чередоваться с паузами на расслабление мышц и дыхательными упражнениями, а нагрузка должна сначала быть на здоровую, а затем на паретичную конечность. Таким образом, правильная механотерапия при спастичности мышц поможет улучшить функциональное состояние пациента и достичь лучших результатов в процессе реабилитации.

Роботизированная механотерапия является инновационным методом восстановления двигательных функций после инсульта. Она может быть назначена

как в остром, так и в хроническом периоде заболевания, что позволяет добиться более эффективных результатов, чем при использовании стандартных методов реабилитации. Курс лечения составляет обычно от 3 до 4 недель, а тренировки проводятся ежедневно по 30-40 минут на конечностях. Начинаются занятия с минимальной нагрузки и амплитуды движения, постепенно увеличивая усилия и объем. Движения совершаются в пределах болевого порога, а скорость увеличивается до 5 секунд на одно движение. Пациентам, перенесшим инсульт в остром периоде, применяется пассивная программа механотерапии, где конечность фиксируется, а упражнения выполняются в заданном направлении с постепенным увеличением амплитуды движений до появления болевых ощущений. В поздних периодах применяют механотерапию для выполнения различных упражнений в активном и пассивном режимах. В пассивном режиме скорость движения регулируется, а в активном - изменяется степень нагрузки. Продолжительность занятий данного типа составляет от 15 до 30 минут, а количество занятий - от 2 до 3 в день.

Алгоритм составления индивидуальной программы реабилитации представлен на рисунке 1.41 и состоит из нескольких этапов. На первом этапе проводится анализ состояния пациента и его физических возможностей. Затем определяются цели и задачи реабилитации, а также выбираются методы и средства, которые будут использоваться в программе. Далее происходит составление конкретного плана реабилитации, который включает в себя упражнения на роботизированной технике, а также дополнительные упражнения для укрепления мышц и повышения гибкости. Важным этапом является контроль за выполнением программы и ее корректировка в случае необходимости. Также необходимо проводить регулярные медицинские осмотры и оценку эффективности программы.

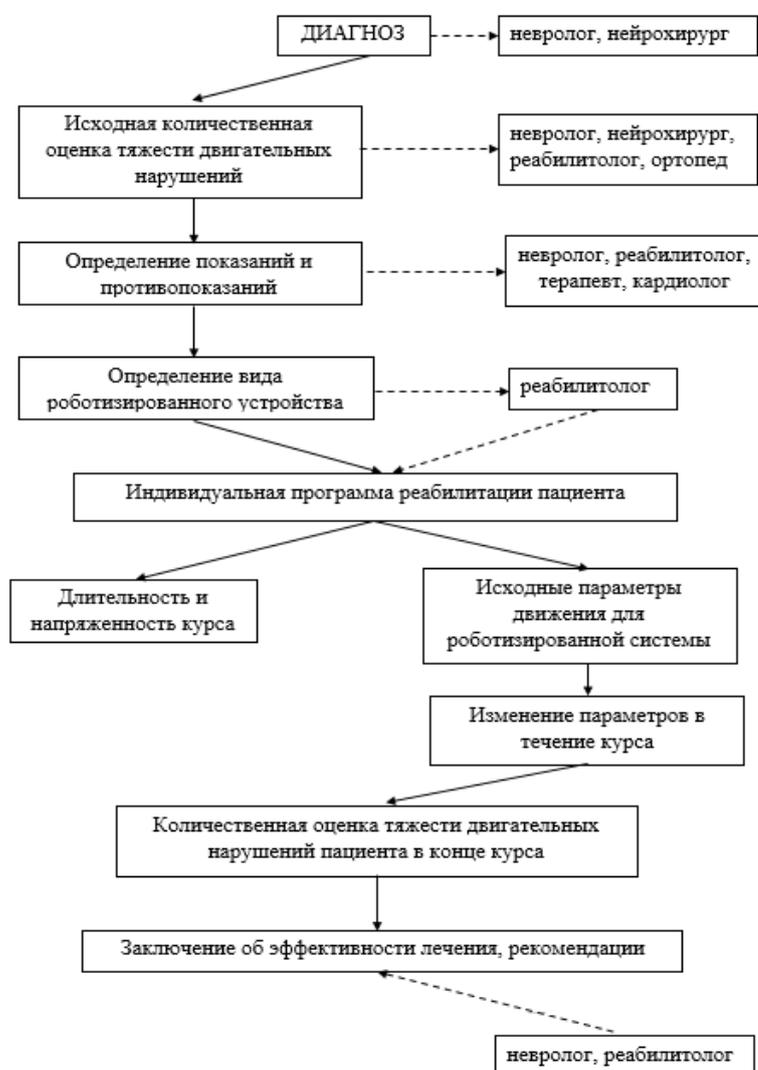


Рисунок 1.41 - Алгоритм составления индивидуальной программы реабилитации

Таким образом, индивидуальная программа реабилитации нижних конечностей для пациентов, перенесших инсульт, с применением РТС является эффективным методом восстановления здоровья и функциональности. Ее составление требует комплексного подхода и контроля за выполнением программы.

1.4. Анализ исследований в области оптимизации

Различные методы оптимизации позволяют выбрать параметры, которые соответствуют требованиям к механизму, и определить рабочее пространство с высокой скоростью выполнения [4, 79, 135, 144]. Уже давно появился интерес к

решению задач глобальной оптимизации, но основной прогресс в методах произошел во второй половине XX века. Глобальная оптимизация используется для решения различных задач, таких как инженерная оптимизация, логистика, нанотехнологии, биоинформатика и математическая экономика. Она позволяет выбрать параметры, соответствующие требованиям механизма, и определить рабочее пространство с высокой скоростью выполнения. В науке и технике глобальная оптимизация имеет высокое значение, поскольку позволяет найти оптимальные решения для сложных задач. Существует множество методов, которые можно разделить на две основные категории: эвристические и детерминированные.

Эвристические методы основаны на эмпирических знаниях и опыте. Они не гарантируют нахождения глобального оптимума, но могут быть эффективными для задач с большим числом переменных и сложными ограничениями. Один из таких методов - метод случайного поиска. Он заключается в генерации случайных точек в пространстве возможных решений и выборе наилучшей из них. Этот метод может быть эффективным для задач с небольшим числом переменных, но для более сложных задач он может потребовать большого количества вычислительных ресурсов. Другим эвристическим методом глобальной оптимизации является метод генетического алгоритма. Он основан на эволюционной теории и использует популяции решений, которые эволюционируют в соответствии с заданными правилами. Этот метод может быть эффективным для задач с большим числом переменных и сложными ограничениями. Представители школ оптимизации из России и зарубежных стран занимались исследованием и улучшением эвристических алгоритмов. [6, 12, 22, 126].

Детерминированные методы глобальной оптимизации основаны на математических моделях и алгоритмах. Они гарантируют нахождение глобального оптимума, но могут быть менее эффективными для задач с большим числом переменных и сложными ограничениями. Один из таких методов - метод ветвей и границ. Он заключается в разбиении пространства возможных решений на подпространства и последующем поиске оптимума в каждом из них. Этот метод

может быть эффективным для задач с небольшим числом переменных, но для более сложных задач он может потребовать большого количества вычислительных ресурсов. Существует огромное количество исследований, направленных на улучшение детерминированных методов решения дискретных задач [23, 26, 136]

Другим детерминированным методом глобальной оптимизации является метод симплексов. Метод поиска по симплексу был предложен в 1962 г. Спендли, Хекстом и Химсвортом. Этот метод называют последовательным симплекс-методом. Он основан на поиске оптимального решения в вершинах многогранника, который описывает пространство возможных решений. Этот метод может быть эффективным для задач с небольшим числом переменных, но для более сложных задач он может потребовать большого количества вычислительных ресурсов [154].

Исследования в области многокритериальной оптимизации были проведены И.Х. Сигалом [24], Д.И. Коганом [2], Ю.Г. Евтушенко и М.А. Потаповым [15], а также И.И. Меламедом [25], которые рассматривали дискретные многокритериальные задачи. Значительный вклад в развитие теории и методов решения таких задач внесли И.М. Соболев, Р.Б. Статников, В.В. Подиновский, А.В. Лотов, А. Pascoletti, E. Zitzler, K. Deb, K. Miettinen, H.P. Benson и многие другие [31, 63, 80, 179].

В работах [153, 154] описывается построение множества допустимых решений с непрерывными, дискретными и смешанными переменными расчета на основе метода исследования пространства параметров (PSI) благодаря которому стало возможным ставить и решать широкий круг задач многокритериальной оптимизации.

В работе [12] авторы описывают методологию получения интервальных оценок относительных замещений критериев и их применение в многокритериальном анализе задач принятия решений. Эти методы могут быть реализованы с помощью компьютерных систем поддержки принятия решений. Однако, при небольшом количестве критериев и вариантов, задачи с базовым критерием могут быть решены с использованием обычных вычислительных средств для математических операций.

Известны точные и эффективные численные методы решения оптимизационных задач, возникающих при сравнении предпочтений решения, с методами теории важности критериев в случае интервальных оценок степеней превосходства одних критериев над другими, а также в случае предложены интервальные ограничения роста предпочтений по диапазону критериев [125].

Применение классического метода Парето для многокритериальной задачи оптимизации представлено в работе [81]. Решения, полученные с помощью предложенного метода, являются глобально оптимальными по Парето. В работах [95, 119, 120] задача многокритериальной оптимизации динамической модели решена с использованием методов теории подобия и теории важности критериев. С целью сокращения количества оптимизирующих параметров математическая модель системы представлена в безразмерном виде. Рассмотрены три безразмерных критерия оптимизации, характеризующие точность, размер и качество процесса динамического позиционирования. Показано, что применение метода важности критериев существенно уменьшает множество Парето (множество лучших решений). Это открывает возможность сведения многих оптимальных решений к одному, что существенно облегчает выбор параметров при проектировании механического объекта. Предложен биоинспириционный и многокритериальный подход к проектированию перспективных робототехнических систем, состоящих из групп роботов и способных перестраиваться и адаптироваться к меняющимся целям и условиям эксплуатации [122]. Представлен подход к решению задач выбора лучших конструкций роботов и их комбинаций при наличии неполной информации о потенциальных целях. Преимущество подхода в том, что он позволяет найти оптимальные решения для максимального достижения многих целей при ограниченных ресурсах. Это достигается за счет использования всей доступной информации о потенциальных целях и предпочтениях при выборе конструкций роботов, объединения их в группу, охватывающую как можно больше целей, и выбора соответствующей стратегии [121].

Вопросы, связанные с оценкой вычислительной сложности алгоритмов, классификацией сложности и подсчетом количества шагов, неоднократно были рассмотрены в работах известных исследователей, таких как Ю.А. Кочетов и А.В. Плясунов [21, 29], М.Ю. Хачая [37-39], А.В. Кельманов и А.В. Пяткин [19, 153], А.А. Колоколов, А.В. Еремеев, З.А. Заозерская [16, 17], а также многих других ученых [1, 5, 6].

Исследование, проведенное учеными ИМАШ РАН [7, 8, 25, 26] затрагивает вопросы оптимизации параметров механизмов параллельной структуры, где ключевым критерием является максимальный объем работы. В процессе исследования было обнаружено, что границы изменения параметров имеют существенное влияние на результаты оптимизации. Таким образом, ученые проделали огромную работу, которая поможет сделать механизмы более эффективными и экономичными.

Одним из важных направлений исследований являются вопросы оптимизации конструкций подвижных платформ с целью улучшения их кинематических и динамических характеристик. В статье [144] представлены методика и результаты оптимизации геометрических параметров модели прототипа тренажерного комплекса для обучения водителей транспортных средств и спецтехники на базе динамических 6-ти степенных платформ подвижности. Оптимизация выполнялась с помощью динамической имитационной модели и ротатабельного центрального композиционного планирования. На основе этого получены новые знания о геометрических связях для базовых параметров 6-DOF платформ подвижности, оказывающие влияние на значения силовых реакций в шарнирных опорах и позволяющие определять оптимальные размеры расположения шарниров в зависимости от полезной нагрузки. В статье [68] разработана методика, которая использована для проработки и оптимизации альтернативных вариантов конструкции роботизированной платформы на основе анализа силовых условий движения по заданной траектории. В качестве исследуемого конструктивного параметра принято относительное положение шарниров подвижной платформы и неподвижного основания, в качестве критерия

оптимальности – минимум силы, необходимой для выполнения движения, в качестве ограничения – превышение действующего усилия относительно заданного исходя из прочностных характеристик конструкции.

В статье [79] рассмотрена задача оптимизации геометрических параметров кабельного механизма. Она состоит в выборе минимальных габаритных размеров кабельного робота, обеспечивающих требуемые размеры рабочей области. Для этого использованы методы интервального анализа. Результаты моделирования верифицированы посредством проверки вхождения куба в рабочую область кабельного робота с рассчитанными значениям габаритных размеров.

Для задания ограничений механизмов могут использоваться системы уравнений или неравенств, которые требуется приблизить для получения множества решений [137]. В статье [30, 31] предложен метод аппроксимации образа компактного множества при отображении с помощью понятия эффективной оболочки и описан процесс ее построения. В работе [29] рассмотрено создание трехмерных расчетных сеток в областях сложной формы.

Метод предложенный Ю.Г. Евтушенко [13, 14] используется для решения задач оптимизации с простыми ограничениями, включая многокритериальную оптимизацию и математическое программирование, а также для определения диапазона рабочей области механизмов различных конфигураций. Для реализации данного метода используется бисекция - разделение одного множества на два равных. В работах [100, 115, 116] также применялась бисекция для определения диапазона работы механизмов.

Исследования в области многокритериальной оптимизации в основном базируются на использовании детерминированных методов, которые при работе с сложными объектами, такими как механизмы параллельные структуры, требуют больших вычислительных ресурсов. В связи с этим появляется необходимость в разработке новых методов и подходов для решения задач оптимизации с высокой производительностью, которые позволят значительно уменьшить объем данных, необходимых для вычислительных процедур, и повысить эффективность при сохранении точности аппроксимации.

Выводы по главе

1. Анализ состояния исследований показал, что в настоящее время роботизированная механотерапия широко применяется в реабилитации больных с функциональными нарушениями опорно-двигательной системы, вызванными последствиями сосудистых заболеваний, нарушений нейрорегуляции двигательной активности, травм и патологии опорно-двигательного аппарата.

2. Создание и применение новых типов реабилитационных робототехнических комплексов с высокими показателями структурной жесткости, эргономичности и компактности является важным направлением в моторной реабилитации пациентов. Эти комплексы могут быть использованы на различных этапах восстановительной медицины и обеспечивать не только сгибание/разгибание конечностей, но и отведение/приведение конечностей пациента.

3. В настоящее время нерешенным вопросом является создание базовых программ реабилитации нижних конечностей. Однако, перспективным считается использование новейших аппаратных технологий для реабилитации, которые должны быть включены в индивидуальные программы для определенных групп пациентов.

4. Для разработки реабилитационных робототехнических комплексов требуется развитие универсальных методов оптимизации параметров, которые будут учитывать все ограничения с заданной точностью аппроксимации.

ГЛАВА 2. МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ДВУХМОДУЛЬНОЙ ГИБРИДНОЙ РОБОТОТЕХНИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

В главе представлена математическая модель предлагаемой робототехнической системы для реабилитации нижних конечностей. Описан разработанный метод параметрического синтеза робототехнической системы, учитывающий сформированные уровни параметрических ограничений в зависимости от эргономичности и технологичности конструкции. Представлен алгоритм оптимизации геометрических параметров, реализующий двухэтапный эвристический поиск оптимальных конфигураций с возможностью хранения структурированных массивов данных, описывающих геометрию робототехнической системы и особенности уровней параметрических ограничений оптимизации. Представлены результаты оптимизации для различных уровней параметрических ограничений.

2.1 Математическая модель гибридной робототехнической системы для реабилитации

Устройства, используемые для реабилитации нижних конечностей, обычно ограничены движениями в сагиттальной плоскости [86, 69, 118, 123]. Хотя некоторые методы лечения требуют более сложных движений, их организация и безопасность для пациентов являются основными проблемами [65, 114]. Рисунок 2.1 демонстрирует различные терапевтические методы и движения, включая отведение и приведение бедра, а также сгибание и разгибание колен [128]. Однако проведение этих методов лечения представляет собой сложную задачу [92, 124].

Некоторые устройства, такие как *Hirbot* [87], были разработаны для обеспечения неплоских движений нижних конечностей в положении лежа. Однако они имеют ограниченные возможности и не могут обеспечить полный спектр движений. Для решения этой проблемы был предложен декартовский

манипулятор, но его использование для реабилитации нижних конечностей слишком сложно из-за последовательной конфигурации механизмов.

В литературе была предпринята попытка использования Orthoglide - параллельного манипулятора с тремя кинематическими цепями, состоящими из поступательного и двух карданных шарниров (3-PUU), но неподвижное основание ограничивало полный спектр движений [124]. Для преодоления этой проблемы в данной работе используется декартовский параллельный манипулятор Триптерон. 3-PRRR механизм состоит из трех стоек с активными поступательными парами и каждое звено установлено на базовой платформе [85, 104]. Эта система объединяет параллельный манипулятор на базе Триптерона с последовательным пассивным ортезом, обеспечивая четыре степени свободы нижней конечности. Однако перемещение узла привода представляет собой сложную задачу при непланарном движении из-за их установки в одной плоскости. В работе [138] предложены подходы для преобразования рабочей области 3-PRRR механизма реализованы на языке программирования C++ с использованием библиотеки для параллельных вычислений OpenMP. Проведено моделирование в среде Simulink пространственного одного активного модуля на базе 3-PRRR механизма. Проведено сравнение и анализ точности отслеживания для трех разных контроллеров. Результаты показывают, что контроллер MPC демонстрирует более высокую точность отслеживания по сравнению с ПИД-регулятором и контроллером SMC [160].

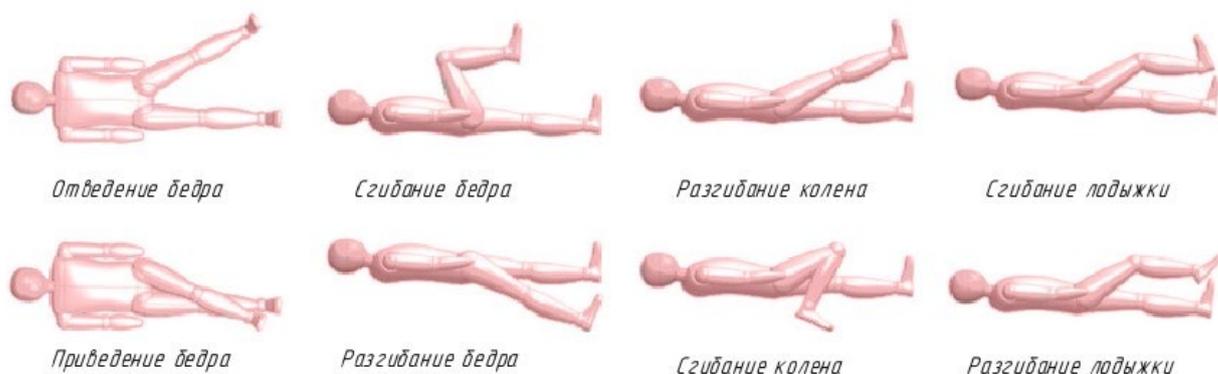


Рисунок 2.1 - Терапевтические методы лечения нижних конечностей и связанные с ними движения

В [27] представлена РТС для реабилитации нижних конечностей, которая включает пассивный ортез на основе RRRR-механизма последовательной структуры с четырьмя вращательными шарнирами, рабочую платформу (выходное звено), управляемую параллельным манипулятором типа 3-PRRR и регулируемое сидение (рисунок 2.2, а). Активный 3-PRRR параллельный робот обеспечивает требуемые для реабилитации углы поворота всех суставов пациента, пассивный ортез используется для поддержания нижней конечности пациента. На рисунке 2.2, б изображена структурная схема системы реабилитации, включающая два модуля: активный и пассивный механизмы. Активный механизм состоит из трёх кинематических цепей $A_i B_i C_i D_i, i = 3$ и имеет три степени свободы – поступательные движения вдоль каждой из осей. Положение реабилитационной платформы, представляющей собой равносторонний треугольник $D_1 D_2 D_3$ с центром в точке P и радиусом описанной окружности R , определяется линейными перемещениями $\mathbf{q} = (q_1 q_2 q_3)$, a_i – расстояние между точками A_i и B_i , b_i – между B_i и C_i , c_i – между C_i и D_i , d_i – между B_i и D_i . В качестве пассивного ортеза для закрепления конечности человека используется последовательный RRRR механизм (рисунок 2.2б). Его шарниры соответствуют суставам пациента. В шарнире E обеспечивается два движения тазобедренного сустава: вращение в сагиттальной плоскости с углом α и отведение конечности с углом ψ – между проекцией звена EF на плоскость XOY и осью OY . В шарнире F коленного сустава обеспечивается поворот звена FP относительно EF на угол θ .

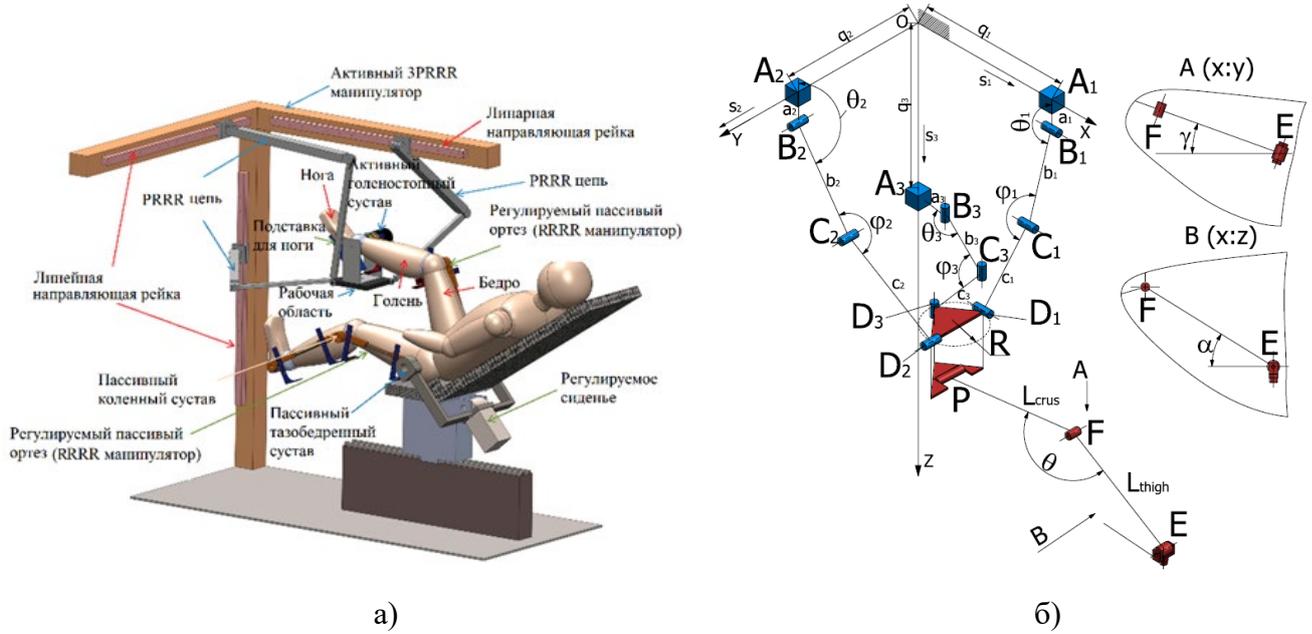


Рисунок 2.2 – Одномодульная РТС: а) 3D модель РТС, б) структурная хема РТС

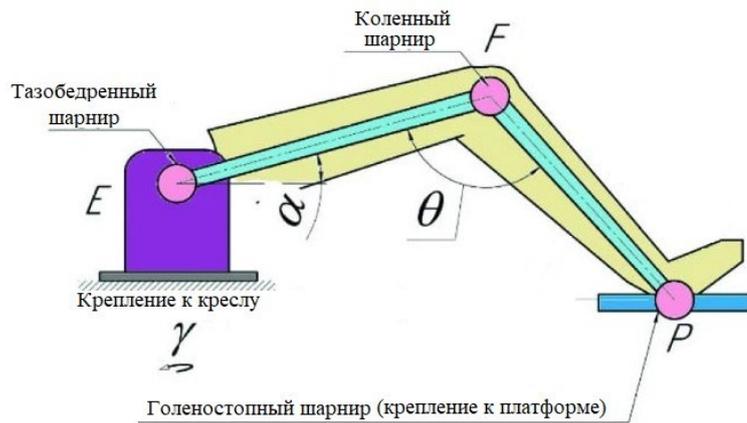


Рисунок 2.3 – Пассивный ортез

Рассмотрим основные кинематические соотношения 3-PRRR механизма, приведенные в работах [111, 112]. В качестве выходного звена рассматривается платформа (рисунок 2.2), центр описанной окружности которой обозначим точкой Р. Она совпадает с центром вращательного шарнира голеностопного сустава. Координаты x_P, y_P, z_P точки Р выходного звена определяются на основе прямой задаче кинематики в виде уравнений:

$$\begin{cases} x_P = q_1 - \frac{\sqrt{3}}{2} R \\ y_P = q_2 - \frac{R}{2} \\ z_P = q_3 \end{cases}$$

Значения координат точек $D_i (i = 1, 2, 3)$ центров шарниров подвижной платформы определяются как:

$$\mathbf{D}_1 = \begin{bmatrix} x_P + \frac{\sqrt{3}}{2}R \\ y_P + \frac{R}{2} \\ z_P \end{bmatrix}, \mathbf{D}_2 = \begin{bmatrix} x_P - \frac{\sqrt{3}}{2}R \\ y_P + \frac{R}{2} \\ z_P \end{bmatrix}, \mathbf{D}_3 = \begin{bmatrix} x_P \\ y_P - R \\ z_P \end{bmatrix},$$

где R – радиус описанной окружности платформы.

Составим систему уравнений связи пассивного механизма, описывающие положение точки P , в зависимости от углов поворотов ψ и α в тазобедренном суставе и угла поворота $\gamma = 180 - \theta$ в коленном суставе. Координаты центра шарнира P имеют вид:

$$\begin{cases} x_P = x_E + \sin \psi (L_{thing} \cos \alpha + L_{crus} \cos \beta) \\ y_P = y_E - \cos \psi (L_{thing} \cos \alpha + L_{crus} \cos \beta) \\ z_P = z_E - L_{thing} \sin \alpha - L_{crus} \sin \beta \end{cases}$$

где $\beta = \alpha + \gamma$, L_{thing} – длина звена EF , L_{crus} – длина звена FP , x_E, y_E, z_E – координаты центра шарнира E в системе координат активного манипулятора.

Предложенная система для реабилитации работает следующим образом: первый шаг - пациент обращается к физиотерапевту для предварительной обработки данных по реабилитации. Физиотерапевт рекомендует необходимые терапевтические процедуры, а пассивный ортез регулируется в соответствии с размерами конечности пациента и его ремни должным образом затянуты вместе с опорными рамками для начального лечения. Первоначальный набор программы лечения будет проводиться экспертом, а ход лечения будет записываться вместе с изменениями во времени углов поворота конечностей. Параметры тренировки устанавливаются сопровождающим для пассивного диапазона движения (PROM), включая тренировку походки (GT). В экстренных случаях предусмотрен переключатель для безопасности пациента, которым может управлять пациент, а также терапевт или инструктор. Поскольку система работает с использованием линейных шариковых-винтовых передач (ШВП), вероятность отказа системы невелика.

Однако, рассматриваемая РТС предназначена для реабилитации только одной конечности и поочередно второй конечности. Один из главных недостатков таких систем – это ограниченность в использовании. Если пациент нуждается в реабилитации обеих конечностей, то такая система не может предоставить полноценную помощь. Такие РТС обычно предназначены только для определенных видов упражнений и движений. Это может ограничить возможности реабилитации пациента и замедлить процесс восстановления.

2.2 Математическая модель двухмодульной гибридной робототехнической системы

С целью повышения эффективности проведения реабилитационных процедур для двух нижних конечностей развиты и разработаны новые модели и прототип двухмодульной гибридной робототехнической системы, состоящей из двух идентичных по структуре модулей, каждый из которых выполнен 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 (рисунок 2.4). Модульная структура позволяет изменять параметры систем в зависимости от метода реабилитации и в зависимости от антропометрии и особенностей заболевания использовать как один, так и два модуля одновременно. Взаимное перемещение выходных звеньев двух манипуляторов позволяют выполнять имитацию походки здорового человека, при этом реализованы алгоритмы безопасного движения с учетом возможных пересечений (столкновений) звеньев. С целью обеспечения безопасности пациента в структуре РТС предусмотрено использование предохранительного устройства.

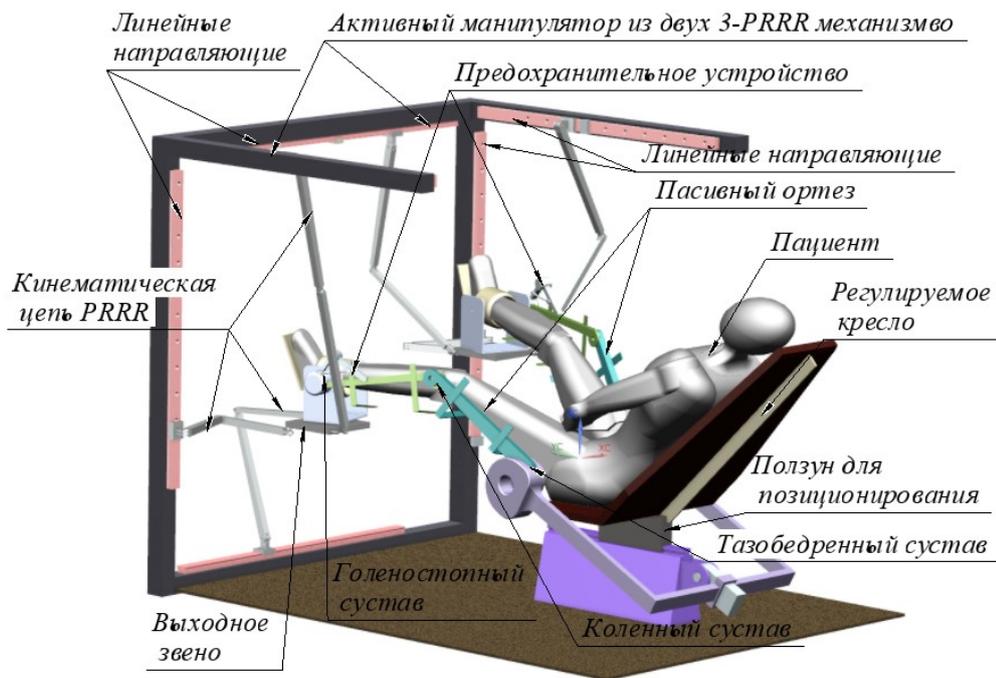


Рисунок 2.4 – 3D модель двухмодульной гибридной РТС

Рассмотрим структуру двухмодульной робототехнической системы (рисунок 2.5). 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} (рисунок 2.5). 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 (рисунок 2.6). 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 голеностопного 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 голеностопному (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 активных манипуляторов, определяются значением двух постоянных координат каждой из направляющих активного манипулятора относительно базовой системы координат, расположенной в центре таза пациента. На рис 2.5 наглядно видно влияние изменения координат направляющих на конфигурацию системы на примере второй направляющей A_{12} (модуль I), имеющей меньшее значение координаты Z в сравнении с первой направляющей A_{11} (модуль I) и первой и второй направляющими модуля правой конечности A_{21} и A_{22} (модуль II).

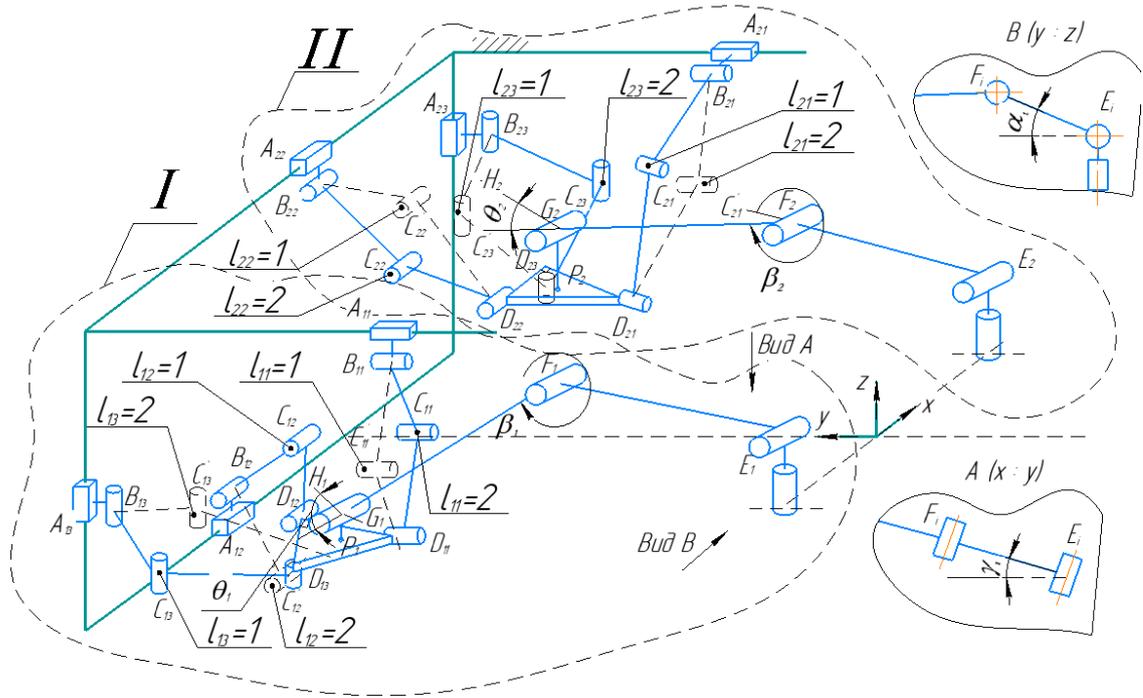


Рисунок 2.5 – Кинематическая схема РТС.

Геометрические параметры разрабатываемой системы должны обеспечивать достижимость всех точек траекторий реабилитационных процедур. Для проверки достижимости положения РТС 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:

$$\mathbf{E}_1 = \begin{bmatrix} -L_{OE} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}, \mathbf{E}_2 = \begin{bmatrix} L_{OE} \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}. \quad (2.1)$$

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

$$\mathbf{F}_i = \mathbf{E}_i + \begin{bmatrix} L_{EF} \cos \alpha_i \sin \gamma_i \\ L_{EF} \cos \alpha_i \cos \gamma_i \\ L_{EF} \sin \alpha_i \end{bmatrix}, \quad (2.2)$$

Подставим (2.1) в (2.2) и получим:

$$\mathbf{F}_1 = \begin{bmatrix} L_{EF} \cos \alpha_1 \sin \gamma_1 - L_{OE} \\ L_{EF} \cos \alpha_1 \cos \gamma_1 \\ L_{EF} \sin \alpha_1 \end{bmatrix}, \mathbf{F}_2 = \begin{bmatrix} L_{EF} \cos \alpha_2 \sin \gamma_2 + L_{OE} \\ L_{EF} \cos \alpha_2 \cos \gamma_2 \\ L_{EF} \sin \alpha_2 \end{bmatrix} \quad (2.3)$$

С учётом угла β_i координаты центров шарниров G_i определим как

$$\mathbf{G}_i = \mathbf{F}_i + \begin{bmatrix} L_{FG} \cos(\alpha_i + \beta_i) \sin \gamma_i \\ L_{FG} \cos(\alpha_i + \beta_i) \cos \gamma_i \\ L_{FG} \sin(\alpha_i + \beta_i) \end{bmatrix}, \quad (2.4)$$

Подставим (2.3) в (2.4) и получим:

$$\mathbf{G}_1 = \begin{bmatrix} \sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - L_{OE} \\ \cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) \\ L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 \end{bmatrix}, \quad (2.5)$$

$$\mathbf{G}_2 = \begin{bmatrix} \sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + L_{OE} \\ \cos \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) \\ L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 \end{bmatrix} \quad (2.6)$$

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

$$\mathbf{H}_i = \mathbf{G}_i + \begin{bmatrix} L_{GH} \cos(\alpha_i + \beta_i + \theta_i) \sin \gamma_i \\ L_{GH} \cos(\alpha_i + \beta_i + \theta_i) \cos \gamma_i \\ L_{GH} \sin(\alpha_i + \beta_i + \theta_i) \end{bmatrix}, \quad (2.7)$$

Подставим (2.5), (2.6) в (2.7) и получим:

$$\mathbf{H}_1 = \begin{bmatrix} \sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1 + L_{GH} \cos(\alpha_1 + \beta_1 + \theta_1)) - L_{OE} \\ \cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1 + L_{GH} \cos(\alpha_1 + \beta_1 + \theta_1)) \\ L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 + L_{GH} \sin(\alpha_1 + \beta_1 + \theta_1) \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

$$\mathbf{H}_2 = \begin{bmatrix} \sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2 + L_{GH} \cos(\alpha_2 + \beta_2 + \theta_2)) + L_{OE} \\ \cos \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2 + L_{GH} \cos(\alpha_2 + \beta_2 + \theta_2)) \\ L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 + L_{GH} \sin(\alpha_2 + \beta_2 + \theta_2) \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

Координаты центров P_i подвижных платформ активных манипуляторов определим как:

$$\mathbf{P}_i = \mathbf{G}_i + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -L_{GP} \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

Подставим (2.5), (2.6) в (2.10) и получим:

$$\mathbf{P}_1 = \begin{bmatrix} \sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - L_{OE} \\ \cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) \\ L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 - L_{GP} \end{bmatrix} \quad (2.11)$$

$$\mathbf{P}_2 = \begin{bmatrix} \sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + L_{OE} \\ \cos \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) \\ L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 - L_{GP} \end{bmatrix} \quad (2.12)$$

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 (рисунок 2.6).

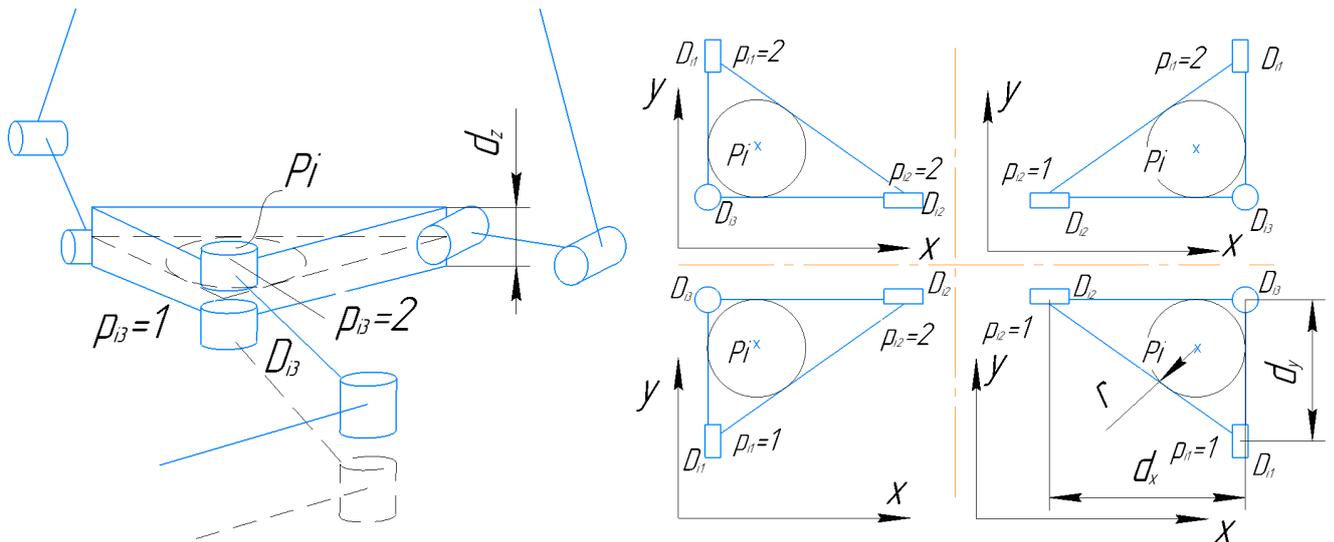


Рисунок 2.6 – Расчетная схема крепления кинематических цепей к платформе

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 введем следующую функцию, которая в случае аргумента 1 возвращает значение -1, а в случае аргумента 2 возвращает значение 1:

$$\lambda(x) = (2x - 3) \quad (2.13)$$

С учётом (2.13) координаты центров шарниров центров D_{ij} определим как

$$\mathbf{D}_{i1} = \mathbf{P}_i + \begin{bmatrix} -r\lambda(p_{i2}) \\ (d_y - r)\lambda(p_{i1}) \\ 0 \end{bmatrix}, \mathbf{D}_{i2} = \mathbf{P}_i + \begin{bmatrix} (d_x - r)\lambda(p_{i2}) \\ -r\lambda(p_{i1}) \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (2.14)$$

$$\mathbf{D}_{i3} = \mathbf{P}_i + \begin{bmatrix} -r\lambda(p_{i2}) \\ -r\lambda(p_{i1}) \\ \frac{d_z\lambda(p_{i3})}{2} \end{bmatrix}, \quad (2.15)$$

где j – индекс кинематических цепей активных манипуляторов: 1 – цепь с линейным перемещением направляющей по оси Y , 2 – по оси X , 3 – по оси Z r – радиус вписанной окружности платформы, который определим по формуле

$$r_i = \frac{d_{xi} + d_{yi} - \sqrt{d_{xi}^2 + d_{yi}^2}}{2}$$

Подставим (2.106), (2.107) в (2.20), (2.21) и получим:

$$\mathbf{D}_{11} = \begin{bmatrix} \sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - L_{OE} - r\lambda(p_{12}) \\ \cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) + (d_y - r)\lambda(p_{11}) \\ L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 - L_{GP} \end{bmatrix} \quad (2.16)$$

$$\mathbf{D}_{12} = \begin{bmatrix} \sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - L_{OE} + (d_x - r)\lambda(p_{12}) \\ \cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - r\lambda(p_{11}) \\ L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 - L_{GP} \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

$$\mathbf{D}_{13} = \begin{bmatrix} \sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - L_{OE} - r\lambda(p_{12}) \\ \cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - r\lambda(p_{11}) \\ L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 - L_{GP} + \frac{d_z\lambda(p_{13})}{2} \end{bmatrix} \quad (2.18)$$

$$\mathbf{D}_{21} = \begin{bmatrix} \sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + L_{OE} - r\lambda(p_{22}) \\ \cos \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + (d_y - r)\lambda(p_{21}) \\ L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 - L_{GP} \end{bmatrix} \quad (2.19)$$

$$\mathbf{D}_{22} = \begin{bmatrix} \sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + L_{OE} + (d_x - r)\lambda(p_{22}) \\ \cos \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) - r\lambda(p_{21}) \\ L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 - L_{GP} \end{bmatrix} \quad (2.20)$$

$$\mathbf{D}_{23} = \begin{bmatrix} \sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + L_{OE} - r\lambda(p_{22}) \\ \cos \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) - r\lambda(p_{21}) \\ L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 - L_{GP} + \frac{d_z\lambda(p_{23})}{2} \end{bmatrix} \quad (2.21)$$

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} , то есть

$$\mathbf{B}_{i1} = \begin{bmatrix} x_{Bi1} \\ y_{Di1} \\ z_{Bi1} \end{bmatrix}, \mathbf{B}_{i2} = \begin{bmatrix} x_{Di2} \\ y_{Bi2} \\ z_{Bi2} \end{bmatrix}, \mathbf{B}_{i3} = \begin{bmatrix} x_{Bi3} \\ y_{Bi3} \\ z_{Di3} \end{bmatrix} \quad (2.22)$$

Подставим (2.16) - (2.21) в (2.22) и получим:

$$\mathbf{B}_{11} = \begin{bmatrix} x_{B11} \\ y_{\cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) + (d_y - r)\lambda(p_{11})} \\ z_{B11} \end{bmatrix}, \quad (2.23)$$

$$\mathbf{B}_{12} = \begin{bmatrix} x_{\sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - L_{OE} + (d_x - r)\lambda(p_{12})} \\ y_{B12} \\ z_{B12} \end{bmatrix}, \quad (2.24)$$

$$\mathbf{B}_{13} = \begin{bmatrix} x_{B13} \\ y_{B13} \\ z_{L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 - L_{GP} + \frac{d_z \lambda(p_{13})}{2}} \end{bmatrix}, \quad (2.25)$$

$$\mathbf{B}_{21} = \begin{bmatrix} x_{B21} \\ y_{\cos \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + (d_y - r)\lambda(p_{21})} \\ z_{B21} \end{bmatrix}, \quad (2.26)$$

$$\mathbf{B}_{22} = \begin{bmatrix} x_{\sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + L_{OE} + (d_x - r)\lambda(p_{22})} \\ y_{B22} \\ z_{B22} \end{bmatrix} \quad (2.27)$$

$$\mathbf{B}_{23} = \begin{bmatrix} x_{B23} \\ y_{B23} \\ z_{L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 - L_{GP} + \frac{d_z \lambda(p_{23})}{2}} \end{bmatrix} \quad (2.28)$$

Обозначим варианты конфигураций кинематических цепей как l_{ij} , которые принимают значение 1 и 2 в соответствии с рисунком 2.10, 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} координаты C_{ij} можно определить как

$$\mathbf{C}_{i1} = \begin{bmatrix} \frac{x_{Bi1} + s_{i1}(x_{Di1} - x_{Bi1}) - \lambda(l_{i1})g_{i1}(z_{Di1} - z_{Bi1})}{L_{BDi1}} \\ y_{Di1} \\ \frac{z_{Bi1} + s_{i1}(z_{Di1} - z_{Bi1}) + \lambda(l_{i1})g_{i1}(x_{Di1} - x_{Bi1})}{L_{BDi1}} \end{bmatrix}, \quad (2.29)$$

$$C_{i2} = \begin{bmatrix} x_{Di2} \\ \frac{y_{Bi2} + s_{i2}(y_{Di2} - y_{Bi2}) - \lambda(l_{i2})g_{i2}(z_{Di2} - z_{Bi2})}{L_{BDi2}} \\ \frac{z_{Bi2} + s_{i2}(z_{Di2} - z_{Bi2}) + \lambda(l_{i2})g_{i2}(y_{Di2} - y_{Bi2})}{L_{BDi2}} \end{bmatrix}, \quad (2.30)$$

$$C_{i3} = \begin{bmatrix} \frac{x_{Bi3} + s_{i3}(x_{Di3} - x_{Bi3}) - \lambda(l_{i3})g_{i3}(y_{Di3} - y_{Bi3})}{L_{BDi3}} \\ \frac{y_{Bi3} + s_{i3}(y_{Di3} - y_{Bi3}) + \lambda(l_{i3})g_{i3}(x_{Di3} - x_{Bi3})}{L_{BDi3}} \\ z_{Di3} \end{bmatrix}, \quad (2.31)$$

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, которые в соответствии с (2.16) – (2.21) определяются как

$$x_{D11} = \sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - L_{OE} - r\lambda(p_{12}),$$

$$z_{D13} = L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 - L_{GP},$$

$$y_{D12} = \cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - r\lambda(p_{11}),$$

$$z_{D12} = L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 - L_{GP},$$

$$x_{D13} = \sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - L_{OE} - r\lambda(p_{12}),$$

$$y_{D13} = \cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - r\lambda(p_{11}),$$

$$x_{D21} = \sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + L_{OE} - r\lambda(p_{22}),$$

$$z_{D23} = L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 - L_{GP},$$

$$y_{D22} = \cos \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) - r\lambda(p_{21}),$$

$$z_{D22} = L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 - L_{GP},$$

$$x_{D23} = \sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + L_{OE} - r\lambda(p_{22}),$$

$$y_{D23} = \cos \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) - r\lambda(p_{21}).$$

Для обеспечения работоспособности РТС 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 (2.1) – (2.31) 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 [49].

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

$$L_{BDij} > L_{BCij} + L_{CDij} \quad (2.32)$$

С учётом (2.16) - (2.21), условие (2.32) запишем в виде системы неравенств

$$\left\{ \begin{array}{l} \left(\begin{array}{l} (\sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - L_{OE} - r\lambda(p_{12}) - x_{B11})^2 + \\ + (L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 - L_{GP} - z_{B11})^2 \end{array} \right)^{0,5} > L_{BC11} + L_{CD11} \\ \left(\begin{array}{l} (\cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - r\lambda(p_{11}) - y_{B12})^2 + \\ + (L_{FG} \sin(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \sin \alpha_1 - L_{GP} - z_{B12})^2 \end{array} \right)^{0,5} > L_{BC12} + L_{CD12} \\ \left(\begin{array}{l} (\sin \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - L_{OE} - r\lambda(p_{12}) - x_{B13})^2 + \\ + (\cos \gamma_1 (L_{FG} \cos(\alpha_1 + \beta_1) + L_{EF} \cos \alpha_1) - r\lambda(p_{11}) - y_{B13})^2 \end{array} \right)^{0,5} > L_{BC13} + L_{CD13} \\ \left(\begin{array}{l} (\sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + L_{OE} - r\lambda(p_{22}) - x_{B21})^2 + \\ + (L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 - L_{GP} - z_{B21})^2 \end{array} \right)^{0,5} > L_{BC21} + L_{CD21} \\ \left(\begin{array}{l} (\cos \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) - r\lambda(p_{21}) - y_{B22})^2 + \\ + (L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 - L_{GP} - z_{B22})^2 \end{array} \right)^{0,5} > L_{BC22} + L_{CD22} \\ \left(\begin{array}{l} (\sin \gamma_2 (L_{FG} \cos(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \cos \alpha_2) + L_{OE} - r\lambda(p_{22}) - x_{B23})^2 + \\ + \left(L_{FG} \sin(\alpha_2 + \beta_2) + L_{EF} \sin \alpha_2 - L_{GP} + \frac{d_z \lambda(p_{23})}{2} - y_{B23} \right)^2 \end{array} \right)^{0,5} > L_{BC23} + L_{CD23} \end{array} \right.$$

Полученную систему неравенств будем далее использовать для решения задач параметрического синтеза и выбора оптимальных конфигураций РТС.

2.3 Параметрический синтез и выбор геометрических параметров робототехнической системы

В работах [111, 112] рассмотрен метод оптимизации геометрических параметров робототехнической системы на базе одного модуля гибридной структуры для реабилитации одной конечности. Она имеет ряд недостатков в контексте её применения для оптимизации геометрических параметров

предлагаемой двухмодульной системы. Перечень недостатков и путей их решения применительно к разрабатываемой системе рассмотрены в таблице 2.1.

Таблица 2.1 - Недостатки известных методов [111, 112] и пути их решения.

| | Недостаток | Следствие недостатка | Решение |
|-----------------------------------|--|--|--|
| Допущения | На расположение приводных направляющих активного манипулятора, которое предполагало пересечение их осей в одной точке в правой верхней стороне относительно пациента | Значительное уменьшение области возможных конфигураций | Добавление 12 параметров оптимизации: по 2 для каждой из 6 направляющих, соответствующих координатам направляющих в пространстве |
| | На конфигурации кинематических цепей активного манипулятора. | | Добавление 6 дискретных параметров оптимизации, соответствующих конфигурациям кинематических цепей |
| | На форму подвижной платформы, выполненную в виде равностороннего треугольника. | | Изменение формы платформ на прямоугольные треугольники с переменными значениями длин сторон, каждое из которых является параметром оптимизации |
| | На расположение креплений кинематических цепей к платформе относительно её центра | | Добавление 6 дискретных параметров оптимизации, соответствующих расположениям креплений кинематических цепей к платформам |
| Ограничение оптимизации | Достижимость всех дискретных точек оболочки требуемого рабочего пространства | Высокая вычислительная сложность | Достижимость всех дискретных точек требуемых траекторий |
| Используемый алгоритм оптимизации | Генерация случайных параметров + поиск восхождением к вершине | Высокая вычислительная сложность поиска оптимальных конфигураций, отсутствие интеллектуальности алгоритмов | Использование параллельной модификации PSO алгоритма |

| | | | |
|-------------------------------|--|---|---|
| Пересечение звеньев | Учёт пересечений только звеньев активного манипулятора | Возможность столкновений звеньев активного манипулятора со звеньями пассивного ортеза | Учёт звеньев пассивных ортезов в процессе проверки пересечений |
| Размеры конечностей пациентов | Использование средних размеров конечности человека. | Неприменимость системы для пациентов с размерами конечностей выше среднего, отсутствие корректировки размеров в соответствии с конструктивом ортеза | Использование значений размеров, полученных на основе статистических данных национальных совокупностей с учётом конструктива ортеза |

С учётом обозначенных путей решения, рассмотрим предлагаемый метод оптимизации, для чего предварительно сформируем требуемую в соответствии с процессом реабилитации траекторию.

2.3.1 Формирование траектории для оптимизации параметров

Траектория движения конечностей, которая будет использоваться далее в ходе оптимизации, 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:

$$\alpha_i(t) = 0.5(\alpha_{max} + \alpha_{min} + \sin(t + 180^\circ(i - 1)) (\alpha_{max} - \alpha_{min})) \quad (2.33)$$

$$\beta_i(t) = 0.5(\beta_{max} + \beta_{min} - \cos(t + 180^\circ(i - 1)) (\beta_{max} - \beta_{min})), \quad (2.34)$$

где i - индекс конечности человека (1 – левая конечность, 2 – правая конечность), $\alpha_{min}, \alpha_{max}$ – минимальный и максимальный угол сгибания тазобедренного сустава, β_{min}, β_{max} – коленного сустава. Для увеличения рабочего диапазона отработки сгибания тазобедренного сустава α_{min} был принят равным $\alpha_{min} = -20^\circ$. Остальные ограничения углов в суставах были приняты в соответствии с клиническими сведениями выше, то есть $\alpha_{max} = 20^\circ, \beta_{min} = -60^\circ, \beta_{max} = 0^\circ$.

Алгоритм движения по траектории.

1. Конечности не отведены (угол отведения конечностей $\gamma_i = 0$). Выполнение одного цикла ($t \in [0; 360]$) имитации походки.
2. Отведение левой конечности на $\gamma_1 = -30^\circ$.
3. Выполнение одного цикла имитации походки.
4. Одновременное приведение левой конечности к углу $\gamma_1 = 0^\circ$ и отведение правой конечности на $\gamma_2 = 30^\circ$.
5. Выполнение одного цикла имитации походки.
6. Приведение правой конечности $\gamma_2 = 0^\circ$.

Графики изменения углов в суставах показаны на рисунке 2.7

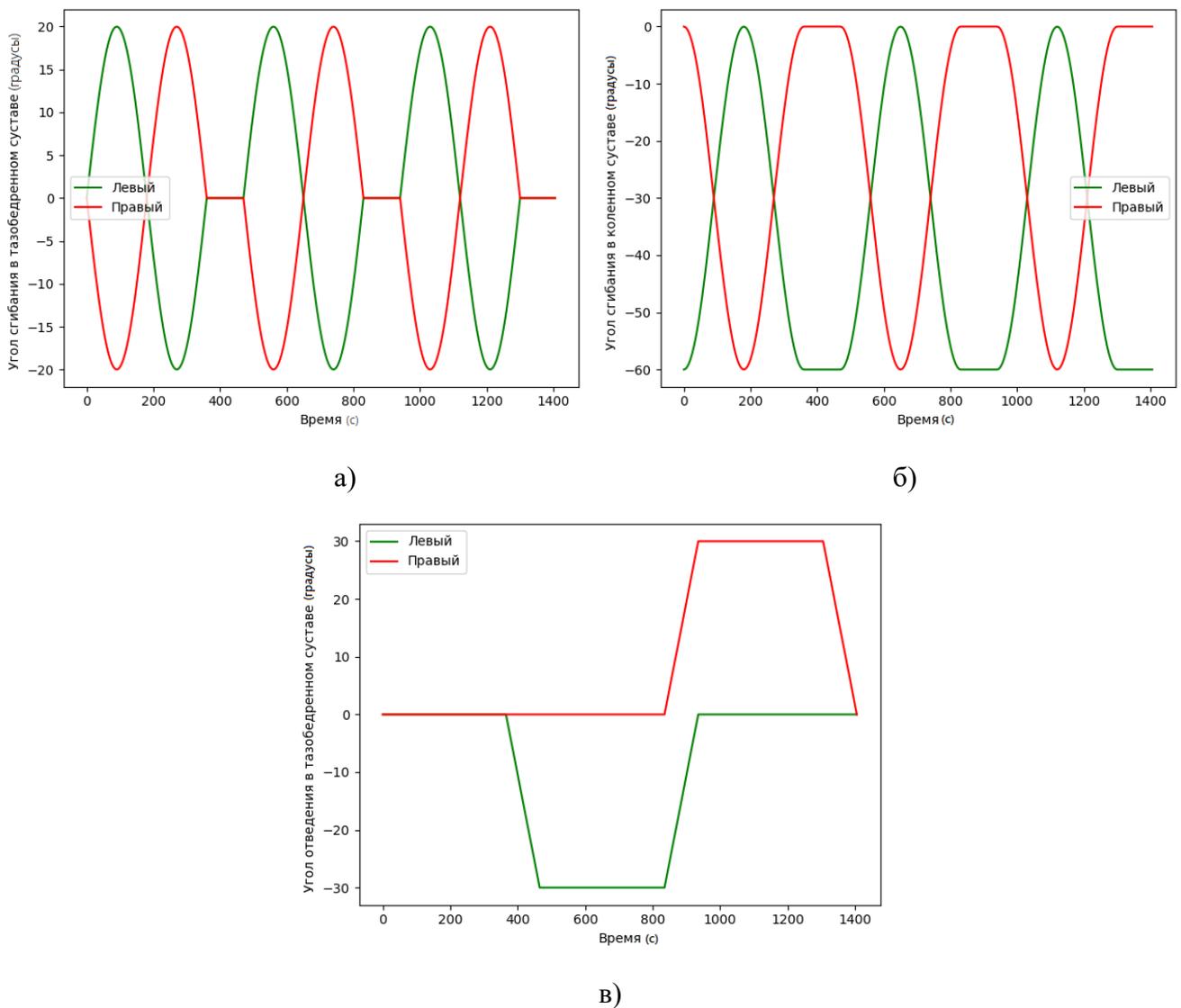


Рисунок 2.7 - Изменение углов в суставах: а) α_i , б) β_i , в) γ_i ,

Предлагаемая система должна обеспечивать возможность реабилитации пациентов с различными антропометрическими данными. В таблице 2.2 представлены основные антропометрические измерения нижних конечностей на основе статистических данных национальных совокупностей в соответствии ГОСТ 56620.2-2015 (ISO/TR 7250-2:2010). Каждый из размеров представлен на основе индивидуальных выборок для взрослых людей в различных странах с учётом половой принадлежности. Столбец P5 (5-й процентиль) позволяет оценить минимальные размеры нижних конечностей без учёта 5 процентов людей, имеющих нестандартно малые размеры конечностей, столбец P95 (95-й процентиль) - нестандартно большие размеры конечностей, а P50 (50-й процентиль) – размеры конечностей человека, находящиеся в середине упорядоченной по возрастанию выборки.

Таблица 2.2 - Антропометрические измерения нижних конечностей, мм

| Страна | Пол | Окружность бедра | | | Окружность икроножной мышцы | | | Длина ягодица-колени | | |
|------------|-----|------------------|-----|-----|-----------------------------|-----|-----|----------------------|-----|-----|
| | | P5 | P50 | P95 | P5 | P50 | P95 | P5 | P50 | P95 |
| Германия | Муж | 490 | 570 | 640 | 325 | 375 | 415 | 565 | 610 | 655 |
| | Жен | 485 | 565 | 670 | 325 | 360 | 415 | 545 | 590 | 640 |
| Япония | Муж | 490 | 557 | 637 | 334 | 375 | 422 | 525 | 565 | 608 |
| | Жен | 475 | 533 | 600 | 311 | 342 | 382 | 497 | 532 | 570 |
| Кения | Муж | 440 | 530 | 655 | 307 | 360 | 416 | 561 | 607 | 662 |
| | Жен | 500 | 610 | 720 | 320 | 370 | 416 | 561 | 610 | 660 |
| Корея | Муж | 484 | 557 | 635 | 331 | 372 | 420 | 530 | 570 | 616 |
| | Жен | 477 | 542 | 614 | 305 | 340 | 385 | 504 | 541 | 581 |
| Нидерланды | Муж | - | - | - | - | - | - | 583 | 634 | 703 |
| | Жен | - | - | - | - | - | - | 557 | 608 | 664 |
| Таиланд | Муж | 470 | 560 | 660 | 315 | 355 | 405 | 520 | 565 | 611 |
| | Жен | 465 | 530 | 625 | 300 | 335 | 385 | 507 | 545 | 587 |
| США | Муж | - | - | - | - | - | - | 562 | 610 | 673 |
| | Жен | - | - | - | - | - | - | 533 | 584 | 648 |

Таблица 2.2 - Антропометрические измерения нижних конечностей, мм (продолжение)

| Страна | Пол | Длина стопы | | | Ширина стопы | | | Длина голени | | | Ширина бедра в положении сидя | | |
|------------|-----|-------------|-----|-----|--------------|-----|-----|--------------|-----|-----|-------------------------------|-----|-----|
| | | P5 | P50 | P95 | P5 | P50 | P95 | P5 | P50 | P95 | P5 | P50 | P95 |
| Германия | Муж | 245 | 265 | 285 | 92 | 101 | 111 | 410 | 450 | 490 | 350 | 375 | 420 |
| | Жен | 225 | 245 | 260 | 83 | 92 | 102 | 375 | 415 | 450 | 360 | 390 | 460 |
| Италия | Муж | 242 | 261 | 282 | 88 | 99 | 110 | 412 | 460 | 511 | 305 | 343 | 397 |
| | Жен | 220 | 236 | 256 | 82 | 90 | 100 | 362 | 411 | 472 | 312 | 355 | 417 |
| Япония | Муж | 234 | 251 | 270 | 93 | 100 | 109 | 370 | 405 | 442 | 327 | 358 | 393 |
| | Жен | 215 | 230 | 246 | 85 | 93 | 101 | 347 | 369 | 403 | 327 | 359 | 398 |
| Кения | Муж | 242 | 264 | 288 | 90 | 100 | 111 | 400 | 440 | 480 | 303 | 359 | 424 |
| | Жен | 229 | 244 | 270 | 84 | 94 | 101 | 378 | 410 | 455 | 339 | 401 | 470 |
| Корея | Муж | 232 | 250 | 270 | 90 | 99 | 109 | 365 | 399 | 437 | 315 | 346 | 385 |
| | Жен | 214 | 230 | 246 | 83 | 92 | 101 | 333 | 369 | 403 | 317 | 347 | 383 |
| Нидерланды | Муж | 246 | 268 | 296 | 91 | 104 | 116 | 440 | 484 | 538 | 340 | 382 | 438 |
| | Жен | 222 | 244 | 264 | 86 | 95 | 107 | 391 | 436 | 483 | 363 | 414 | 487 |
| Таиланд | Муж | 229 | 246 | 267 | 90 | 103 | 110 | 380 | 413 | 450 | 310 | 343 | 382 |
| | Жен | 210 | 227 | 243 | 83 | 95 | 105 | 355 | 389 | 423 | 310 | 350 | 400 |
| США | Муж | 244 | 265 | 290 | 92 | 104 | 116 | - | - | - | 329 | 372 | 435 |
| | Жен | 220 | 238 | 260 | 81 | 93 | 105 | - | - | - | 348 | 403 | 501 |

В результате анализа вышеприведенных статистических данных был сформирован следующий набор данных (таблица 2.3), используемый далее для оптимизации геометрических параметров робототехнической системы.

Таблица 2.3 - Набор антропометрических данных для моделирования, мм

| | Без учёта ортеза | С учётом ортеза |
|-------------------------------|------------------|-----------------|
| Окружность бедра | 720 | 815 |
| Окружность икроножной мышцы | 422 | 610 |
| Длина ягодица-колени | 703 | 703 |
| Длина стопы | 296 | 326 |
| Ширина стопы | 116 | 176 |
| Длина голени | 538 | 738 |
| Ширина бедра в положении сидя | 501 | 531 |

Набор размеров без учёта ортеза получен, исходя из выбора максимального значения каждого из размеров конечностей среди значений 95-го перцентиля. Тем самым будет обеспечена возможность реабилитации нижних конечностей для более чем 95 процентов людей. Выбор максимальных размеров обоснован наличием в этом случае максимальной областью перемещения стопы человека в ходе отработки траектории, а также наиболее осложненной задачи исключения

столкновения звеньев робототехнической системы с конечностями. Для учёта размеров ортеза, включающего каркас и конструктивные элементы, используемые для предохранения конечности, размеры были скорректированы. Исходя из толщины ортеза конечности 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 (рисунок 2.8).

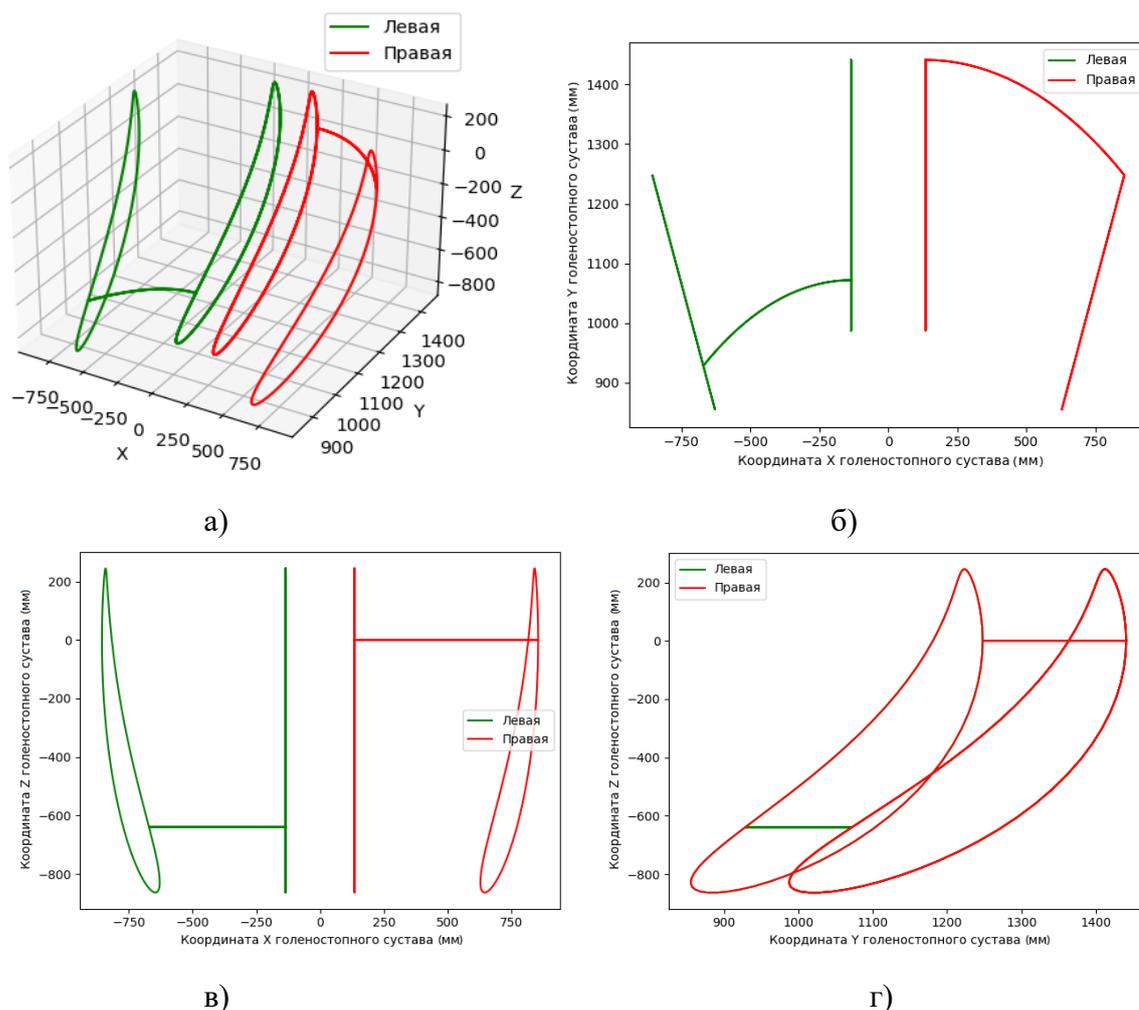


Рисунок 2.8 - Движение центра голеностопного сустава: а) трёхмерный вид, б) в проекции на плоскость XY, в) в проекции на плоскость XZ, г) в проекции на плоскость YZ

Выполним постановку задачи оптимизации с учётом полученной математической модели и сформированной траектории.

2.3.2 Постановка задачи оптимизации

Задача оптимизации геометрических параметров выглядит следующим образом:

1. Параметры оптимизации

1.1. Непрерывные параметры (26)

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} (рисунок 2.13) и горизонтальные размеры платформ.

1.2. Дискретные параметры оптимизации (12).

В качестве дискретных параметров используем варианты p_{ij} креплений кинематических цепей к подвижным платформам посредством шарниров D_{ij} (рисунок 2.11) и варианты l_{ij} конфигураций кинематических цепей (рисунок 2.10, а).

2. Критерий

В результате оптимизации необходимо определить геометрические параметры, при которых обеспечена компактность конструкции, то есть критериальную функцию можно записать как

$$F = \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^3 (L_{BCij} + L_{CDij}) \rightarrow \min \quad (2.35)$$

3. Ограничение оптимизации

Ограничением оптимизации является достижимость всех точек траектории, описанной ранее в разделе 2 и отсутствие пересечений для каждой из этих точек, то есть

$$N^- = 0$$

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

Ввиду значительного сокращения области допустимых значений параметров 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 с разложением N^- на два компонента: N_L^- – положения, не достижимые по условию (2.32), и N_I^- – положения, достижимые по условию (2.32), но имеющие пересечения звеньев

$$F' = \vartheta \sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^3 (L_{BCij} + L_{CDij}) + \rho_1 N_L^- + \rho_2 N_I^- + \rho_3 (1 - \vartheta) \rightarrow \min \quad (2.36)$$

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

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

Синтезирован алгоритм оптимизации на основе параллельной модификации PSO алгоритма [110], который успешно зарекомендовал себя для решения широкого круга оптимизационных задач. Блок-схема синтезированного алгоритма приведена на рисунке 2.9. Минимизация критериальной функции (2.36) с использованием функции Хэвисайда позволяет последовательно выполнять поиск области допустимых конфигураций, а затем оптимальных конфигураций. Это обеспечивается вариативностью критериальной функции за счёт обнуления компонента $\sum_{i=1}^2 \sum_{j=1}^3 (L_{BCij} + L_{CDij})$ в случае наличия недостижимых положений. В алгоритме предусмотрена возможность хранения структурированных массивов данных, описывающих геометрию робототехнической системы и особенности уровней параметрических ограничений.

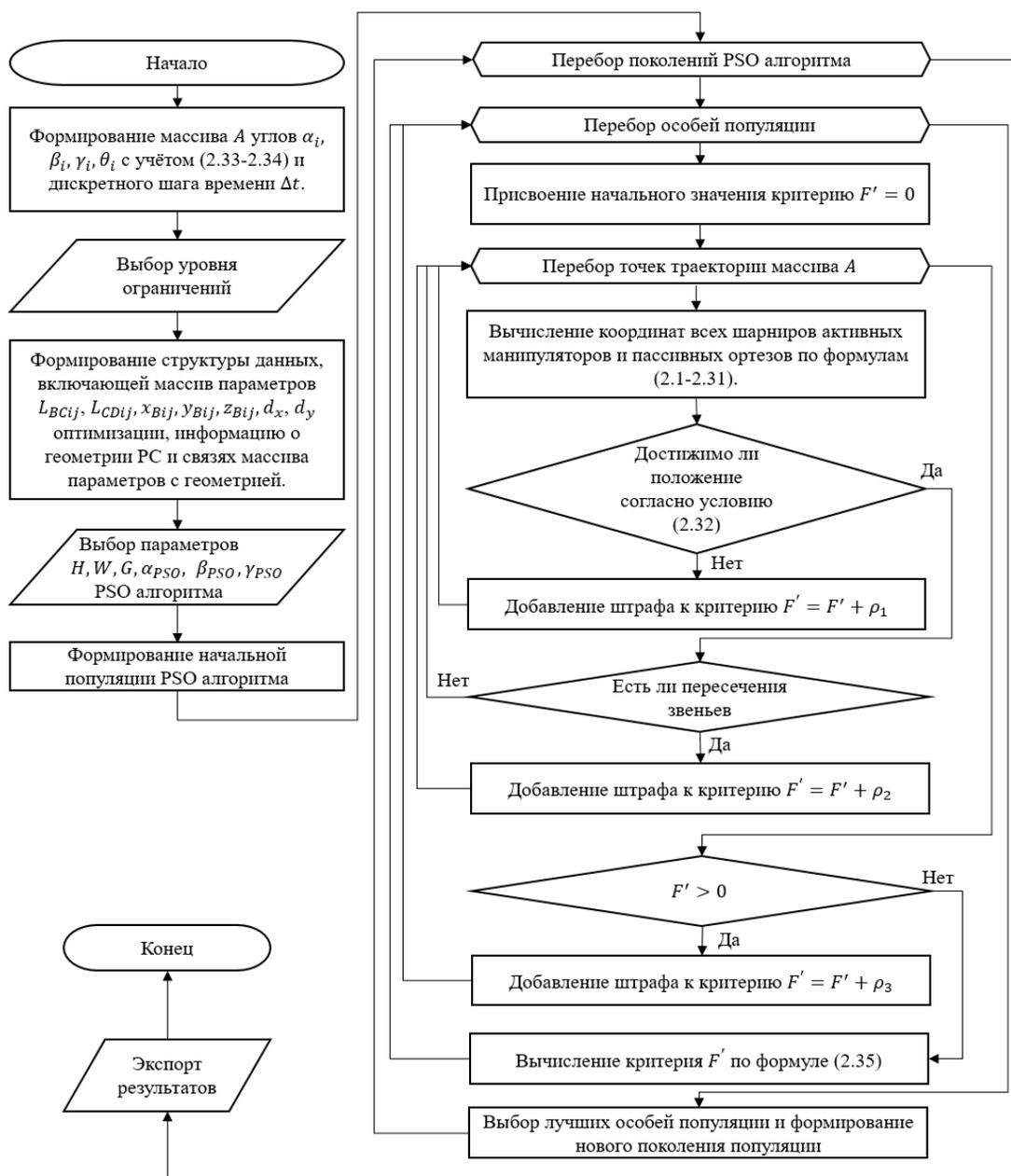


Рисунок 2.9 – Блок-схема алгоритма оптимизации.

Используем синтезированный алгоритм для численного моделирования.

2.3.3 Численное моделирование

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 таблице 2.2. 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:

$$L_{GP} = d_{FG} + 1,1d_{link} + 0.5d_z = 270 \text{ мм}$$

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 $\Delta t = 5$, коэффициенты штрафа $\rho_1 = 1,2$, $\rho_2 = 1$, $\rho_3 = 100000$. 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 РТС с учётом пересечений для проверки оптимальных конфигураций. Пример визуализации с использованием разработанного программного комплекса показан на рисунке 2.10. В случае пересечения звенья имеют синий цвет.

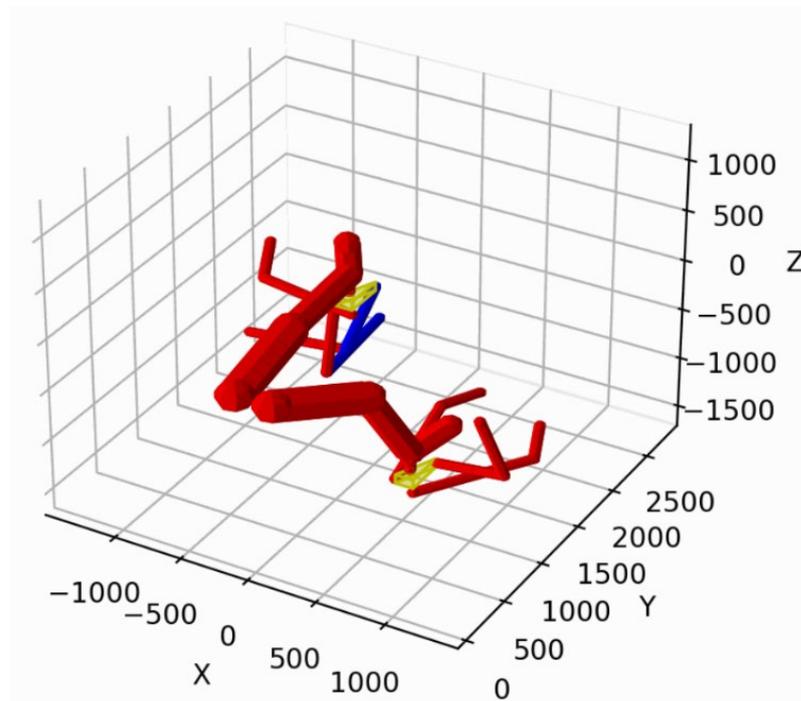


Рисунок 2.10 - Пример визуализации

Требования эргономики и технологичности РТС могут накладывать дополнительные ограничения на оптимизируемые параметры и тем самым ограничивать область допустимым решений. Для сбалансированного выбора геометрических параметров из широкого диапазона возможных, однако с учётом эргономики и технологичности конструкции РТС, моделирование выполнено для четырёх уровней ограничений (таблица 2.4)

Таблица 2.4 - Уровни ограничений, исходя из эргономики и технологичности

| № уровня | Степень ограничений | Количество параметров оптимизации |
|----------|--|-----------------------------------|
| 1 | Без допущений | 38 |
| 2 | Ограничение на равенство координат Y всех направляющих, равенство координат X направляющих для левой и правой конечности | 33 |
| 3 | Уровень 2 + ограничение на диапазоны координат направляющих на основе диапазонов их переменных координат | 33 |
| 4 | Уровень 3 + ограничение на равенство длин звеньев модулей $L_{BC1j} = L_{BC2j}$, $L_{CD1j} = L_{CD2j}$ | 27 |

Уровень ограничений 1

Ввиду немонотонного характера критериальной функции (2.36) и большой размерности пространства поиска при итеративном поиске оптимальных конфигураций, в результате выполнения алгоритма могут быть получены различные варианты конфигурации, соответствующие локальным экстремумам. В таблице 2.5 представлены локально оптимальные конфигурации, полученные в результате итеративной оптимизации.

Таблица 2.5 - Оптимальные конфигурации для уровня 1.

| Конфигурация | Значение критериальной функции | Соединение с платформой | | | | | | Изгиб цепи | | | | | |
|--------------|--------------------------------|-------------------------|--------|--------|------------------|--------|--------|----------------|--------|--------|------------------|--------|--------|
| | | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | |
| | | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 |
| 1 | 7210,2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |
| 2 | 7739,9 | 1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |
| 3 | 7852,2 | 1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 |
| 4 | 7626,8 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 5 | 8240,4 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 |
| 6 | 7431,2 | 2 | 1 | 2 | 2 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 |
| 7 | 7493,4 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |
| 8 | 7040,7 | 1 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 |
| 9 | 8700,3 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 |
| 10 | 7527,6 | 1 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 |

Таблица 2.5 - Оптимальные конфигурации для уровня 1 (продолжение)

| Конфигурация | Положения направляющих | | | | | | | | | | | |
|--------------|------------------------|-------|------|-------|-------|------|------------------|-------|------|-------|------|------|
| | Левый модуль I | | | | | | Правый модуль II | | | | | |
| | 1x | 1z | 2y | 2z | 3x | 3y | 1x | 1z | 2y | 2z | 3x | 3y |
| 1 | -1023 | -570 | 1788 | -943 | -885 | 2000 | 1247 | -575 | 375 | -403 | 1357 | 1671 |
| 2 | -1061 | -1125 | 2000 | -911 | -1016 | 1896 | 1097 | -500 | 1991 | -682 | 1572 | 1279 |
| 3 | -1053 | -1313 | 1640 | -586 | -673 | 469 | 1296 | -284 | 1445 | -1125 | 1290 | 1421 |
| 4 | -1520 | -633 | 494 | -718 | -987 | 1835 | 997 | -681 | 1842 | -158 | 1260 | 1088 |
| 5 | -1297 | -563 | 1932 | -1125 | -676 | 375 | 1446 | -503 | 1873 | -977 | 1285 | 1451 |
| 6 | -1241 | -812 | 346 | -452 | -1064 | 1578 | 1000 | -488 | 1747 | -507 | 1489 | 1167 |
| 7 | -1360 | -712 | 305 | -298 | -798 | 1892 | 1383 | -583 | 1745 | -1500 | 352 | 649 |
| 8 | -1028 | -629 | 2000 | -957 | -1114 | 1227 | 419 | -1162 | 1844 | -355 | 682 | 2000 |
| 9 | -1237 | -1345 | 1763 | -746 | -50 | 483 | 1311 | 67 | 1731 | -579 | 1378 | 1600 |

Таблица 2.5 - Оптимальные конфигурации для уровня 1 (продолжение)

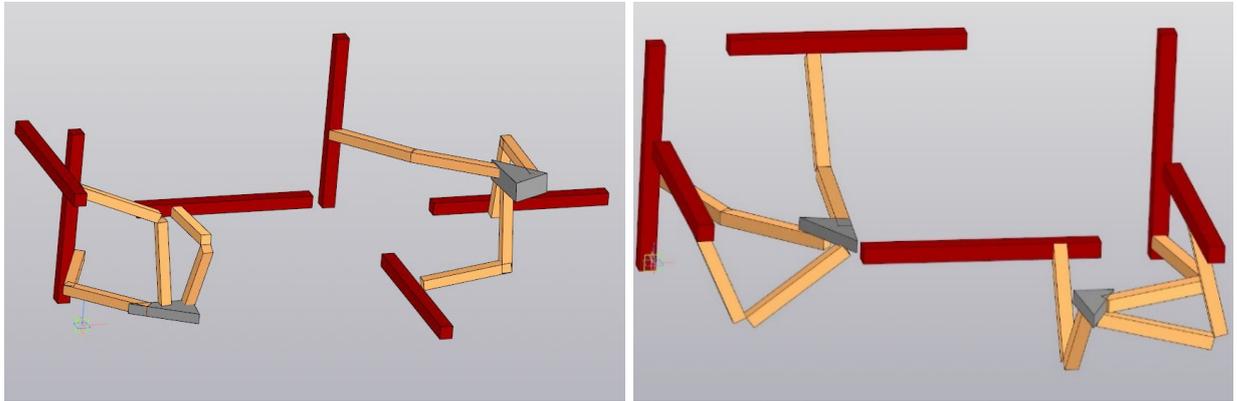
| Конфиг, | Размеры штанг | | | | | | | | | | | |
|---------|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | Левый модуль I | | | | | | Правый модуль II | | | | | |
| | B1C1 | C1D1 | B2C2 | C2D2 | B3C3 | C3D3 | B1C1 | C1D1 | B2C2 | C2D2 | B3C3 | C3D3 |
| 1 | 492,0 | 552,6 | 379,6 | 708,2 | 435,5 | 812,5 | 515,8 | 702,7 | 347,8 | 812,5 | 812,5 | 638,6 |
| 2 | 812,5 | 720,3 | 897,1 | 333,7 | 612,7 | 611,3 | 515,3 | 659,8 | 359,1 | 812,5 | 548,6 | 856,9 |
| 3 | 772,9 | 831,8 | 408,4 | 528,1 | 712,5 | 446,2 | 681,3 | 739,8 | 794,2 | 733,6 | 474,8 | 728,5 |
| 4 | 681,3 | 812,5 | 494,0 | 762,9 | 418,8 | 728,4 | 533,4 | 534,6 | 646,1 | 770,3 | 723,3 | 521,4 |
| 5 | 641,7 | 752,8 | 652,4 | 812,5 | 754,4 | 676,1 | 693,3 | 785,9 | 435,6 | 729,9 | 626,1 | 679,7 |
| 6 | 580,0 | 768,1 | 632,1 | 702,1 | 592,7 | 607,4 | 550,1 | 522,6 | 534,5 | 556,5 | 822,7 | 562,3 |
| 7 | 671,4 | 704,8 | 688,7 | 566,6 | 451,8 | 602,8 | 434,2 | 900,0 | 900,0 | 656,8 | 266,1 | 650,1 |
| 8 | 519,3 | 573,8 | 900,0 | 443,4 | 408,5 | 569,0 | 656,7 | 631,8 | 685,9 | 544,6 | 285,2 | 822,5 |
| 9 | 833,0 | 860,3 | 498,3 | 714,0 | 900,0 | 599,8 | 900,0 | 900,0 | 496,1 | 614,6 | 628,9 | 755,2 |
| 10 | 900,0 | 747,8 | 391,1 | 608,5 | 413,3 | 718,8 | 520,5 | 685,1 | 490,7 | 696,9 | 608,3 | 746,7 |

Введём дополнительные ограничения, связанные с эргономикой и технологичностью конструкции, соответствующие второму уровню.

Уровень ограничений 2

На втором уровне добавлено 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 конечности, то есть $x_{B11} = x_{B13}$ и $x_{B21} = x_{B23}$.

Это позволяет уменьшить размерность пространства параметров и обеспечить более эргономичную и технологичную конструкцию РТС. На рисунке 2.11 показано сравнение примера взаимного расположения приводных направляющих для первого и второго уровня ограничений. Как видно из рисунка, ограничение позволяет получить более упорядоченные конфигурации РТС.



а)

б)

Рисунок 2.11 - Пример взаимного расположения направляющих при различных уровнях ограничений: а) уровень 1, б) уровень 2.

Конфигурации, полученные в результате оптимизации для ограничения второго уровня приведены в таблице 2.6.

Таблица 2.6 - Оптимальные конфигурации для уровня 2.

| Конфигурация | Значение критерияльной функции | Соединение с платформой | | | | | | Изгиб цепи | | | | | |
|--------------|--------------------------------|-------------------------|--------|--------|------------------|--------|--------|----------------|--------|--------|------------------|--------|--------|
| | | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | |
| | | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 |
| 1 | 7474,1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |
| 2 | 7607,4 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 3 | 7898,2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 4 | 7724,0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 |
| 5 | 7488,3 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 2 | 1 |
| 6 | 7477,1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |
| 7 | 7265,1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 8 | 7461,3 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 9 | 7633,5 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |
| 10 | 7494,9 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 |

Таблица 2.6 - Оптимальные конфигурации для уровня 2 (продолжение)

| Конфигурация | Положения направляющих | | | | | | | Платформа | |
|--------------|------------------------|----------------|---------|---------|------------------|---------|---------|-----------|-------|
| | общее | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | | | |
| | y | x | 1z | 2z | x | 1z | 2z | p1 | p2 |
| 1 | 1700,6 | -1159,6 | -776,1 | -1015,1 | 1117,9 | -1031,3 | -1045,3 | 150,8 | 295,0 |
| 2 | 1677,8 | -1028,6 | -918,5 | -1232,0 | 1071,7 | -267,2 | -1180,0 | 142,0 | 272,7 |
| 3 | 1615,5 | -960,9 | -1084,7 | -1025,7 | 1087,6 | -108,9 | -1317,3 | 100,0 | 294,8 |
| 4 | 1687,1 | -1025,7 | -1054,8 | -1278,4 | 991,6 | -1132,7 | -1077,7 | 150,9 | 288,4 |
| 5 | 1636,3 | -941,4 | -1149,5 | -1110,2 | 1098,4 | -1270,1 | -1157,6 | 136,4 | 186,7 |
| 6 | 1674,6 | -1095,1 | -1030,4 | -1138,8 | 895,9 | -1127,1 | -1137,5 | 151,2 | 298,3 |
| 7 | 1588,2 | -1042,6 | -1031,0 | -1092,6 | 1165,1 | -861,4 | -1096,6 | 140,8 | 272,7 |
| 8 | 1632,9 | -1041,6 | -1116,9 | -1223,3 | 906,1 | -1258,2 | -1214,9 | 129,1 | 298,8 |
| 9 | 1552,3 | -972,5 | -1036,0 | -1206,7 | 888,0 | -1255,9 | -1171,1 | 149,2 | 300,0 |
| 10 | 1551,7 | -1174,1 | -920,2 | -1168,5 | 887,3 | -1162,7 | -1307,4 | 149,3 | 300,0 |

Таблица 2.6 - Оптимальные конфигурации для уровня 2 (продолжение)

| Конфигурация | Размеры штанг | | | | | | | | | | | |
|--------------|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | Левый модуль I | | | | | | Правый модуль II | | | | | |
| | B1C1 | C1D1 | B2C2 | C2D2 | B3C3 | C3D3 | B1C1 | C1D1 | B2C2 | C2D2 | B3C3 | C3D3 |
| 1 | 501,0 | 762,7 | 479,1 | 706,6 | 624,1 | 578,2 | 716,3 | 790,6 | 475,2 | 691,8 | 494,1 | 654,3 |
| 2 | 582,4 | 654,8 | 603,6 | 692,2 | 719,4 | 601,1 | 598,6 | 683,3 | 596,4 | 725,0 | 386,9 | 763,7 |
| 3 | 659,4 | 663,8 | 770,6 | 612,0 | 386,9 | 659,4 | 675,7 | 713,6 | 810,8 | 659,4 | 569,8 | 716,8 |
| 4 | 662,1 | 690,3 | 611,0 | 727,4 | 490,7 | 672,3 | 721,2 | 659,7 | 731,0 | 702,9 | 426,7 | 628,7 |
| 5 | 654,1 | 714,9 | 495,8 | 659,9 | 323,2 | 654,8 | 788,3 | 804,4 | 639,0 | 590,2 | 629,3 | 534,5 |
| 6 | 718,8 | 725,6 | 531,7 | 738,5 | 609,5 | 599,7 | 658,2 | 664,9 | 553,2 | 710,5 | 327,3 | 639,2 |
| 7 | 603,1 | 777,0 | 467,4 | 726,6 | 674,2 | 397,4 | 675,7 | 661,9 | 450,7 | 704,3 | 382,7 | 744,1 |
| 8 | 737,2 | 661,8 | 559,0 | 732,5 | 526,8 | 515,7 | 731,1 | 750,1 | 589,3 | 665,3 | 463,9 | 528,6 |
| 9 | 621,3 | 672,6 | 664,3 | 714,5 | 445,9 | 485,9 | 764,6 | 739,8 | 528,4 | 700,4 | 572,3 | 723,4 |
| 10 | 638,6 | 735,6 | 558,2 | 647,0 | 580,0 | 572,5 | 718,6 | 719,2 | 655,1 | 756,0 | 406,9 | 507,1 |

Как видно из таблицы 2.6, добавление ограничения повлияло на минимальное значение критериальной функции, которое составило для второго уровня 7265,1 (конфигурация 7), что на 3,19% больше, чем значение критериальной функции для конфигурации 8 для уровня 1, которое составляет 7040,7.

Уровень ограничений 3

В рамках третьего уровня дополнительно к ограничениям второго уровня добавлены 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 (рисунок 2.12). Оно в дополнение к ограничению второго уровня также увеличивает эргономичность и технологичность конструкции РТС.

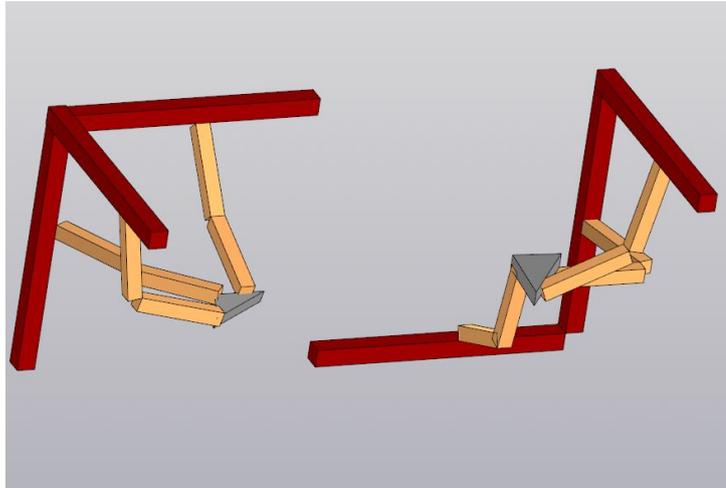


Рисунок 2.12 - Пример взаимного расположения направляющих при уровне ограничений 3

Это ограничение можно записать как:

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

где x_{Bi2} и $\overline{x_{Bi2}}$ – границы диапазона перемещения x_{Bi2} направляющих, z_{Bi3} и $\overline{z_{Bi3}}$ – диапазона z_{Bi3} , $\overline{y_{Bi1}}$ – верхняя граница диапазона перемещения y_{Bi1} . Исходя из кинематики РТС, предполагающей равенства $x_{B12} = x_{P1}$, $x_{B22} = x_{P2}$, $y_{Bi1} = y_{Pi}$, $z_{Bi3} = z_{Pi} \pm d_z/2$, следует, что границы диапазонов перемещения направляющих определяются, исходя из диапазонов перемещения центра платформы. График изменения координат центров платформ P_i в процессе отработки траектории показан на рисунке 2.13.

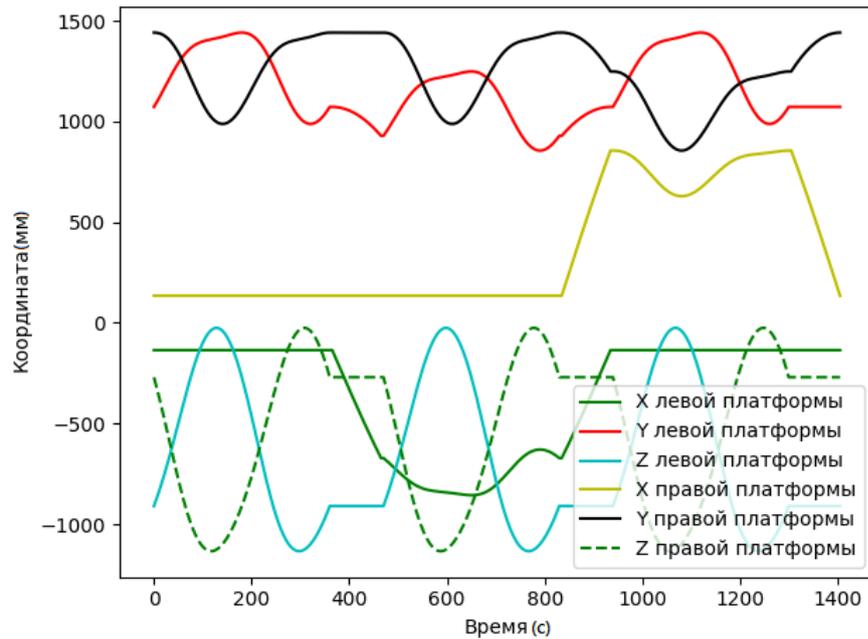


Рисунок 2.13 - Изменение координат центра платформ P_i в процессе обработки траектории

Ввиду неоднозначности определения положения платформы согласно равенству $z_{B_{i3}} = z_{P_i} \pm d_z/2$, выполним допущение $z_{B_{i3}} \approx z_{P_i}$ для вычисления параметрических ограничений. С учётом диапазонов изменения координат центра платформ P_i диапазоны параметров оптимизации, соответствующие координатам направляющих для уровня ограничений 3 имеют значения:

$$x_{B_{11}} = x_{B_{13}} \in [-1155.5; -855.5], x_{B_{21}} = x_{B_{23}} \in [855.5; 1155.5],$$

$$y_{B_{12}} = y_{B_{13}} = y_{B_{22}} = y_{B_{23}} \in [1441; 1741],$$

$$z_{B_{ij}} \in [-25; 275] \vee z_{B_{ij}} \in [-1132,96; -1432,96]$$

Конфигурации, полученные в результате моделирования представлены в таблице 2.7. Следствием добавления дополнительных ограничений третьего уровня является увеличение значения критериальной функции на 6,5% в сравнении со вторым уровнем. Тем не менее, это позволило существенно повысить эргономику и технологичность конструкцию, что можно наглядно оценить при сравнении конфигураций 2 уровня (рисунок 2.11, б) и 3 уровня (рисунок 2.12).

Таблица 2.7 - Оптимальные конфигурации для уровня 3.

| Конфигурация | Значение критерияльной функции | Соединение с платформой | | | | | | Изгиб цепи | | | | | |
|--------------|--------------------------------|-------------------------|--------|--------|------------------|--------|--------|----------------|--------|--------|------------------|--------|--------|
| | | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | |
| | | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 |
| 1 | 8594,0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 |
| 2 | 7759,5 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 2 | 1 |
| 3 | 8487,7 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |
| 4 | 7958,1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |
| 5 | 9170,5 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 |
| 6 | 7785,3 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 2 |
| 7 | 7739,7 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 8 | 8057,5 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |
| 9 | 9320,9 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 10 | 8455,7 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 |

Таблица 2.7 - Оптимальные конфигурации для уровня 3 (продолжение)

| Конфигурация | Положения направляющих | | | | | | | Платформа | |
|--------------|------------------------|----------------|---------|---------|------------------|---------|---------|-----------|-------|
| | общее | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | | | |
| | y | x | 1z | 2z | x | 1z | 2z | p1 | p2 |
| 1 | 1741,0 | -963,7 | -1280,9 | -1133,0 | 1113,9 | -1283,0 | -1249,4 | 152,4 | 300,0 |
| 2 | 1684,9 | -930,5 | -1133,0 | -1133,0 | 1143,4 | -1283,0 | -1133,0 | 139,6 | 178,5 |
| 3 | 1638,8 | -1062,4 | -1133,0 | -1133,0 | 1065,0 | -1433,0 | -1133,0 | 156,9 | 286,6 |
| 4 | 1560,6 | -1074,0 | -1283,0 | -1208,0 | 1036,0 | -1208,0 | -1208,0 | 148,4 | 300,0 |
| 5 | 1580,9 | -1106,3 | -1433,0 | -1358,0 | 930,5 | -1208,0 | -1208,0 | 148,7 | 300,0 |
| 6 | 1721,0 | -909,6 | -1154,1 | -1283,0 | 1087,5 | -1171,1 | -1059,0 | 147,5 | 300,0 |
| 7 | 1567,9 | -1066,5 | -1239,2 | -1208,0 | 1043,0 | -1280,4 | -1283,0 | 152,5 | 300,0 |
| 8 | 1721,3 | -952,9 | -1217,3 | -1324,9 | 910,6 | -1299,7 | -1208,0 | 152,1 | 300,0 |
| 9 | 1589,9 | -1155,5 | -1133,0 | -1133,0 | 1002,2 | 229,3 | -1433,0 | 116,9 | 300,0 |
| 10 | 1479,5 | -1109,2 | -1208,0 | -1355,1 | 1149,1 | -1300,7 | -1328,9 | 152,6 | 300,0 |

Таблица 2.7 - Оптимальные конфигурации для уровня 3 (продолжение)

| Конфигурация | Размеры штанг | | | | | | | | | | | |
|--------------|----------------|-------|-------|-------|-------|-------|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | Левый модуль I | | | | | | Правый модуль II | | | | | |
| | B1C1 | C1D1 | B2C2 | C2D2 | B3C3 | C3D3 | B1C1 | C1D1 | B2C2 | C2D2 | B3C3 | C3D3 |
| 1 | 725,0 | 842,5 | 651,1 | 842,6 | 574,2 | 744,9 | 882,7 | 697,4 | 725,0 | 725,0 | 462,5 | 721,0 |
| 2 | 701,2 | 725,0 | 540,2 | 667,6 | 356,9 | 653,1 | 766,0 | 859,1 | 696,4 | 630,9 | 650,9 | 512,2 |
| 3 | 586,2 | 900,0 | 509,1 | 777,6 | 688,5 | 639,6 | 900,0 | 864,7 | 578,5 | 792,9 | 530,0 | 720,6 |
| 4 | 740,6 | 800,6 | 534,1 | 709,6 | 702,2 | 681,2 | 735,6 | 725,0 | 584,4 | 715,5 | 398,6 | 630,6 |
| 5 | 881,2 | 809,3 | 680,2 | 853,3 | 894,9 | 900,0 | 738,2 | 898,8 | 818,7 | 782,8 | 439,1 | 474,0 |
| 6 | 714,0 | 728,1 | 688,3 | 790,6 | 454,4 | 534,4 | 825,9 | 673,6 | 679,6 | 565,3 | 518,5 | 612,6 |
| 7 | 780,6 | 725,0 | 568,8 | 783,5 | 559,8 | 465,5 | 725,0 | 814,9 | 628,0 | 682,1 | 494,2 | 512,3 |
| 8 | 712,4 | 725,0 | 716,6 | 704,8 | 483,5 | 563,2 | 725,0 | 763,5 | 567,9 | 699,4 | 608,1 | 788,1 |
| 9 | 900,0 | 824,1 | 900,0 | 598,3 | 557,9 | 900,0 | 900,0 | 705,7 | 900,0 | 900,0 | 524,3 | 710,6 |
| 10 | 789,8 | 725,0 | 725,0 | 725,0 | 725,0 | 720,4 | 782,4 | 853,8 | 618,7 | 733,6 | 471,1 | 586,0 |

Уровень ограничений 4

Для уровня 4 помимо ограничений 3-го уровня добавим ограничение на равенство длин звеньев модулей $L_{BC1j} = L_{BC2j}$, $L_{CD1j} = L_{CD2j}$. В этом случае количество параметров уменьшается на 6 до 27. Результаты моделирования представлены в таблице 2.8.

Таблица 2.8 - Оптимальные конфигурации для уровня 4

| Конфигурация | Значение критерияльной функции | Соединение с платформой | | | | | | Изгиб цепи | | | | | |
|--------------|--------------------------------|-------------------------|--------|--------|------------------|--------|--------|----------------|--------|--------|------------------|--------|--------|
| | | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | |
| | | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 | Цепь 1 | Цепь 2 | Цепь 3 |
| 1 | 8735,5 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 2 | 8423,5 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 |
| 3 | 8628,0 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 |
| 4 | 8453,3 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 2 |
| 5 | 8439,8 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 6 | 8629,8 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 2 |
| 7 | 8379,8 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 |
| 8 | 8573,7 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 |
| 9 | 7784,1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 |
| 10 | 8349,5 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 |

Таблица 2.8 - Оптимальные конфигурации для уровня 4 (продолжение)

| Конфигурация | Положения направляющих | | | | | | | Платформа | |
|--------------|------------------------|----------------|---------|---------|------------------|---------|---------|-----------|-------|
| | общее | Левый модуль I | | | Правый модуль II | | | | |
| | y | x | 1z | 2z | x | 1z | 2z | p1 | p2 |
| 1 | 1528,1 | -1023,4 | -1133,0 | -1433,0 | 1055,2 | 126,9 | -1433,0 | 100,0 | 203,6 |
| 2 | 1498,7 | -1082,5 | -1193,0 | -1433,0 | 963,1 | -1373,0 | 225,4 | 184,6 | 196,3 |
| 3 | 1681,0 | -1095,5 | -1373,0 | -1373,0 | 1155,5 | -1373,0 | -25,0 | 186,6 | 300,0 |
| 4 | 1735,8 | -1116,5 | -1373,0 | -1193,0 | 922,4 | 252,8 | -1373,0 | 191,3 | 249,1 |
| 5 | 1741,0 | -1155,5 | -1133,0 | -1133,0 | 1155,5 | 159,3 | -1133,0 | 100,0 | 300,0 |
| 6 | 1741,0 | -1155,5 | -1433,0 | -1133,0 | 1051,1 | 106,9 | -1133,0 | 300,0 | 270,4 |
| 7 | 1551,1 | -1095,5 | -1373,0 | -1133,0 | 1136,5 | 266,1 | -1133,0 | 166,8 | 237,5 |
| 8 | 1508,6 | -1155,5 | -1193,0 | -1133,0 | 1133,0 | -1373,0 | -1373,0 | 197,8 | 260,0 |
| 9 | 1677,1 | -884,6 | 247,1 | -1300,6 | 891,6 | 148,7 | -25,0 | 148,9 | 281,7 |
| 10 | 1741,0 | -1021,6 | -1373,0 | -1373,0 | 902,1 | 215,0 | -1373,0 | 197,3 | 268,9 |

Таблица 2.8 - Оптимальные конфигурации для уровня 4 (продолжение)

| Конфигурация | Размеры звеньев | | | | | |
|--------------|-----------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| | B1C1 | C1D1 | B2C2 | C2D2 | B3C3 | C3D3 |
| 1 | 827,9 | 800,0 | 650,1 | 900,0 | 547,2 | 642,5 |
| 2 | 802,8 | 816,2 | 692,5 | 897,5 | 456,8 | 546,0 |
| 3 | 900,0 | 795,9 | 698,4 | 710,0 | 415,5 | 794,3 |
| 4 | 871,8 | 760,0 | 756,2 | 664,8 | 595,2 | 578,6 |
| 5 | 790,9 | 831,9 | 411,9 | 836,5 | 448,7 | 900,0 |
| 6 | 900,0 | 900,0 | 469,2 | 723,8 | 421,9 | 900,0 |
| 7 | 899,4 | 789,6 | 476,5 | 760,0 | 583,5 | 680,9 |
| 8 | 841,9 | 900,0 | 618,6 | 760,0 | 516,6 | 649,8 |
| 9 | 790,9 | 799,0 | 599,1 | 757,0 | 393,8 | 552,2 |
| 10 | 760,0 | 825,7 | 541,6 | 900,0 | 724,3 | 423,2 |

Увеличение минимального значения критериальной функции для четвертого уровня в сравнении с третьим уровнем составило 0,57%. Увеличение значения критериальной функции в сравнении с первым уровнем составило 10,56%. Конфигурация 9 с минимальным значением критериальной функции значительно превосходит другие девять найденных конфигурации четвертого уровня и предоставляет возможность выполнить унификацию звеньев в сравнении с уровнем 3. Для верификации конфигурации 9 выполнена визуализация отработки

движения по сформированной траектории, успешно выполненного без пересечения звеньев (рисунок 2.14).

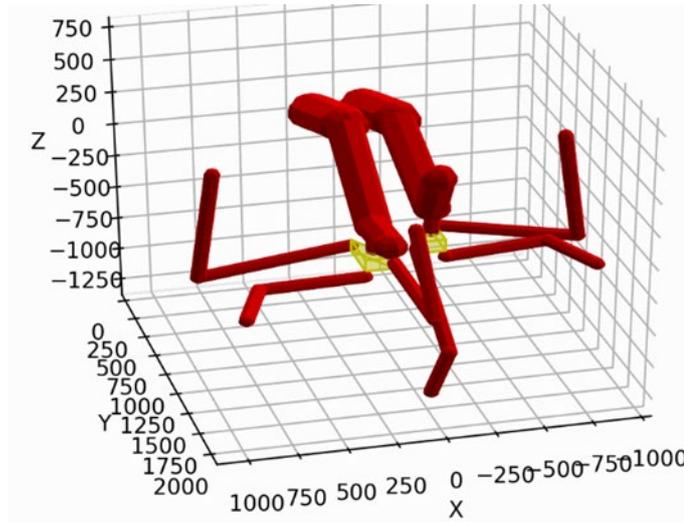


Рисунок 2.14 - Визуализация движения выбранной оптимальной конфигурации

Исходя из незначительной разницы критериальной функции при существенном увеличении показателей технологичности и эргономичности, выберем конфигурацию 9 уровня в качестве окончательной для дальнейшего имитационного моделирования.

Выводы по главе

1. Разработана структура и математическая модель двухмодульной гибридной РТС для реабилитации нижних конечностей, выполненной на базе двух идентичных по структуре модулей, включающих активный 3- PRRR манипулятор для перемещения стопы пациента и пассивный ортез на базе RRR манипулятора для поддержки нижней конечности. Модульная структура позволяет изменять параметры систем в зависимости от метода реабилитации и в зависимости от антропометрии и особенностей заболевания, использовать как один модуль для одной конечности, так и два модуля одновременно для обеих конечностей.

2. Разработан метод параметрического синтеза гибридной робототехнической системы модульной структуры с учётом 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 учётом особенностей антропометрических данных, а другой - на компактности конструкции.

3. Разработан двухэтапный эвристический алгоритм оптимизации геометрических параметров, на первом этапе которого выполняется поиск области допустимых конфигураций, а на втором область оптимальных конфигураций. Это обеспечивается вариативностью критериальной функции за счёт обнуления второго компонента с использованием функции Хевисайда в случае наличия недостижимых положений. В алгоритме предусмотрена возможность хранения структурированных массивов данных, описывающих геометрию РС и особенности уровней параметрических ограничений.

4. Анализ производительности РТС позволяет оценить требуемый уровень ее эффективности и способствует улучшению условий труда физиотерапевтов при выполнении реабилитационных тренировок. Основной задачей, предложенной РТС, является отслеживание повторяющихся движений, таких как приведение, отведение, сгибание, растяжение и ходьба, особенно в области суставов бедра и колена. Эффективность РТС проявляется в отслеживании различных желаемых траекторий движения в соответствии с клинической походкой.

ГЛАВА 3. РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОННО-ЦИФРОВОЙ МОДЕЛИ И ИММИТАЦИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

В главе рассмотрены вопросы проектирования конструктивных узлов исполнения РТС на основе методов автоматизированного проектирования (САПР), а также корректировка параметров РТС, полученных на основе оптимизации рассмотренной в главе 2 с учетом технологичности и эргономичности механизмов и силовых параметров, а также собираемости и возможности изготовления.

3.1 Разработка электронно-цифровой модели

Выбранная в результате оптимального синтеза конфигурация использована на этапе проектирования конструкции РТС. Ключевыми элементами конструкции являются двигатели, направляющие и ШВП (рисунок 3.1).

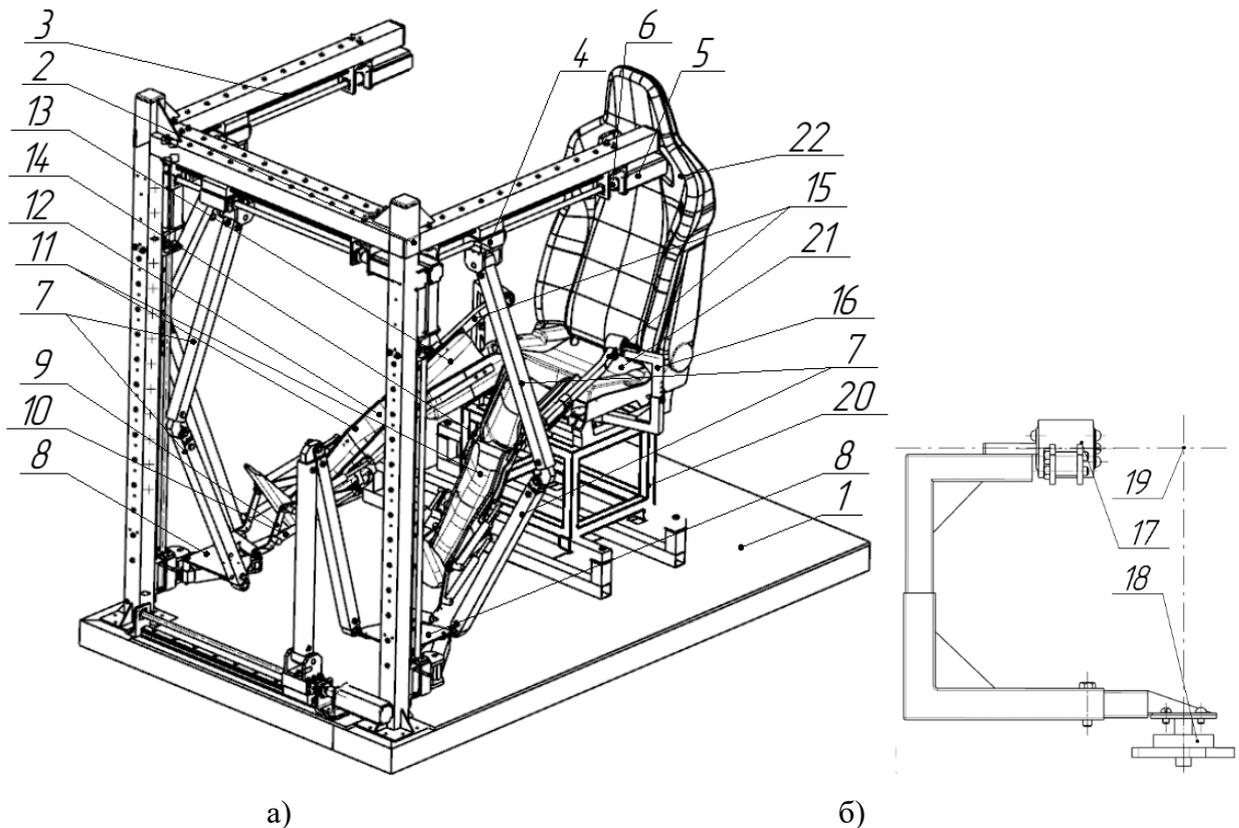


Рисунок 3.1 - РТС для реабилитации нижних конечностей; а – общий вид, б – карданный шарнир

РТС состоит из станины 1 с закрепленной на нем рамой 2, которая имеет отверстия для крепления каждой из шести направляющих 3 в соответствии с декартовыми осями координат для каждой из нижних конечностей пациентов. На каждой из направляющих 3 установлены подвижные каретки 4, соединенные с соответствующими шестью линейными электроприводами 5, размещенными на раме 2 и имеющие муфты 6. К линейным электроприводам 5 образованным ШВП парами, шарнирно крепятся рычаги 7. Рычаги 7 образуют параллельную структуру рычагов и крепятся к подвижной платформе 8.

Каждая подвижная платформа 8 соединена с подвесным предохранительным устройством 9, который имеет упругие элементы 10 и крепится к пассивному ортезу 11. Каждый из пассивных ортезов 11 представляет собой пластиковый корпус, части которого, голеностопная 12 и тазобедренная 13, кинематически объединены посредством цилиндрического шарнира 14. Пассивные ортезы 11 жестко закреплены на соответствующих телескопических рычагах 15 тазобедренной части ортеза 13, который в свою очередь, соединен с карданным шарниром 16. Вращающиеся части 17 и 18 (Рис. 4.1б), карданного шарнира разнесены относительно центра его вращения 19. Карданный шарнир 16 закреплен на основании 20, которое имеет возможность независимого линейного перемещения по двум направлениям с закрепленным на нём креслом 21, регулируемым по положению спинки 22 в вертикальной плоскости. Подвижное основание 20 с закрепленным на нём регулируемым креслом 21 представляют собой поддерживающее устройство.

В РТС использованы электроприводы 5, которые включают электродвигатели 6, датчики угла поворота ротора и контроллеры. Контроллеры обеспечивают векторное управление и позволяют независимо задавать параметры вращения ротора электродвигателя 6 для управления положением и скоростью перемещения кареток 4 рычажной системы. Электродвигатели 6 работают в повторно-кратковременном режиме, поэтому форсирование каждого из них допустимо. Для объединения трех электроприводов 5 в единую систему используется программируемый логический контроллер, который обеспечивает прием команд управления, тригонометрические

вычисления в реальном времени и контроль возможного скольжения электроприводов 5, температуры и потребляемой мощности двигателей.

Работа РТС состоит в следующем: пациент размещается в регулируемое кресло 21, а его конечности закрепляются в пассивные ортезы 11. При каждый тазобедренный сустав 13 и голеностопный сустав 12 пассивного ортеза фиксируются на голени и бедре пациента соответственно. Осуществляется регулировка кресла 21, в зависимости от антропометрических данных пациента и программы реабилитации, по наклону при помощи спинки 22 и положению на станине 1 за счет подвижного основания 20, которое позволяет осуществлять независимое линейное перемещение по двум направлениям. Регулировка положения пассивного ортеза относительно карданного шарнира 16 происходит за счет телескопического рычага 15. Затем в программе запускают либо заранее заложенный алгоритм, либо вводят параметры пациента вручную (численно, либо графически "перетаскиванием"). Параметры передаются и затем обрабатываются программируемым логическим контролером, преобразуя их в набор команд для электроприводов 5. Линейные электроприводы 5, закрепленные на раме 2 и связывающие электродвигатели 6 с каретками 4 путем преобразования вращательного движения в поступательное, приводят в движение каретки 4 и связанную с ними параллельную систему рычагов 7, шарнирно соединенных с подвижной платформой 8. Каретки 4 перемещаются по направляющим 3, которые закреплены на раме 2. Перемещение подвижной платформы 8 приводит в движение подвесное предохранительное устройство 9 с упругими элементами, закрепленный на пассивном ортезе 11. Конечность пациента, закрепленная в пассивном ортезе 11, совершает заданное движение. При этом загруженные траектории подвижной платформы 8 позволяют эмитировать движения конечности пациента в горизонтальной и сагиттальной плоскостях. Сгибание каждого коленного сустава пациента происходит за счет вращения цилиндрического шарнира 14, в результате перемещения соответствующей подвижной платформы 8 в сторону кресла 21.

3.2 Конструкция статически сбалансированного пассивного ортеза

Конструкция статически сбалансированного пассивного ортеза должна обеспечивать возможность синхронных движений в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах в заданном объеме. В зависимости от модели объем движений может отличаться, но в общем имеет следующие значения: для тазобедренного сустава пассивное сгибание-разгибание в пределах $100^{\circ}/0/0^{\circ}$, в коленном суставе - $125^{\circ}/0/0^{\circ}$, в голеностопном суставе - $50^{\circ}/0/30^{\circ}$.

Изготовление ортеза является сложной задачей, так как он должен дублировать суставы человека и обеспечивать анатомически-правильные движения конечности. Для достижения этой задачи был изготовлен ортез конечности для конкретного испытуемого, который будет участвовать в дальнейшем эксперименте. Процесс изготовления ортеза осуществлялся в несколько этапов. Сначала конечность предполагаемого испытуемого покрывают гипсом, который повторяет форму конечности. Далее, после высыхания гипсовую форму снимают и заполняют гипсовым раствором для получения слепка конечности испытуемого (рисунок 3.2)



Рисунок 3.2 - Процесс создания слепка

На следующем этапе при помощи вакуумной формовки создают пластиковый каркас, который полностью повторяет конечность пациента. Крепление шарниров происходит непосредственно на слепке пациента. Слепок используется для того, чтобы определить, где находится ось сгибания колена. Для определения оси при первоначальных замерах производится разметка областей, в

которых происходит сгибание, после чего отметка остается на гипсовой форме и сохраняется на слепке. На последнем этапе, после окончательной сборки ортеза, осуществляется примерка, таким образом, выполняется проверка точности его изготовления. Вышеуказанные операции необходимы для точного позиционирования ортеза на конечности пациента, что влияет на чистоту конечного эксперимента.

3.3 Создание электронно-цифровой модели пассивного ортеза

Создание электронно-цифровой модели (ЭЦМ) начинается с разработки структуры сборки [42, 77, 78]. Ортез состоит из пластиковых элементов и металлических шарниров. Следовательно, создаем сборку со следующей структурой (рисунок 3.3): деталь голеностопа, деталь бедра, пластина бедра правая, пластина бедра левая, пластина голеностопа правая, пластина голеностопа левая, шарнир правый, шарнир левый.

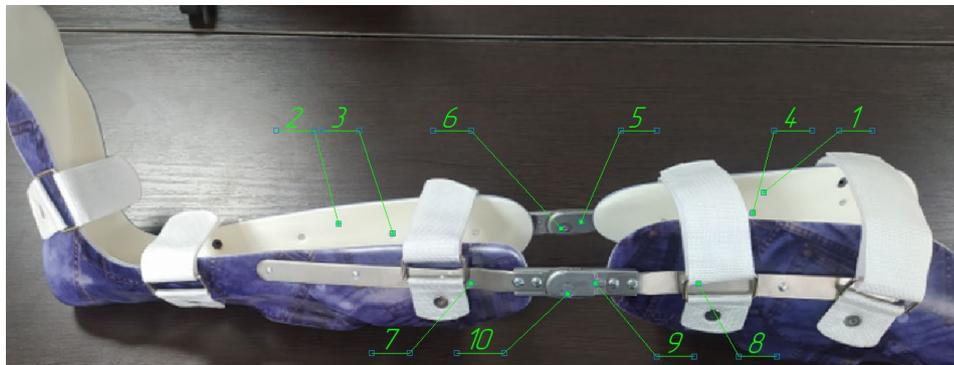


Рисунок 3.3 - Ортез. 1 – Деталь_голеностопа, 2 – деталь_бедра, 3 – пластина голени правая, 4 – пластина бедра правая, 5 – шарнир бедра правый, 6 – ось шарнира правого, 7 – пластина голени левая, 8 – пластина голени левая, 9 – шарнир левый, 10 – ось шарнира.

Данную сборку возможно строить только способом «снизу-вверх», так как на этапе её создания не было связанной геометрии. После проведения детальных замеров ортеза на эскиз наносятся все размеры. Моделирование первой детали начинается в начале координат (рисунок 3.4)

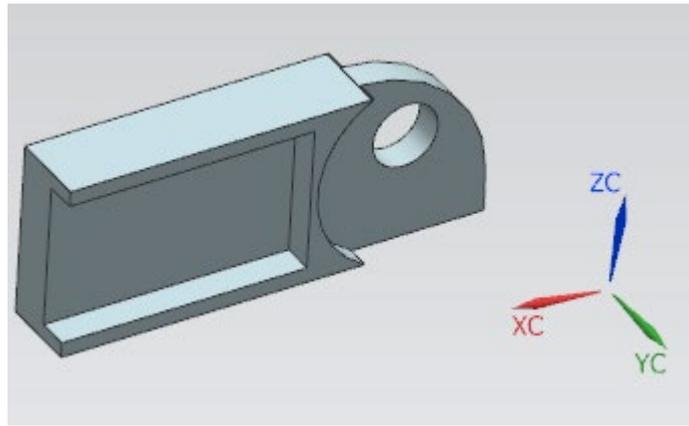


Рисунок 3.4 - Элемент шарнира

Создание деталей ортеза начинается с самого простого элемента, однако, полагаясь на межосевое расстояние можно строить параллельно обе стороны ортеза (рисунок 3.5.)

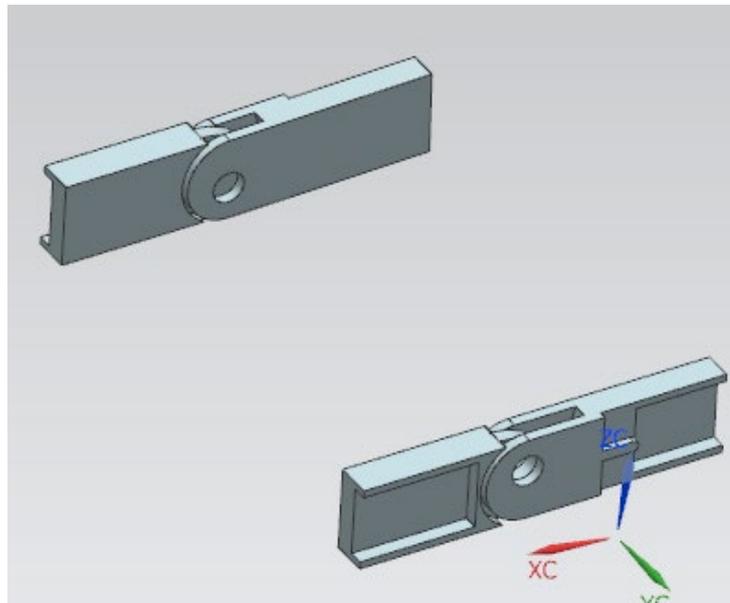


Рисунок 3.5 - Элемент шарнира

После завершения данного этапа становится возможным приступить к построению методом «В контексте сборки», что позволяет заимствовать геометрию имеющихся деталей, тем самым, значительно упрощая и ускоряя процесс моделирования. К примеру, пластины нержавеющей стали, которые крепятся к шарниру имеют одинаковую длину и ширину в местах крепления к шарниру, а данные размеры уже есть на шарнире (рисунок 3.6). Таким образом, в ходе параллельного построения элементов ортеза становится определена большая часть размеров детали голени и бедра.

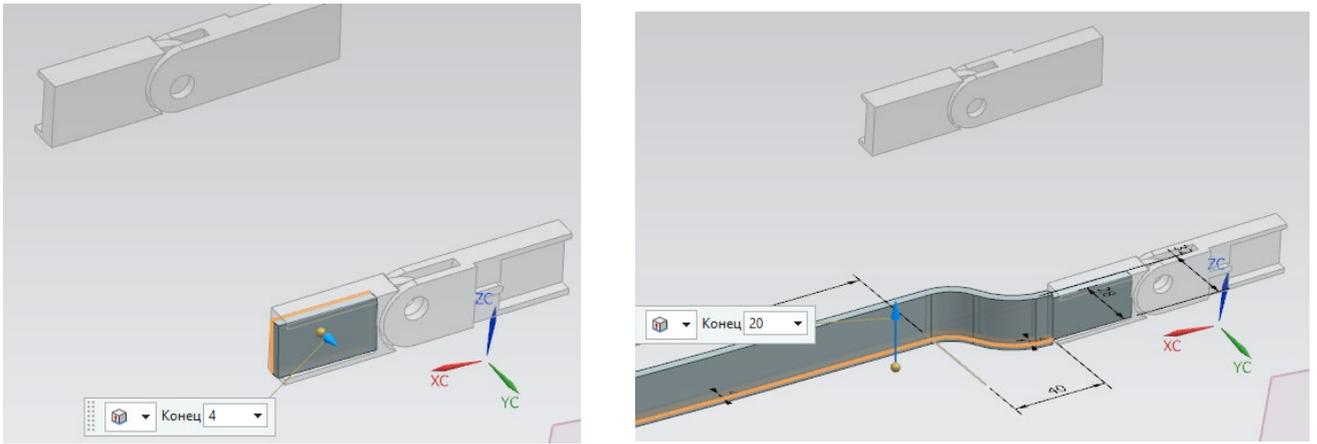


Рисунок 3.6 - Создание пластины голени левой в контексте сборки

Создание данных элементов является сложной задачей, так как большая часть поверхности не имеет плоских и линейных участков, что значительно затрудняет процесс замера и позиционирование эскизов. Для работы с такой геометрией предусмотрены специальные модули, которые работают с геометрией посредством сетки (рисунок 3.7).

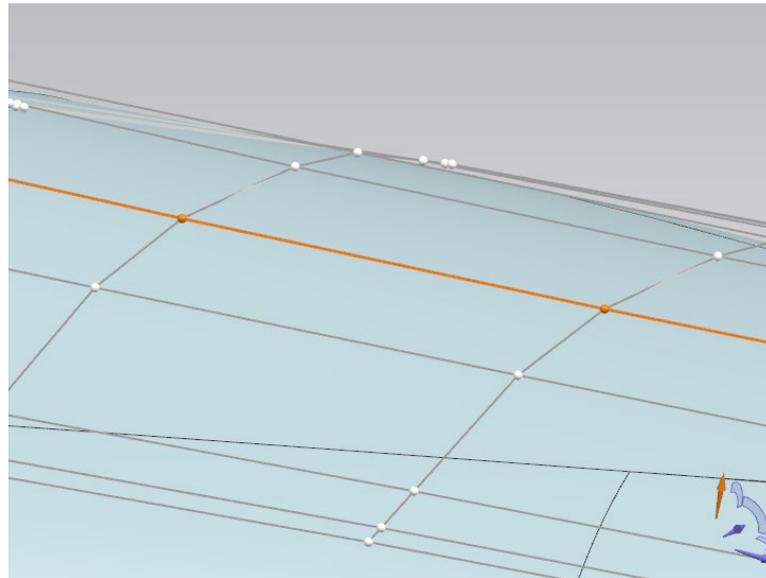


Рисунок 3.7 - Создание поверхности при помощи x-формы

Построение криволинейной поверхности детали происходит в несколько этапов: для начала ведется построение простого тела, после чего создается сетка с определенными настройками ячейки (рисунок 3.8)

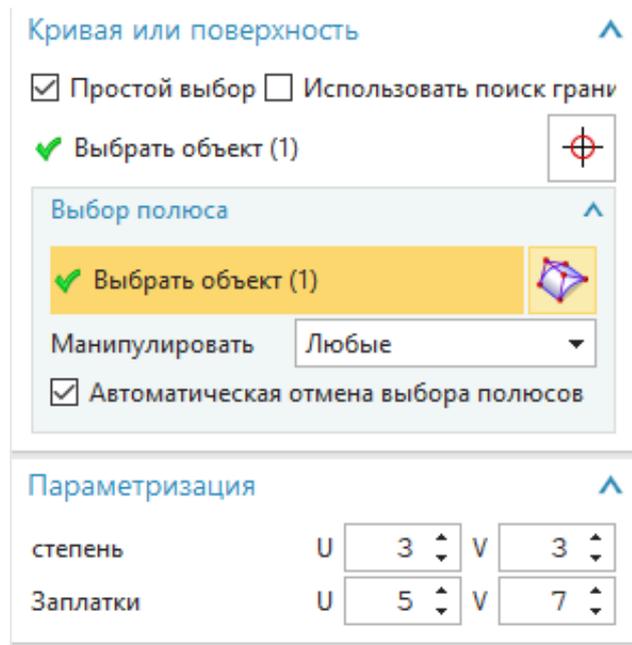


Рисунок 3.8 - Меню задание сетки для х-формы

После создания сетки происходит формирование необходимой области из простейшего тела. Для создания пустотелого элемента требуется выполнить операцию «пустотелое тело» (рисунок 3.9)

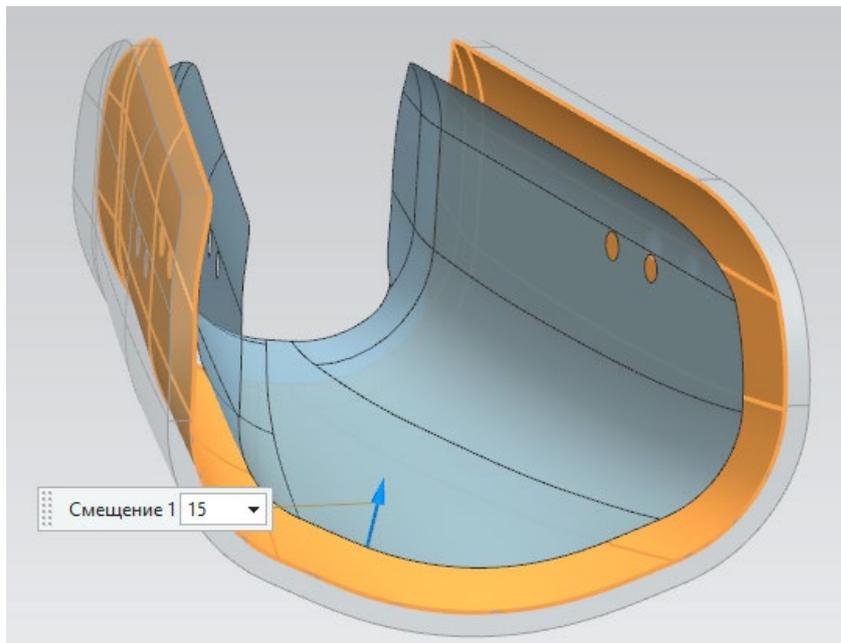


Рисунок 3.9 - Создание полый части детали бедра

Деталь, повторяющая голень пациента выполняется аналогично. В ходе выполнения описанных операций был получена ЭЦМ ортеза с правильными антропометрическими и кинематическими связями (рисунок 3.10)

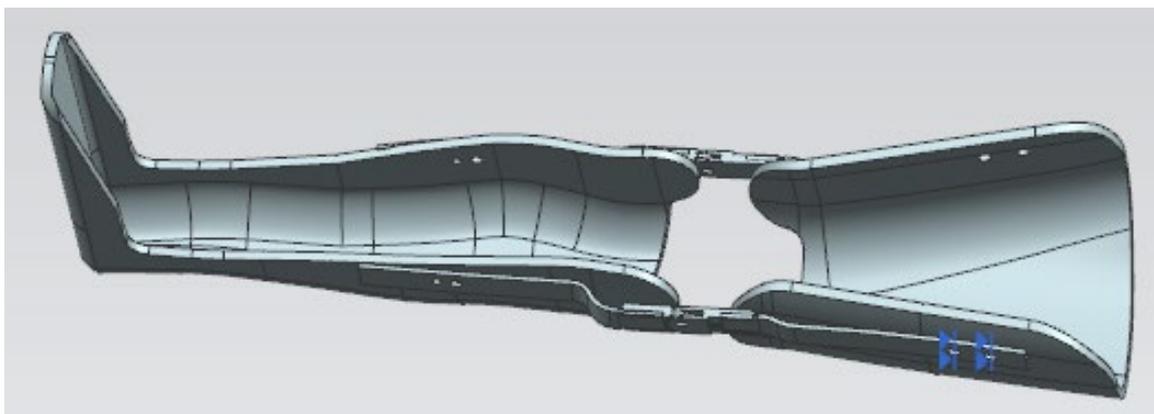


Рисунок 3.10 - Электронно-цифровая модель ортеза

3.4 Создание тазобедренного шарнира

Для того, чтобы обеспечить подвижность в тазобедренном суставе предусмотрен шарнир 1 с возможностью регулировки высоты положения пассивного ортеза за счет механизма 2. (рисунок 3.11).

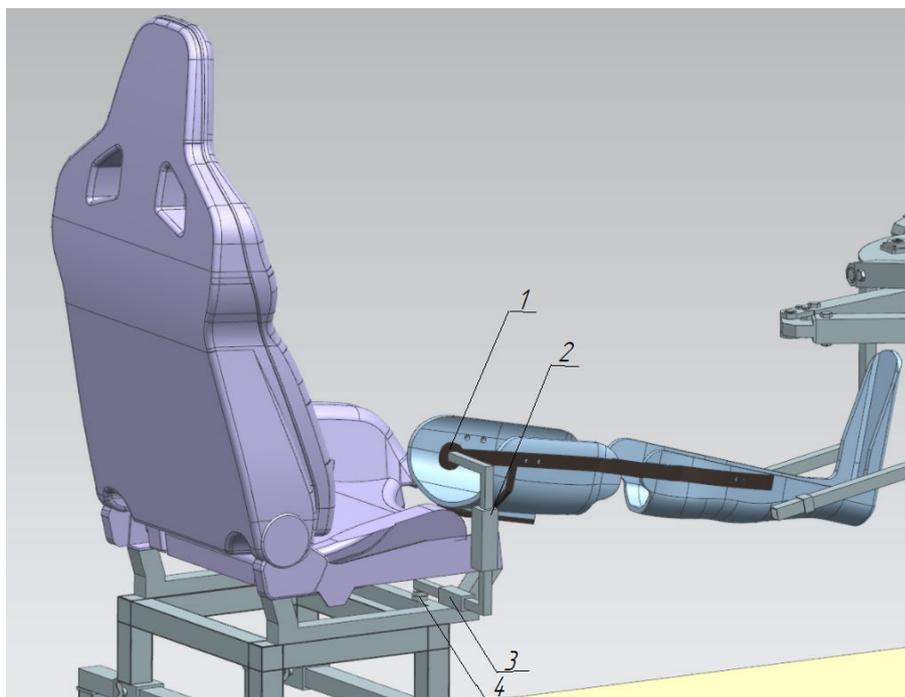


Рисунок 3.11 - Общий вид системы шарниров

В верхней части опоры кресла предусмотрен цилиндрический шарнир 4, который обеспечивает возможность поворота пассивного ортеза в процессе

реабилитации. Использование телескопического механизма обеспечивает возможность регулировки длины звена 4.

Конструкцией пассивного ортеза (рисунок 3.12) предусмотрена плоскость 1 для крепления к системе шарниров 2, которые повторяют движения суставов человека и предназначены для формирования правильных физиотерапевтических движений. Построение ЭЦМ описанных выше деталей велось в контексте сборки.

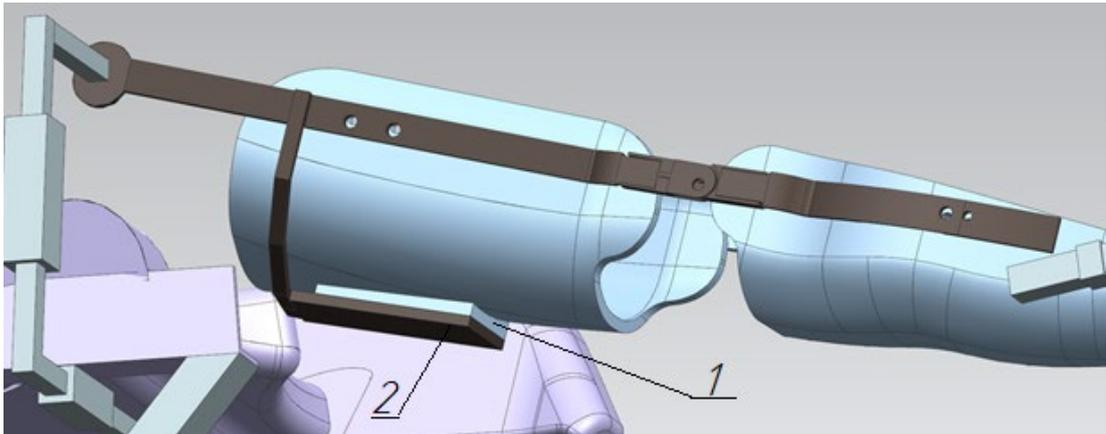


Рисунок 3.12 - Крепление ортеза к системе шарниров

Опора кресла (рисунок 3.13) представляет собой рамную конструкцию 1, предусматривающую возможность регулирования положения кресла по ширине за счет салазок 2, фиксируемых с помощью винтов 3. Также салазки 4 используются в верхней части конструкции для регулировки кресла по длине.

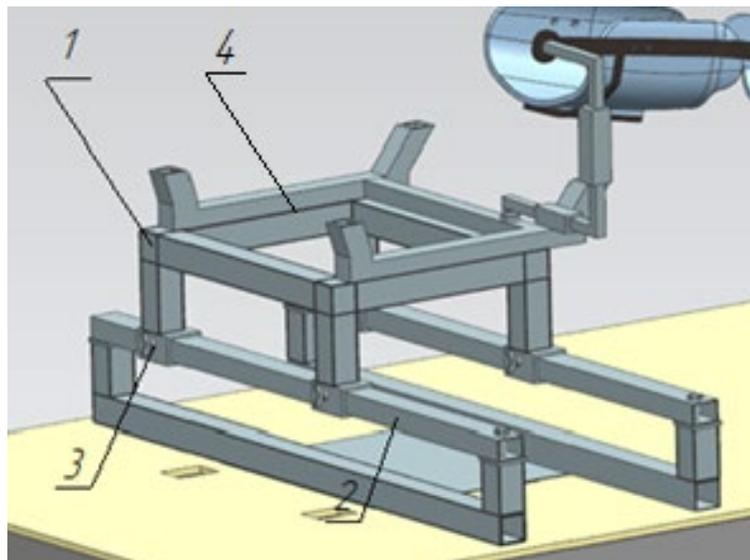


Рисунок 3.13 - Конструкция опоры кресла

3.5 Моделирование эргономичного крепления ортеза

В рассмотренной в предыдущей главе кинематической схеме звенья были представлены как шарнирно соединенные в одной точке, однако в полноценной модели данный шарнир представляет собой габаритное крепление, у которого так же есть свои ограничения. После сборки виртуальной модели, выяснилось, что требуемая область движения пассивного ортеза должна содержать пространство для движения стопы пациента. В зависимости от крепления ортеза, область движения стопы может изменяться. Для простоты визуализации заключим голеностопную часть ортеза в область, которая состоит из двух прямоугольников (рисунок 3.14), подобный процесс чаще всего называют аппроксимацией [72, 165].

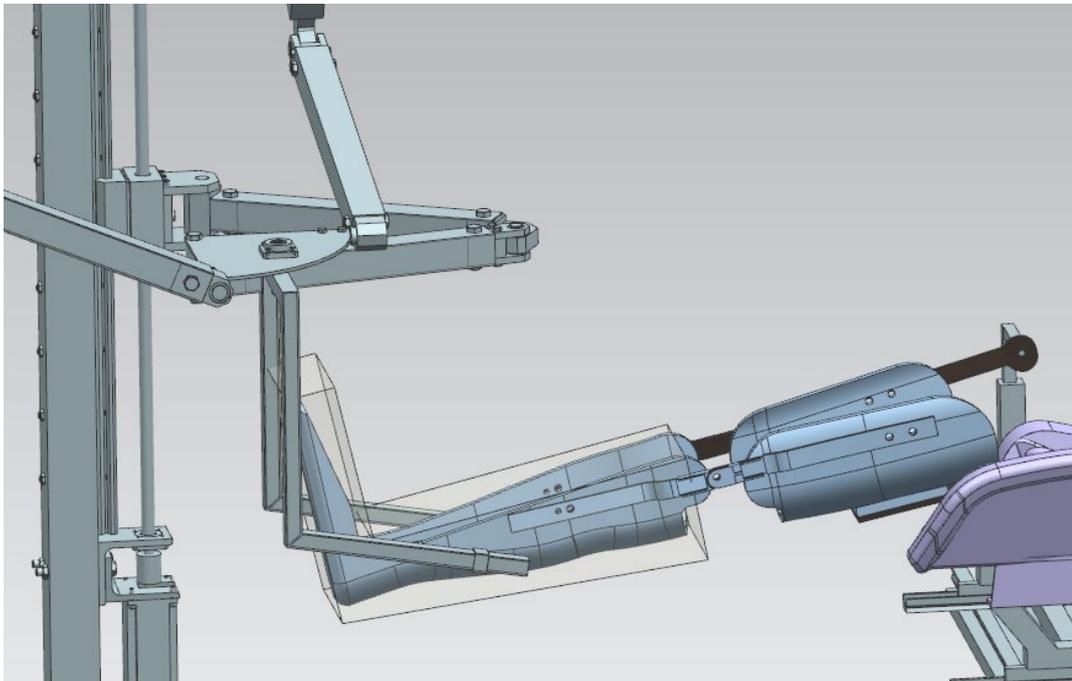


Рисунок 3.14 - Аппроксимация голеностопной части ортеза

После создания аппроксимируемого тела возможно оценить рабочую область при вращении относительно шарнира, который расположен в области коленного сустава (рисунок 3.15).

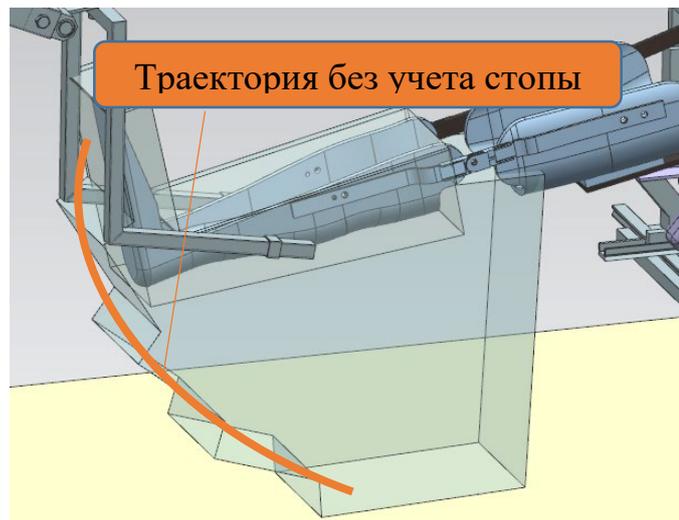


Рисунок 3.15 - Вращение тела после аппроксимации

Из рисунка 3.15 видно, что при сгибании ортеза с учетом стопы больше, но в данном случае это не оказывает влияние на систему. Рассмотрим вращение аппроксимируемого тела относительно другой оси (рисунок 3.16).

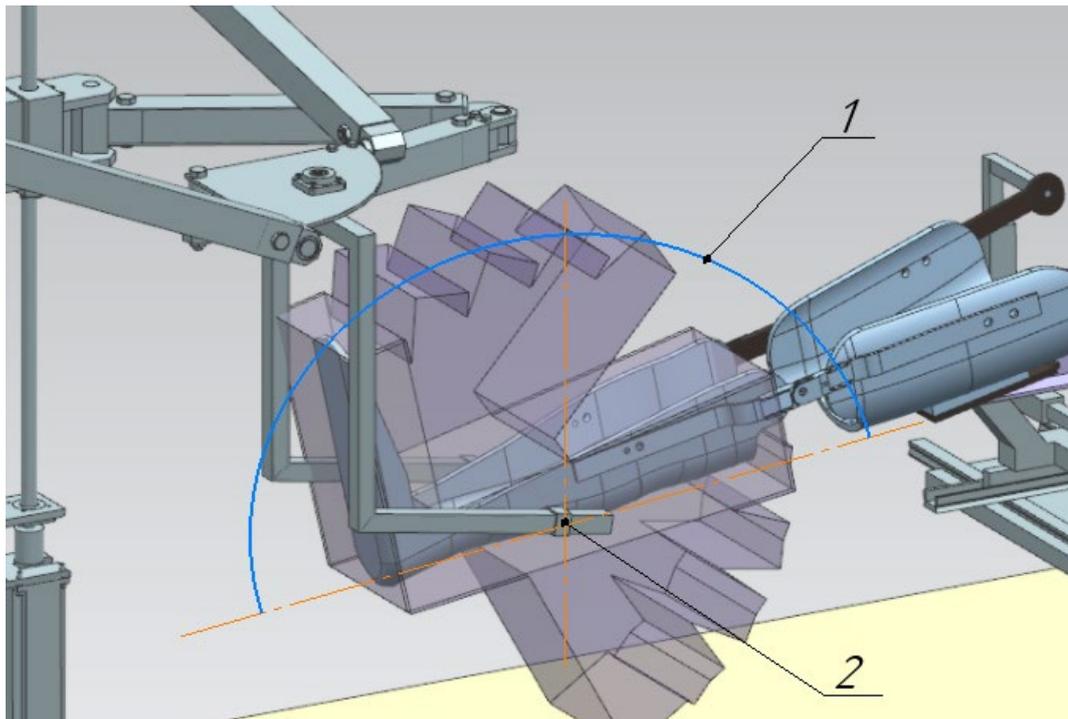


Рисунок 3.16 - Вращение аппроксимированного тела вокруг крепления ортеза. 1- Радиус крайних точек требуемой области движения, 2 – ось вращения

В результате подобного анализа можно утверждать, что крепление пассивного ортеза должно осуществляться максимально близко к платформе активного манипулятора, это позволит добиться максимальной эргономики системы. Данную задачу возможно решить несколькими способами (рисунок 3.17).

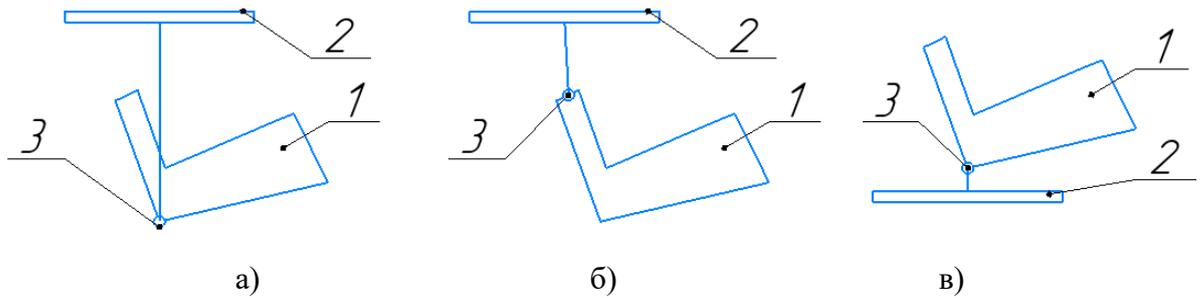


Рисунок 3.17 - Оптимальные схемы расположения шарнира крепления пассивного ортеза

На рисунке 3.17, а представлено крепление ортеза в области стопы, данная конфигурация будет предпочтительна, так как подобное крепление обеспечит механизму осуществлять движения на более низкой высоте. Также к плюсам такого расположения можно отнести высокие показатели жесткости крепления ортеза. Однако для обеспечения такого типа крепления необходимо предусмотреть область, в которой будет происходить движение стопы.

На рисунке 3.17, б приведена схема крепления шарнира в верхней области ортеза, это позволит избавиться от необходимости создавать дополнительное пространство между шарниром и платформой активного манипулятора. Однако данный тип крепления обладает низкой жесткостью и требует дополнительные ребра для обеспечения жесткости ортеза в области стопы.

При компоновке крепления, как показано на рисунке 3.17, в, обеспечится максимальное количество доступных перемещений, высокая жесткость. Однако данный тип крепления, когда платформа находится под ортезом пациента, необходимо обеспечить высокую посадку для полноценного имитирования походки, что может оказаться затруднительным для ряда пациентов.

3.6 Разработка подвесного предохранительного устройства

Приводные механизмы РТС имеют высокую жесткость и затрудняют обратную связь посредством считывания информации с двигателей. При этом РТС обеспечивает требуемое усилие для реабилитации, которое может травмировать пациента в случае, когда конечность попадает в положение, не предусматриваемое физиологией. Поэтому прикладываемое усилие при реабилитации предполагается

регулировать контроллером за счет данных, полученных с энкодеров, датчиков мышечной активности и рассматриваемым подвесным предохранительным устройством (ПУ) с упругими элементами. Устройство используется для соединения пассивного ортеза и активного манипулятора и обеспечивает амортизацию опасной для пациента нагрузки в процессе реабилитации.

На рисунке 3.18 изображена схема подвесного ПУ с отображением сжатого и исходного состояния. Крепление 1 является основой, на которую крепится горизонтальный рычаг 2 и упругие элементы 3, при этом один них соединен с креплением 1, а другой с подвижным рычагом 4. Горизонтальный рычаг 2 и подвижный рычаг 4 соединены шарнирно в точке С. Рычаг 4 соединяется с подвижной платформой робота 5 и упругим элементом 3, соединенным с горизонтальным рычагом 2 в точке А. Подвесное предохранительное устройство с упругими элементами изображено в сложенном состоянии, это позволяет определить крайнее деформируемое положение упругих элементов при условии, что ПУ не столкнется с ортезом. Так как упругие элементы имеют одинаковые параметры сжатия, изобразим на схеме (рисунок 3.18) рычаг 4 в исходном положении 7, при этом упругие элементы примут положение 8. Траектории поворота рычагов обозначены позициями 9 и 10. Получим требуемые углы и длины рычагов исходя из размеров ортеза.

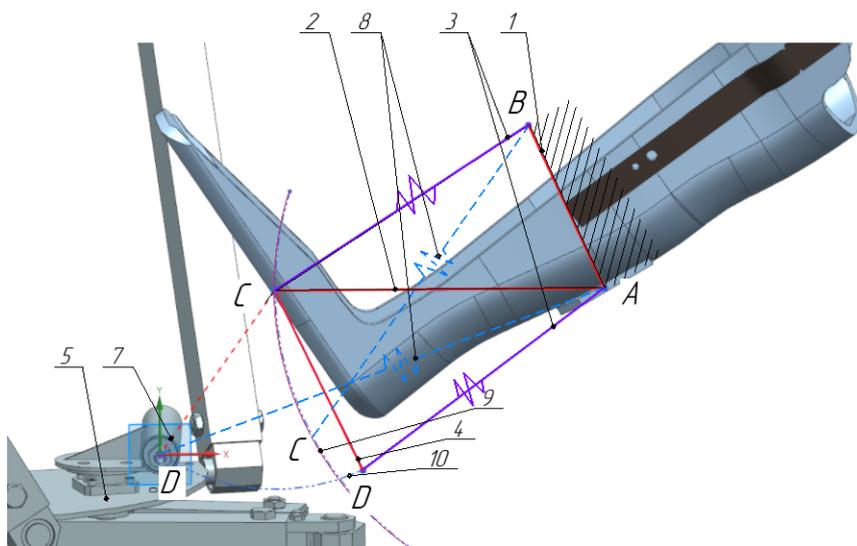


Рисунок 3.18 - Схема расположения звеньев подвесного предохранительного устройства

Шарниры А и В жестко закреплены на голенистоопной части ортеза, которую считаем условно неподвижной (рисунок 3.19). Точка приложения силы со стороны активного манипулятора располагается в центре шарнира D. В результате воздействия силы произойдет обратимая деформация (сжатие) упругих элементов 3, за счет поворота рычагов 2 и 4, в то время как крепление ортеза 1 останется неподвижным. Крепление упругих элементов 3 и рычагов 2, 4 происходит посредством шарниров С' и D' соответственно.

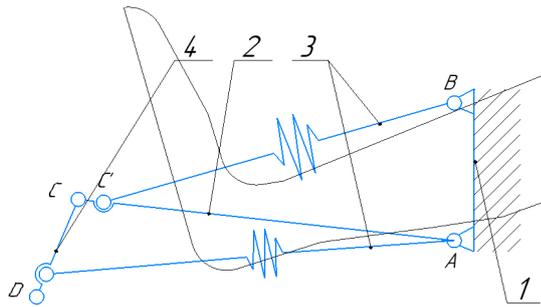


Рисунок 3.19 - Схема подвешенного предохранительного устройства с упругими элементами

Подвешенное предохранительное устройство с упругими элементами устроено таким образом, что упругие элементы в исходном (недеформированном) положении оказывают максимальное сопротивление при сжатии, так как угол приложения внешней силы по мере сжатия упругого элемента будет увеличиваться, как и воздействие силы. Такое строение ПУ позволяет утверждать, что упругий элемент с постоянной жесткостью прогнозируемо деформируется при заданной нагрузке. При этом движение до крайнего положения деформации упругого элемента будет происходить без повышения нагрузки на конечность пациента.

На основании построенной структурной схемы подвешенного ПУ с упругими элементами составим расчетную схему для определения силы сжатия упругих элементов, требуемой для выбора параметров [174]. Определим число степеней свободы механизма по формуле Чебышева

$$W = 3n - 2p_1 = 3 \cdot 2 - 2 \cdot 2 = 2.$$

Система имеет две степени свободы и является статически неопределимой. Однако, если представить упругие элементы в исходном (не сжатом) состоянии в

виде жестких стержней, тогда подвижную систему с двумя степенями подвижности можно рассматривать как статическую ферму (рисунок 3.20). На схеме R_C – радиус вращения рычага AC, $R_{C'}$ – радиус вращения точки C' на рычаге CA, R_D – радиус вращения точки D относительно шарнира C, $R_{D'}$ – радиус вращения точки D' относительно шарнира C, а F_D – внешняя сила, α – угол между горизонтальным рычагом CA и упругим элементом C'B, β – угол между рычагами AC и CD. Внешняя сила F_D прикладывается к выходному звену (рычагу) DC под углом θ .

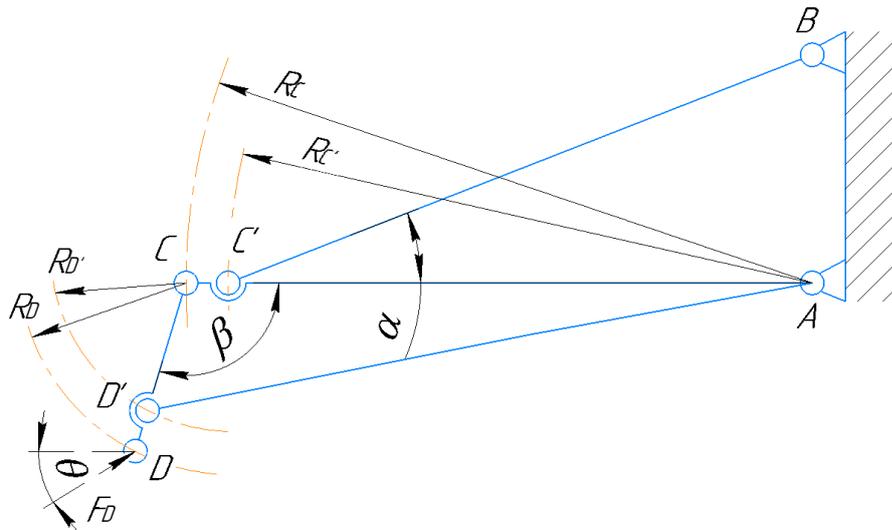


Рисунок 3.20 - Расчетная схема подвешенного предохранительного устройства

При расчете усилий в стержнях фермы предполагаем, что все они находятся под растяжением. Необходимо определить силы в стержнях C'B и D'A, для чего проводим разрез I-I, пересекающий не более трех стержней, включая C'B и D'A. Правую часть фермы отбрасываем, заменяя ее действие на левую часть с помощью усилий S_1 , S_2 и S_3 , направленных в сторону отброшенной части и приложенных в соответствующих сечениях стержней. (рисунок 3.21). Усилие S_1 возникает в стержне C'B, S_2 – в рычаге CA, а S_3 – в стержне D'A.

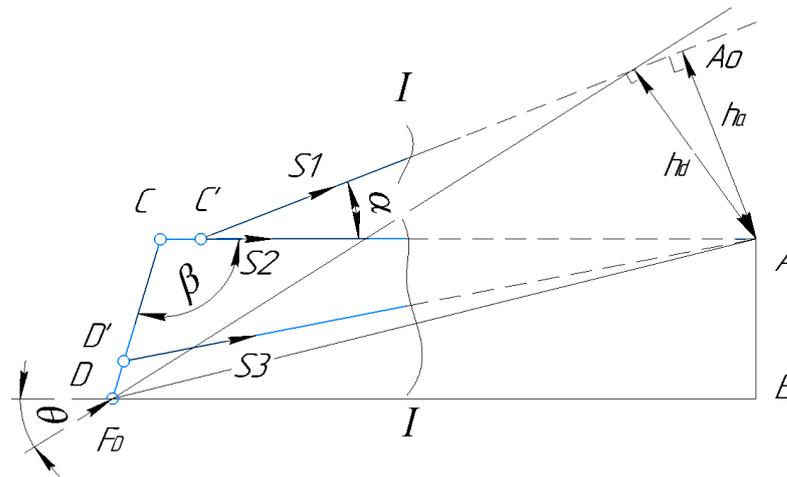


Рисунок 3.21 - Расчетная схема левой части подвесного предохранительного устройства

Для вычисления силы S_1 необходимо сформулировать уравнение моментов сил [3], действующих на левую часть фермы относительно точки А - точки пересечения линий действия сил S_2 и S_3 . Эта точка называется точкой Риттера: $\sum M_A = 0$;

$$-S_1 h_a - F_D h_d = 0, \quad (3.1)$$

где h_a – рычаг силы S_1 , который можно определить как

$$h_a = R_{C'} \sin \alpha. \quad (3.2)$$

Определим h_d – рычаг силы F_D , которые можно определить по следующей формуле:

$$h_d = DA \sin \left(\theta - \arcsin \frac{AE}{DA} \right), \quad (3.3)$$

где сторона АЕ определяется как

$$AE = R_D \cos(90 - \beta), \quad (3.4)$$

а сторону DA определим по следующей формуле

$$DA = \sqrt{(-R_D \cos \beta + R_c)^2 + (R_D \sin \beta)^2}. \quad (3.5)$$

Подставим выражения (3.4) и (3.5) в выражение (3.3) получим

$$h_d = DA \sin \left(\theta - \arcsin \left(\frac{AE}{DA} \right) \right) \quad (3.6)$$

Для определения усилий S_3 независимо от S_1 и S_2 , мы можем использовать ту же самую секцию I-I. Для этого все силы, действующие на левую часть фермы, будут спроецированы на вертикальную ось Y. Это связано с тем, что проекция силы S_2 на эту ось равна нулю. Если $\sum F_Y = 0$, тогда

$$F_D \cos \theta + S_3 \sin(\beta - 90) + S_1 \sin(\alpha) = 0, \quad (3.7)$$

Выразим силы S_1 и S_3 исходя из выражений (3.1)-(3.7), тогда

$$\begin{cases} S_1 = - \frac{F_D DA \sin\left(\theta - \arcsin\left(\frac{AE}{DA}\right)\right)}{R_{C'} \sin \alpha} \\ S_3 = - \frac{F_D R_{C'} \sin \alpha \cos \theta + F_D DA \sin\left(\theta - \arcsin\left(\frac{AE}{DA}\right)\right) \sin \alpha}{R_{C'} \sin \alpha \cos \beta} \end{cases} \quad (3.8)$$

На рисунке 3.22 представлена зависимость нагрузок S_1 и S_3 , от угла θ .

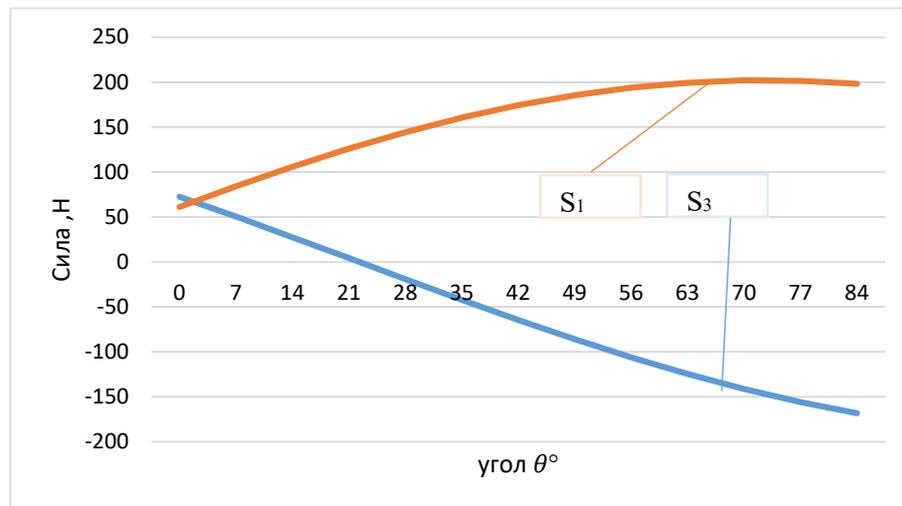


Рисунок 3.22 - График зависимости силы, действующей на упругие элементы от угла воздействия внешней силы активного манипулятора

При изменении угла θ происходит перераспределение нагрузки между упругими элементами. График показывает, что максимальная нагрузка $S_1 = 207,7$ Н возникает при $\theta = 60^\circ$, а максимальная нагрузка $S_3 = 70$ Н возникает при $\theta = 0^\circ$. При $\theta = 4^\circ$ происходит равное воздействие внешней силы на упругие элементы. Стоит отметить, что по действующей нагрузке на упругий элемент, возможно определить направление воздействия силы активного манипулятора, либо задать его, что позволяет использовать подвесной рычажный механизм для системы обратной связи.

3.7 Разработка электронно-цифровой модели активных модулей робототехнической системы

Разработана ЭЦМ двух идентичных по структуре модулей активного механизма РТС на базе 3-PRRR механизмов (рисунок 3.23). На каждой из трех направляющих установлены подвижные каретки, соединенные с соответствующими тремя линейными электроприводами, размещенными на общей раме. К линейным электроприводам, включающим шарико-винтовые пары (ШВП) и двигатели, шарнирно крепятся звенья, образуя параллельную структуру, и крепятся также к двум независимым платформам. Центральный шарнир звена имеет Г-образное соединение звеньев, что позволяет выполнять полное складывание кинематической цепи механизма. Для взаимного перемещения платформ по оси X (друг к другу), их направляющие разнесены и одна установлена на основании, а другая вверху рамы. Рама ЭЦМ выполнена из металлического профиля 60х60 и толщиной 3 мм, однако может быть выполнена и из алюминиевого профиля соответствующей толщины.

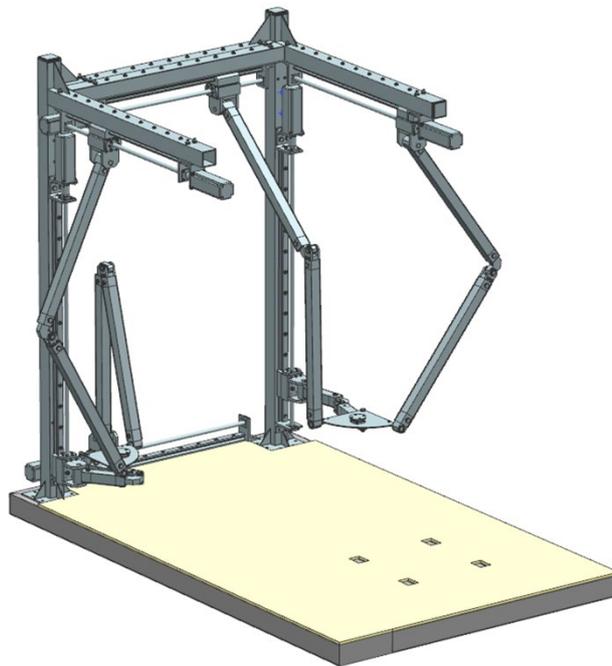


Рисунок 3.23 – ЭЦМ двух модулей активного РТС на базе 3-PRRR механизмов

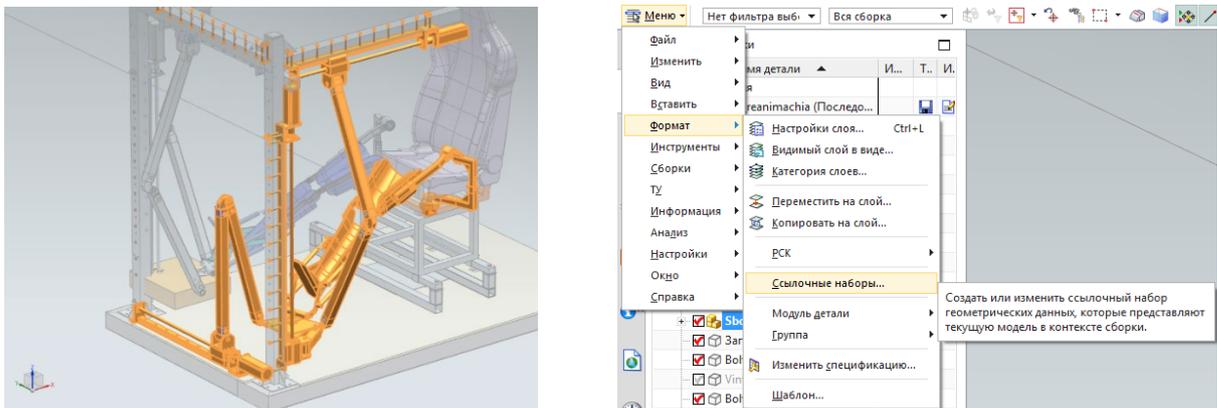
3.8 Разработка электронно-цифровой модели робототехнической системы

После того как все ЭЦМ РТС были построены, необходимо выполнить сопряжения и провести анализ зазоров и собираемости [170]. Благодаря модульной структуре РТС для реабилитации можно создавать наборы ссылок, которые позволяют управлять объемом данных, загружаемых для каждого компонента сборки. Эффективное использование этих ссылочных наборов позволяет снизить время загрузки, затраты оперативной памяти и количество информации, отображаемой в графическом интерфейсе.

Ссылочный набор может включать в себя разнообразные геометрические объекты, такие как листовые и твердые тела, системы координат, координатные плоскости, эскизы и другие. Существуют два типа ссылочных наборов: пользовательские и автоматические.

Для создания набора ссылок следует выполнить следующие шаги:

1. Открыть раздел «Файл/Формат/Ссылочные наборы».
2. Создать новый набор ссылок SIMPLE и указать на построенное тело (см. рисунок 3.24).



а)

б)

Рисунок 3. 24 – Создание ссылочного набора: а) – выделение одного из модулей, для переноса геометрии в ссылочный набор, б) – создание ссылочного набора.

3. Выполнить команду «Выделенное тело» и продолжить построение на появившейся геометрии, при этом предыдущее тело удаляется с помощью команды «В порядке построения».

4. Когда построение завершено, выбрать выделенное тело и создать набор ссылок SOLID. Сохраняем компонент с активным набором ссылок SIMPLE, что позволяет изменять конфигурацию системы с помощью соответствующего набора ссылок.

Для того чтобы собрать ссылочный набор, который будет действительно работоспособным, необходимо провести анализ зазоров. Это важный шаг в процессе сборки, который позволяет выявить ошибки, связанные с пересечением геометрии. Анализ зазоров осуществляется путем проверки расстояний между компонентами сборки и может быть выполнен в двух режимах: пакетном и интерактивном. В интерактивном режиме результаты отображаются в окне "Просмотр зазоров" в виде таблицы, которую можно экспортировать. Кроме того, с помощью меню "Свойства зазоров" можно установить минимальное расстояние безопасности между компонентами, при котором будет зарегистрировано пересечение.

1. Для выполнения анализа зазоров, необходимо выполнить команду "Анализ зазоров в сборке/Создать новый набор" (рисунок 3.25).

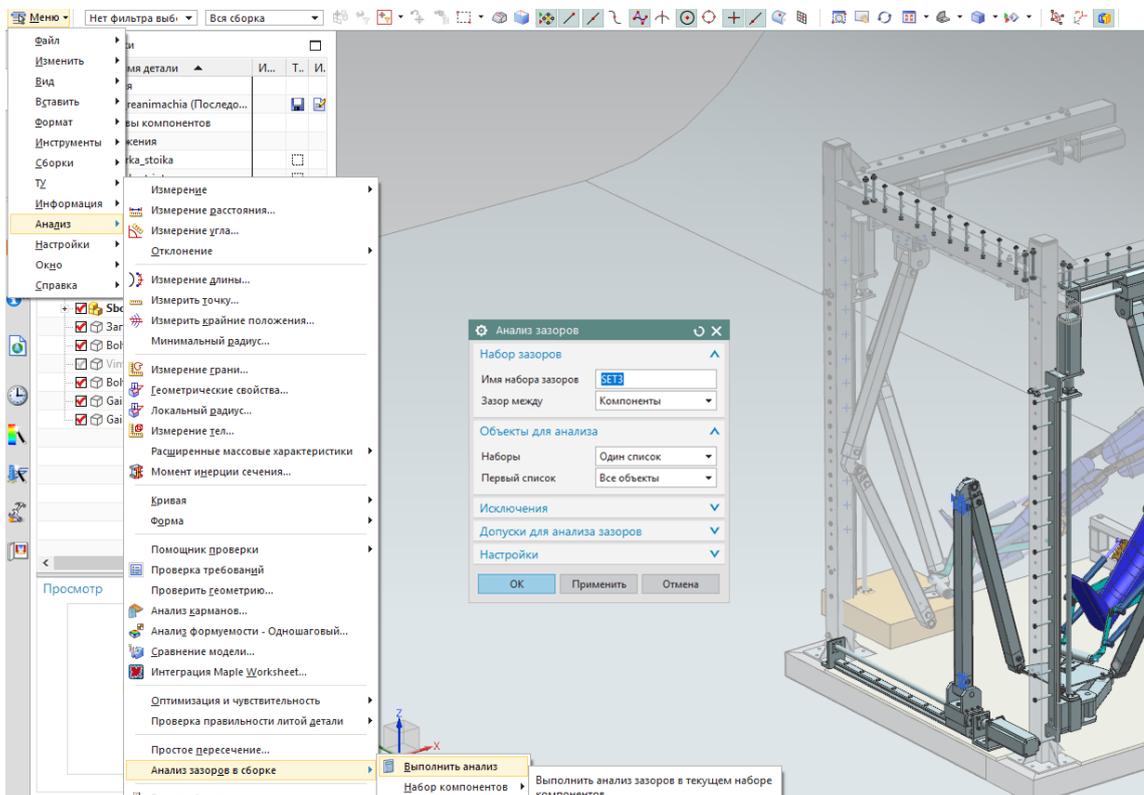


Рисунок 3.25 – Анализ зазоров сборки

2. Анализ зазоров показал пересечения (рисунок 3.26). Пересечения, которые возникают в винтовых соединениях добавляем к исключениям, так как эти пересечения возникают в виду упрощения геометрии и оптимизации работы программы. Пересечения, возникающие в шарнире пассивного ортеза это ошибки проектирования, в данном случае для устранения этого пересечения необходимо редактировать построенную модель (рисунок 3.26, б). Таким образом происходит устранение всех нежелательных пересечений и ошибок во всей сборке.

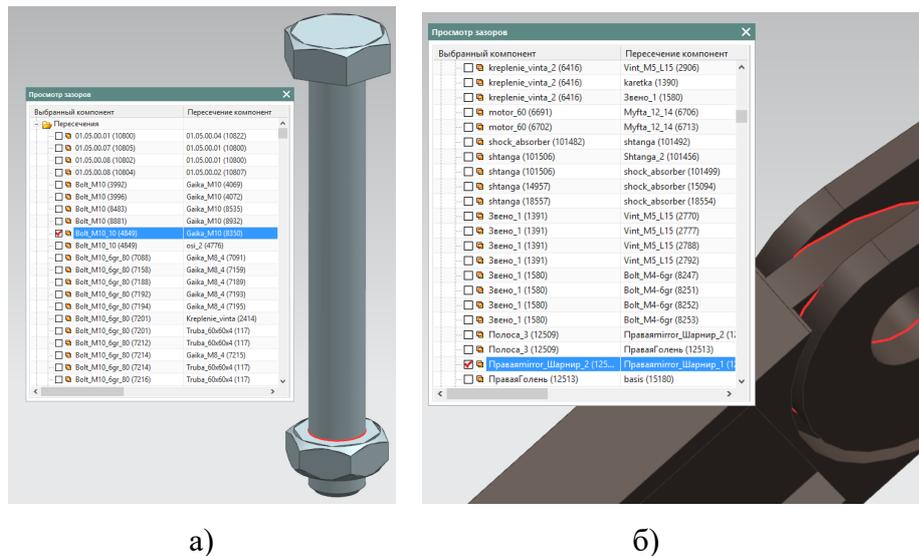


Рисунок 3.26 – Элементы, которые имеют пересечения по итогу анализа зазоров: а) – винтовое соединение, б) – пересечения в шарнире пассивного ортеза

Конечный этап сборки, это сопряжение компонентов. Сопряжения можно выполнить командами «выравнивание по касанию» (рисунок 3.27), «концентричность» эти команды привязывают одну поверхность к другой оставляя две или одну степень свободы в зависимости от условий, такие команды как «расстояние» и «угол» позволяют задать численное значение между поверхностью, ребрами или точками двух разных элементов сборки. Типы сопряжений «перпендикулярно», «центр», «параллельный», ограничивают степень свободы одного объекта (прямой или плоскости) в зависимости от расположения другого аналогичного объекта. Команда «фиксация» применяется единожды и как правило используется на базовой модели, относительно которой ведется дальнейшее построение. На рисунке 3.27 показан пример сопряжения модели «Угол 60x90» к раме РТС, для этого поверхность рамы выбрана как базовая, а модель «Угол 60x90»

присоединяется командой «касание», после чего деталь «Угол 60x90» может быть перемещен только в пределах выбранной базовой поверхности, при наложении команды «концентричность» деталь угол становится полностью зафиксированной, так как перемещение в плоскости больше невозможно. В общем итоге электронно-цифровая модель РТС имеет более тысячи сопряжений всех элементов сборки.

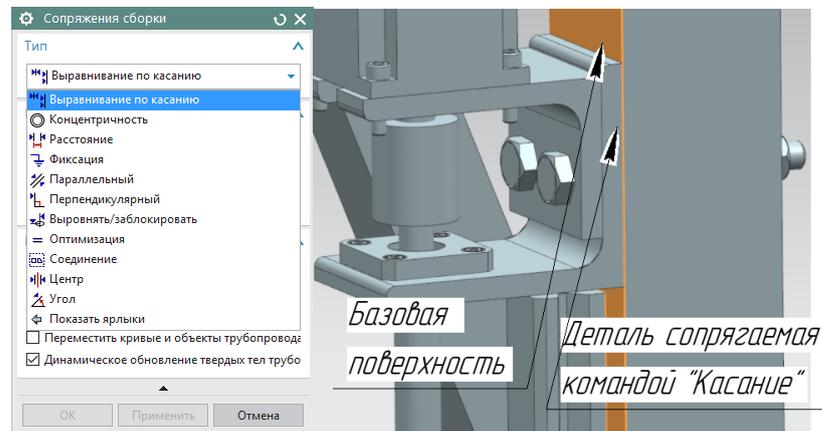


Рисунок 3.27 – Сопряжения сборки

После того как на все элементы сборки назначены сопряжения, выполняется перемещение одного из подвижных узлов и проверяются оставшиеся степени свободы. В результате создана ЭЦМ РТС (рисунок 3.28), которая имеет все необходимые степени свободы для выполнения задач реабилитации, а собираемость этой конструкции доказана. Когда вся геометрия хранится в соответствующих ссылочных наборах, а все ошибки устранены, приступаем к имитационному моделированию [35, 68, 131].

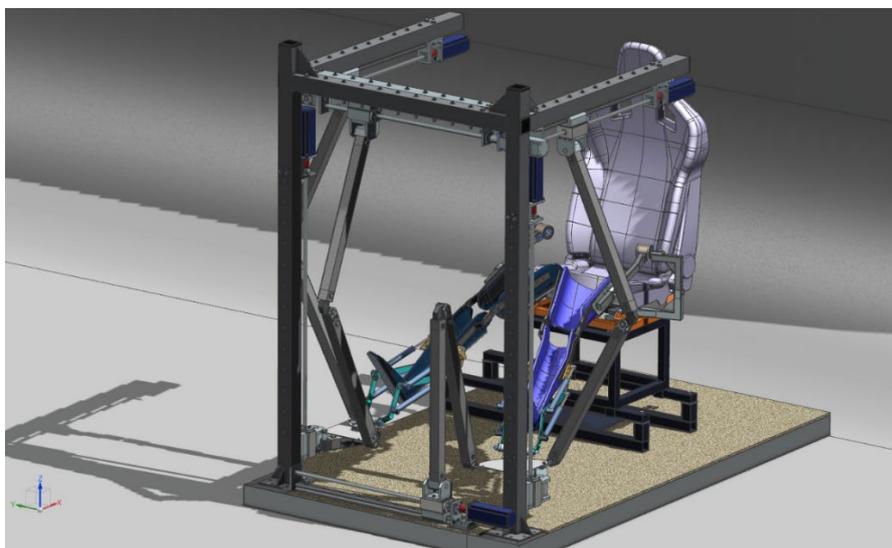


Рисунок 3.28 – Электронно-цифровая модель РТС

3.9 Разработка имитационной модели и имитационное моделирование

Для моделирования необходимо задать требуемые параметры активного механизма, а также траекторию движения его выходных звеньев [99, 106]. Для задания траектории движения активного механизма необходимо задать вращение каждому из винтов ШВП (рисунок 3.29), для чего аналитически решалась обратная задача кинематики. Траектория движения выбрана таким образом, чтобы были обеспечены разные углы сгибания пассивных ортезов РТС.

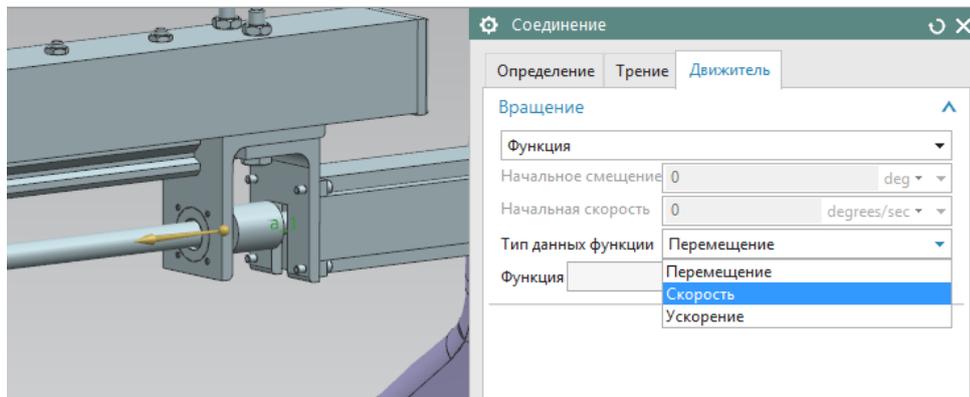


Рисунок 3.29 – Назначение параметров вращения приводного звена

После того как движения были заданы, определяем параметры решения (рисунок 3.30). На данном этапе происходит назначение таких основных переменных, как: время симуляции - 1 с. количество шагов симуляции за отведенное время – 24, ускорение свободного падения - 9.8 м/с^2 и направление его действия. В таблице 3.1 приведены все основные конструктивные параметры РТС, необходимые для проведения симуляции: момент инерции звеньев относительно осей (x, y, z), координаты центра масс. Положения элементов представлены на рисунке 3.30.

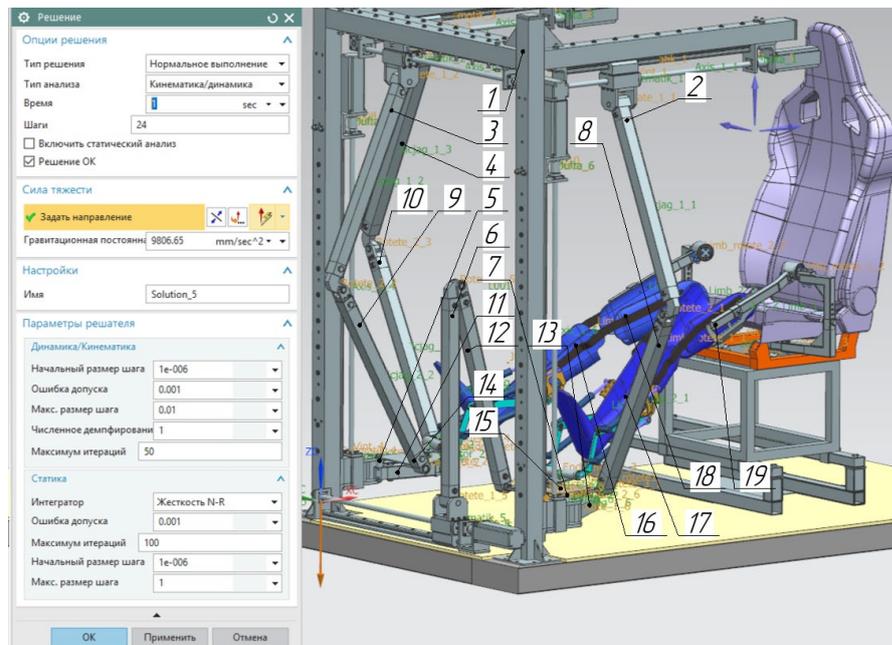


Рисунок 3.30 – Назначение параметров решения

Таблица 3.1 - Характеристики звеньев РТС

| № | Момент инерции относительно каждой из осей, кг · м ² | | | Масса звеньев, кг | Начальная координата центра масс X, мм | Начальная координата центра масс Y, мм | Начальная координата центра масс Z, мм | Названия |
|----|---|---------------------|---------------------|-------------------|--|--|--|---|
| | I _x | I _y | I _z | | | | | |
| 1 | - | - | - | - | - | - | - | Станина |
| 2 | 0.1974 | 0.1973 | $1.3 \cdot 10^{-3}$ | 3.058 | 415.476 | -1056.55 | 1025.25 | Рычаги соединенные с каретками |
| 3 | | | | | 18.551 | -206.710 | 1023.075 | |
| 4 | | | | | 440.594 | 207.491 | 1024.360 | |
| 5 | | | | | 337.592 | 48.665 | 65.198 | |
| 6 | 0.013 | 0.013 | $1.2 \cdot 10^{-3}$ | 1.998 | 0.759 | -641.097 | 397.912 | |
| 7 | | | | | 323.577 | -869.035 | 68.317 | |
| 8 | 0.17 | 0.17 | $1 \cdot 10^{-3}$ | 2.842 | 415.429 | -1016.631 | 408.119 | Рычаги соединенные с выходным звеном (платформой) |
| 9 | | | | | 65.083 | -206.662 | 404.325 | |
| 10 | | | | | 440.547 | 166.527 | 405.795 | |
| 11 | 0.01 | 0.01 | $5 \cdot 10^{-4}$ | 1.741 | 326.750 | -5.909 | 66.068 | |
| 12 | | | | | 111.432 | -641.950 | 435.989 | |
| 13 | 0.011 | $8.4 \cdot 10^{-3}$ | $3.1 \cdot 10^{-3}$ | 1.499 | 299.399 | -813.727 | 68.669 | Подвижные платформы |
| 14 | | | | | 278.577 | -778.674 | 114.885 | |
| 15 | 0.011 | $8.4 \cdot 10^{-3}$ | $3.1 \cdot 10^{-3}$ | 1.499 | 303.675 | -69.919 | 111.686 | |
| 16 | | | | | 559.101 | -688.122 | 296.568 | |
| 17 | 0.141 | 0.118 | $41 \cdot 10^{-3}$ | 5.816 | 568.025 | -195.896 | 294.338 | Голеностопная часть ортеза п/л |
| 18 | | | | | 1060.323 | -404.557 | 540.038 | |
| 19 | 0.414 | 0.37 | $61 \cdot 10^{-3}$ | 5.189 | 1080.874 | -238.743 | 535.825 | Тазобедренная часть ортеза п/л |
| 19 | | | | | 1080.874 | -238.743 | 535.825 | |

На рисунках 3.31 показаны графики угловой скорости относительно каждой из оси коленного сустава, при этом правый ортез (рисунок 3.31, а) выполняет движение только в сагиттальной и горизонтальной плоскостях, а левый ортез

выполняет одновременно приведение и отведение конечности в сагиттальной, горизонтальной и профильной плоскости (рисунок 3.31, б).

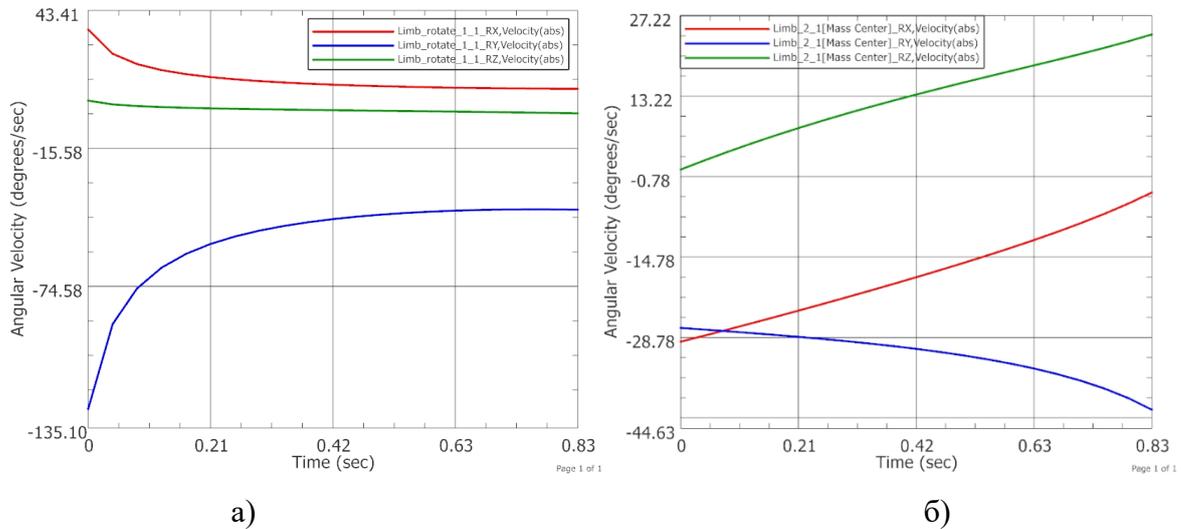


Рисунок 3.31 – Графики угловой скорости коленного сустава: а) – правый ортез, б) – левый ортез

На рисунке 3.32 представлены графики перемещения ползуна приводных пар каждого из модулей активного механизма. Движение правого ортеза было задано только в сагиттальной плоскости, для чего требовалось задать движение относительно оси Y и относительно незначительное перемещение по осям X , Z . Однако из графика (рисунок 3.32, а) видно, что незначительное отклонение от заданной сагиттальной плоскости все же присутствует в виду того, что оси карданного шарнира тазобедренного сустава выполнены в виде профильной трубы и имеют небольшое отклонение от оси тазобедренного сустава, однако данная погрешность составляет не более 5%.

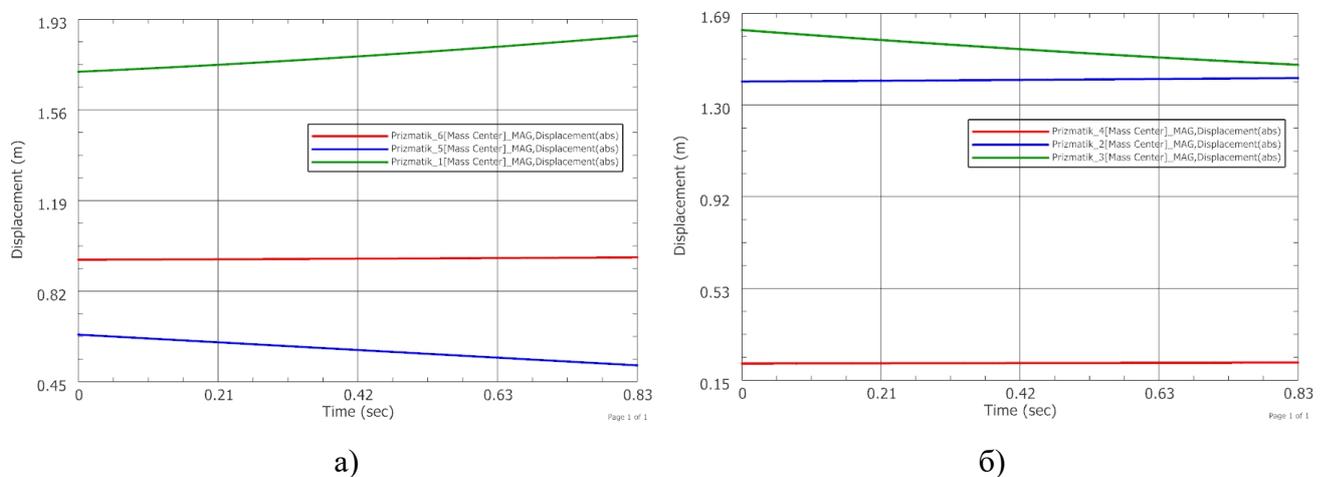


Рисунок 3.32 – Графики перемещения ползуна приводных пар каждого из модулей активного манипулятора: а) – правый ортез, б) – левый ортез.

На рисунке 3.33 представлены графики сил, действующих в приводных парах каждого из модулей активного манипулятора. Максимальное усилие, требуемое для заданного движения ортеза, ожидаемо, наблюдалось на вертикальной оси левой конечности 336 Н, где требовалось одновременно выполнять приведение и сгибание пассивного ортеза, однако разница предельной нагрузки между правым и левым модулем отличается незначительно. Самая нагруженная цепь данного механизма реализует перемещение выходного звена по оси Z, так как на него действует не только нагрузка от ортеза, но и от остальных звеньев механизма.

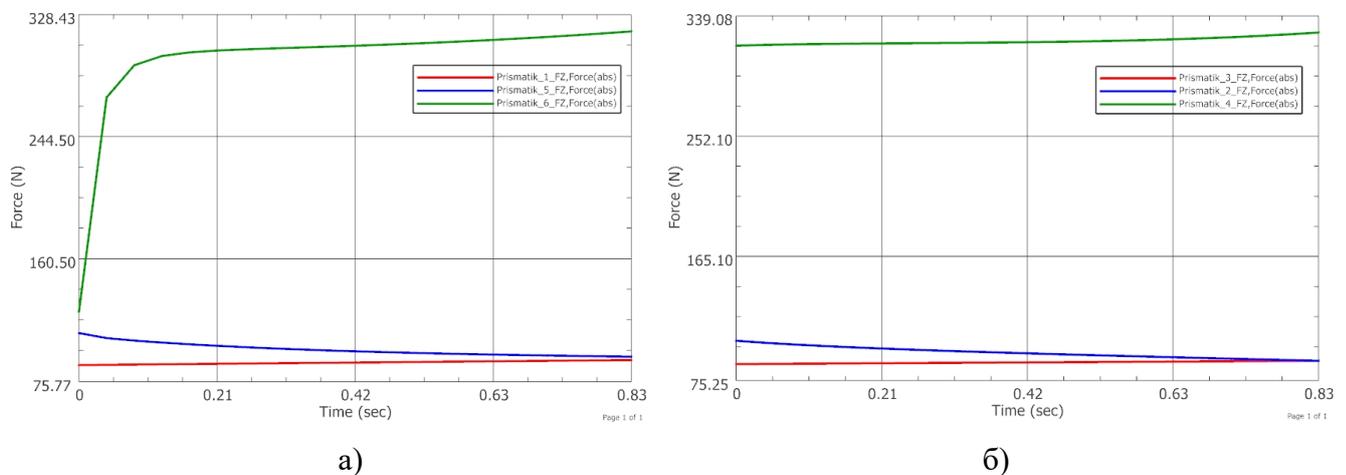


Рисунок 3.33 – Графики сил, действующих в приводных парах каждого из модулей активного манипулятора: а) – правый ортез, б) – левый ортез

Выводы по главе

1. Для демпфирования нагрузки разработана конструкция подвешного рычажного предохранительного устройства, которое за счет упругих элементов компенсирует движения активного манипулятора, недопустимые физиологией пациента. Это обеспечивает безопасность при выполнении восстановительных упражнений и позволяет корректировать движение РТС в зависимости от усилий пациентов.

2. С использованием разработанного метода проектирования на базе CAD/CAE - систем получена точная параметризованная электронно-цифровая модель двухмодульной гибридной РТС, которая обладает высоким уровнем идентичности

с реальным механизмом, что позволяет автоматизировать процесс проектирования и значительно ускорить его реализацию.

3. На основе разработанной имитационной модели выполнен динамический анализ РТС при заданных траекториях движения, что позволило получить полное представление о взаимосвязях кинематических и динамических параметров активного манипулятора и пассивного ортеза, также учесть инерционные характеристики используемых одного или двух модулей одновременно для обеих конечностей РТС, а также силы, действующие в приводных парах при различных сценариях реабилитации.

ГЛАВА 4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

В главе рассмотрен выбор технических средств, разработка системы управления и полномасштабного экспериментального образца гибридной РТС. Выполнены экспериментальные исследования разработанного экспериментального образца с предохранительным устройством, сопоставление и анализ результатов теоретических и экспериментальных исследований.

4.1 Выбор технических средств и разработка механической части экспериментального образца робототехнической системы, конструкции шарнирных соединений и узлов

Для подтверждения теоретических результатов разработан экспериментальный образец РТС для реабилитации. Для построения экспериментального образца выполнено детальное проектирование узлов и компонентов, разработана конструкторская документация и отлажена система управления приводными механизмами для выполнения требуемых реабилитационных программ.

Для создания экспериментального образца РТС выполнен тщательный подбор компонентов, выбраны ШВП, которые обеспечивают высокую точность и плавность движения, а также двигатели с требуемой мощностью и надежностью. В качестве ШВП была выбрана SFU01610-4 (рисунок 4.1) характеристики представлены в таблице 4.1

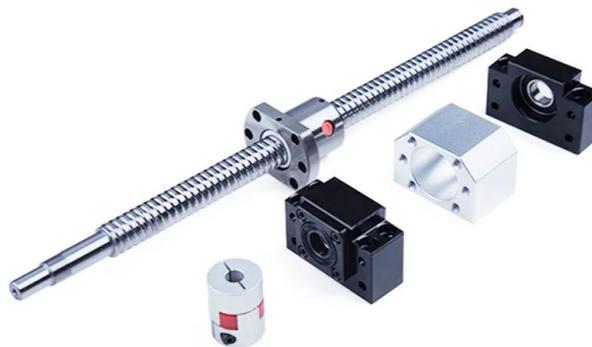


Рисунок 4.1 - Шарико-винтовая передача

Таблица 4.1 – Характеристики ШВП

| № | Технические параметры | Значение |
|---|-------------------------------|-------------|
| 1 | Динамическая грузоподъемность | 1380 кгс |
| 2 | Статическая грузоподъемность | 3052 кгс |
| 3 | Осевая жесткость | 26 кгс/мкм |
| 4 | Диаметр шариков | 3.175 мм |
| 5 | Фланец | DIN 69051 B |
| 6 | Класс точности | C7 |
| 7 | Диаметр винта | 16 мм |
| 8 | Шаг винта | 10 мм |

Исходя из полученных значений сил, действующих в приводных парах, определенных в результате имитационного моделирования в главе 3, выполнен подбор двигателей для перемещения звеньев. Максимальное усилие, требуемое для заданного движения ортеза, возникает в кинематической цепи, реализующей перемещение по оси Z и равно 336 Н. Момент, необходимый для перемещения ШВП определяется по формуле:

$$M_1 = \frac{N \cdot P_B}{2\pi \cdot \eta} = \frac{336 \cdot 0,01}{2\pi \cdot 0,88} = 0,6 \text{ Н} \cdot \text{м}.$$

где $P_B = 0.01, \text{ м}$; - шаг резьбы винта, $\eta = 0.88$ - КПД ШВП.

Также необходимо учесть угловую скорость, требуемую для выполнения реабилитационных упражнений, которая составляет $0,7 \text{ рад} \cdot \text{с}^{-1}$. Для проведения процедуры восстановления нижних конечностей необходимо сохранять крутящий момент при малых скоростях движения. Для обеспечения этих требований был выбран серводвигатель SME60S-0040-30AB. Технические характеристики серводвигателя представлены в таблице 4.2.

Таблица 4.2 - Технические характеристики серводвигателя

| Параметр | Значение |
|--|--------------------------------------|
| Номинальная мощность, P_N (W) | 1570 |
| Номинальный момент, T_N (Nm) | 7.5 |
| Номинальная скорость, n_N (rpm) | 2000 |
| Номинальный ток, I_N (A) | 6.3 |
| Максимальный момент, T_m (Nm) | 18.75 |
| Максимальный ток, I_m (A) | 15.75 |
| Момент удержания, T_s (Nm) | 8.25 |
| Ток удержания, I_s (A) | 6.93 |
| Сопротивление линия-линия R_L (Ω) | 1.17 |
| Индуктивность линия-линия L_L (mH) | 16.2 |
| Электрическая постоянная, e (ms) | 13.846 |
| Механическая постоянная, m (ms) | 2.529 |
| Постоянная обратного напряжения, K_e (V/kgpm) | 72 |
| Постоянная момента, K_t (Nm/A) | 1.191 |
| Момент инерции ротора, J_m (кг*см ²) | 17.74 |
| Число пар полюсов | 4 |
| Нарастания напряжения (кВ/ μ S) | 8 |
| Степень изоляции | F |
| Максимальное радиальное усилие (H) | 900 |
| Максимальное осевое усилие (H) | 450 |
| Вес (кг) | 11.3 |
| Длина мотора (мм) | 240 |
| Определение позиции | Инкрементальный энкодер 2500им/об |
| Охлаждение | Закрытый способ, невентилируемый |
| Пыле-влаго-защита | IP65 |

РТС изготовлена согласно чертежам, полученным в результате цифрового проектирования в CAD/CAE - системе NX, подробно рассмотренного в главе 3. РТС состоит из двух идентичных по структуре активных модулей (рисунок 4.2), которые могут управляться независимо друг от друга. Каждый активный модуль имеет датчики положения и нагрузки.



Рисунок 4.2 - Экспериментальный образец РТС

4.2 Разработка системы управления и программного обеспечения

Выполнен подбор контроллера, который обеспечивает точное управление системой и максимальную безопасность для пациента. Для управления экспериментальным образцом РТС использован промышленный логический контроллер ОВЕН ПЛК 210 (рисунок 4.3). Данный контроллер работает на среде разработки (IDE) CODESYS V3.5. CODESYS поддерживает языки программирования стандарта МЭК 61131-3 и дополнительный язык SFC, что позволяет разрабатывать человеко-машинный интерфейс и конфигурировать обмен данными с устройствами. Для управления РТС создан и визуализирован интерфейс управления для оператора. Обмен данными с драйверами серводвигателей выполняется через интерфейс RS-485.

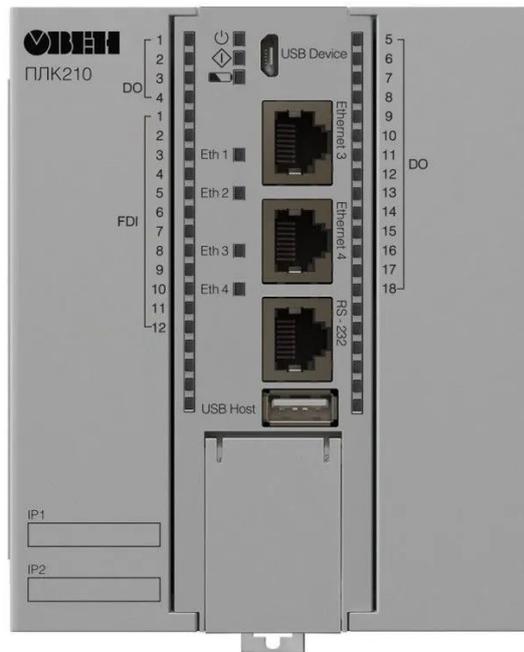


Рисунок 4.3 - Контроллер ОВЕН ПЛК 210.

При запуске РТС выполняется калибровка по концевым датчикам, а положение звена во время работы определяется по данным, полученных с энкодера, установленного на серводвигателе. Система управления предусматривает стандартное управление движением шести двигателей, реализацию блокировки управления по всем двигателям, а также аварийную кнопку остановки. Для тестирования и проверки режимов работы экспериментального образца созданы управляющие программы, реализующие разработанные траектории движения для проведения реабилитационных упражнений. Технические характеристики контроллера представлена в таблице 4.3.

Таблица 4.3 - Технические характеристики контроллера

| Параметр | ПЛК210 |
|-------------------------------------|--|
| Процессор | RISC-процессор Texas Instruments Sitara AM3358, 800 МГц |
| Оперативная память (RAM) | 256 МБ (DDR3) |
| Объем retain-памяти (EEPROM) | 64 кБ (MRAM) |
| Объем постоянной памяти (ROM) | 512 МБ (NAND) |
| Операционная система | Linux |
| Интерфейсы | RS-232 2 x RS-485 4 x Ethernet 100 Base-T USB Device USB Host Micro SD GSM (ПЛК210-06) |
| Температурный диапазон эксплуатации | -40...+55 °С |
| Источник питания для часов RTC | Заменяемый CR2032 |
| Ориентация при монтаже | компактная вертикальная |

Система управления РТС состоит из следующих компонентов (рисунок 4.4):

1. Программируемый логический контроллер Овен ПЛК 210 – 1 шт.
2. Источник питания AC-DC 12V LSP1-030-12-22-33-PRO- 1 шт.
3. Драйвер серводвигателя Kinco FD 422-AA – 6 шт.
4. Серводвигатель SME60S-0040-30AB – 6 шт.
5. Кнопка аварийного отключения ANE-22 – 1 шт.

Все компоненты были тщательно протестированы и отобраны для обеспечения оптимальной производительности и эффективности системы.

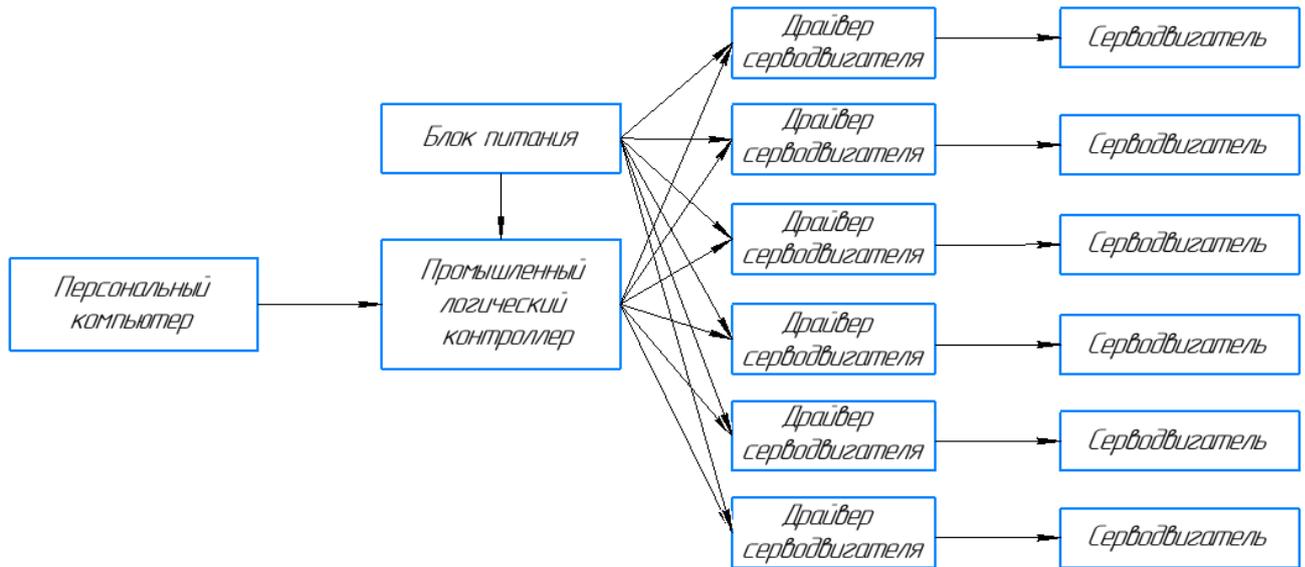


Рисунок 4.4. Блок-схема системы управления

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 57hs76 с крутящим моментом 20 кг/см, а для поперечного перемещения использован шаговый двигатель fl86sth65, 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. Кресло РТС с механизмом регулировки положения представлено на рисунке 4.5.



Рисунок 4.5 - Кресло пациента в РТС

Для исключения травм пациента при попадании конечности в положение, не предусмотренное физиологией, ортез соединен с выходным звеном манипулятора подвесным предохранительным устройством с упругими элементами, обеспечивающим амортизацию при возникновении опасной нагрузки. В качестве упругих элементов использованы газовые упоры GL105, обеспечивающие требуемые усилия для удовлетворения требований по безопасности реабилитационных упражнений.

После изготовления экспериментального образца РТС проведено тестирование всех компонентов. Для обеспечения безопасности было проведено испытание предохранительного устройства.

4.3 Проведение экспериментальных исследований

Проведен эксперимент, целью которого являлась оценка срабатывания механического предохранительного устройства. Предохранительное устройство

(ПУ) является связующим звеном между активным 3-PRRR механизмом и пассивным ортезом. В начальном положении отсутствуют внешние силы, действующие на ортез, все упругие элементы предохранительного устройства находятся в разжатом состоянии, их длина максимальна (рисунок 4.6).



Рисунок 4.6 - Положение предохранительного устройства без приложения нагрузки

При воздействии на ортез с силой, превышающей жесткость упругих элементов, направленной вдоль оси Y , происходит сжатие верхней пары упругих элементов и смещение ортеза в направлении, противоположном направлению действия силы (рисунок 4.7).



Рисунок 4.7 - Сжатие верхней пары упругих элементов и перемещение ортеза при превышении нагрузки, направленной вдоль оси Y

Аналогично, при воздействии на ортез с силой, превышающей жесткость упругих элементов, направленной вдоль оси X , происходит сжатие нижней пары упругих элементов и смещение ортеза в противоположном направлении (рисунок 4.8).



Рисунок 4.8 - Сжатие нижней пары упругих элементов и перемещение ортеза при превышении нагрузки, направленной вдоль оси X

При движении, вызывающем одновременное превышение нагрузки по обеим осям, происходит сжатие всех пар упругих элементов (рисунок 4.9).

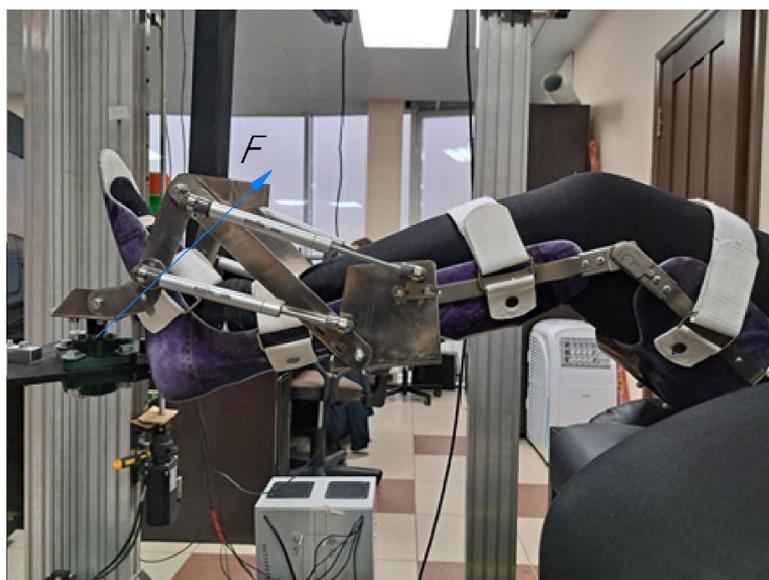


Рисунок 4.9 - Сжатие упругих элементов при одновременном превышении нагрузки вдоль осей X и Y

По результатам экспериментальных исследований можно сделать вывод, что предохранительное устройство функционирует корректно, срабатывает при необходимой нагрузке и позволяет обеспечить безопасность при выполнении реабилитационных движений нижних конечностей.

На экспериментальном образце проведена отработка траектории движения в процессе реабилитации. Траектория движения выходного звена активного манипулятора представлена на рисунке 4.10

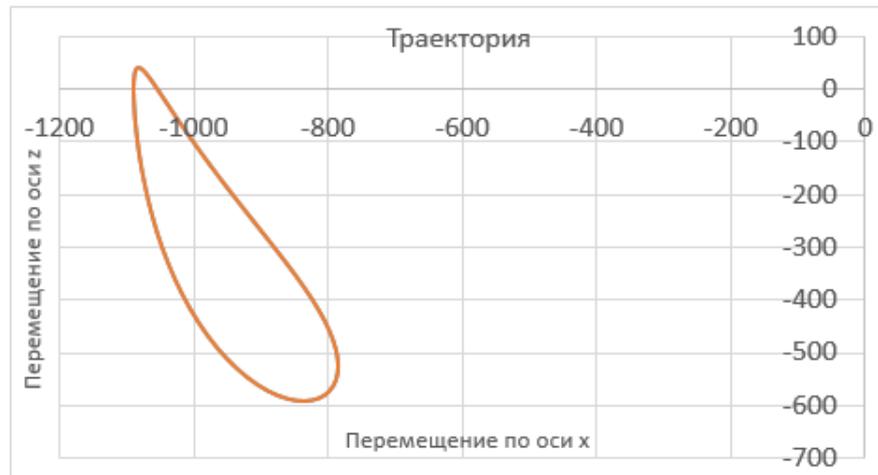


Рисунок 4.10 - Траектория движения выходного звена активного манипулятора в процессе реабилитации

Изменение углов в суставах пациента в процессе реабилитации представлена на рисунке 4.11.

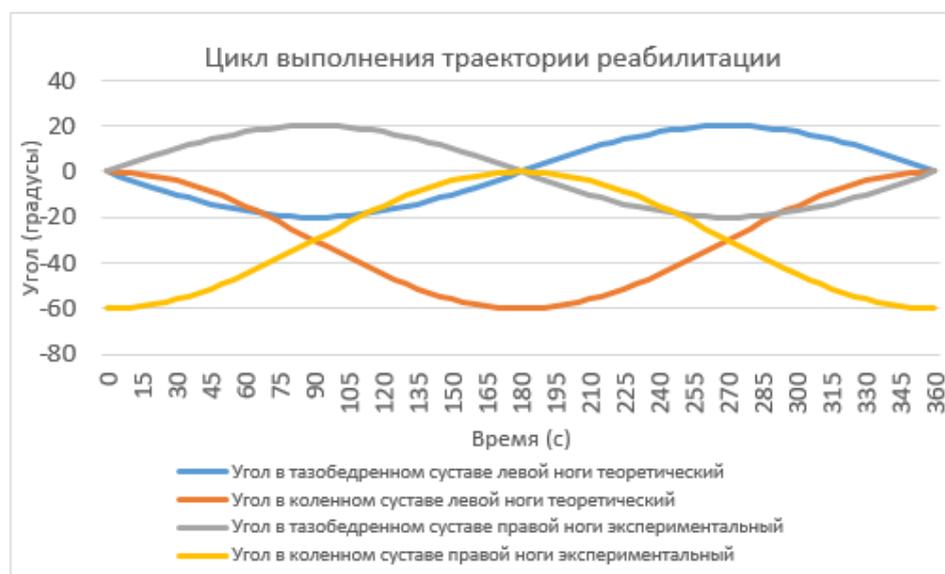


Рисунок 4.11 - Значения углов в суставах пациента при отработке тестовой траектории

Выполнено сопоставление теоретически рассчитанных и экспериментально полученных значений углов в тазобедренном и коленном суставах при перемещении по траектории реабилитации (рисунок 4.12).

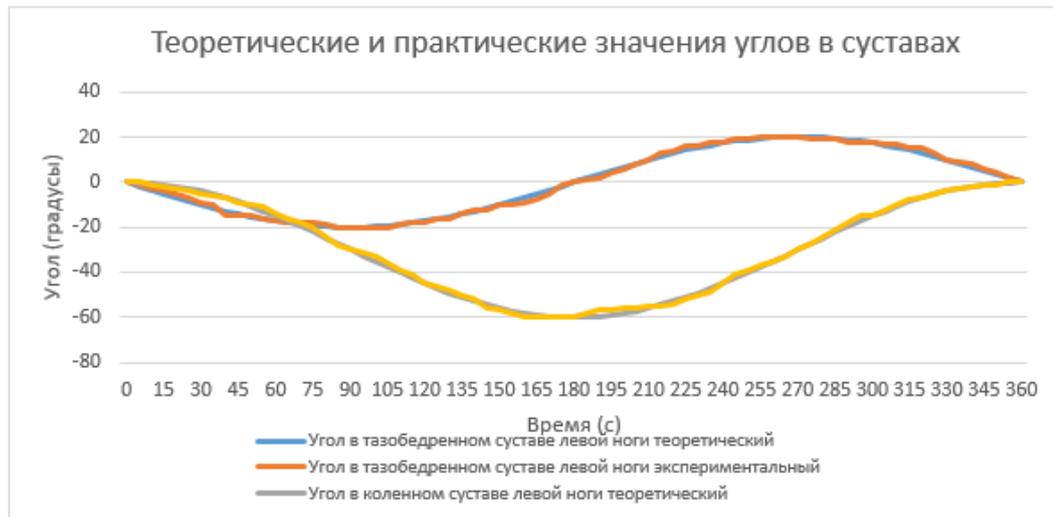


Рисунок 4.12 - Теоретические и практические значения углов в суставах в процессе реабилитации

На рисунке 4.13 графически показано расхождение между экспериментальными и теоретическими значениями углов в суставах пациента.



Рисунок 4.13 - Расхождение экспериментальных и теоретических значений углов при отработке реабилитационных движений.

Максимальное расхождение между теоретическими и экспериментальными значениями углов составило $2,82^\circ$, а среднее расхождение составило $1,2^\circ$. Данное

расхождение обусловлено особенностями конструкции пассивного ортеза, которые сложно учесть при проектировании и расчетах механизма. Данные расхождения не оказывают критического влияния в рамках терапевтических движений реабилитации нижних конечностей, но их можно компенсировать за счет коррекции ошибки в системе управления активного механизма.

Выводы по главе:

1. Выбраны технические средства, выполнено оснащение и отладка экспериментального образца гибридной РТС с целью расширения ее функциональных и эксплуатационных характеристик. Выполнена интеграция системных компонентов, датчиков, контроллера и экспериментального образца двухмодульной гибридной РТС.

2. Проведены экспериментальные исследования образца для оценки срабатывания механического предохранительного устройства для обеспечения безопасности при выполнении восстановительных упражнений и корректировки движения РТС в зависимости от усилий пациентов.

3. Проведены экспериментальные исследования, состоящие в отработке траектории реабилитации в сагиттальной плоскости. Получены зависимости значения углов в суставе пациента от времени в процессе реабилитации. Проанализирована ошибка, состоящая в расхождении между требуемыми углами в суставах пациента и экспериментальными.

4. Разработанный полномасштабный экспериментальный образец двухмодульной гибридной РТС рекомендован для использования в дальнейшем в клинической практике для реабилитации больных после инсульта, при спастических параличах и других неврологических заболеваний, а также после травм, реконструктивных операций, эндопротезирования суставов нижней конечности, что значительно ускорит реабилитацию и существенно улучшит качество жизни пациентов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Анализ состояния исследований показал, что в настоящее время роботизированная механотерапия широко применяется в реабилитации больных с функциональными нарушениями опорно-двигательной системы, вызванными последствиями сосудистых заболеваний, нарушений нейрорегуляции двигательной активности, травм и патологии опорно-двигательного аппарата.

2. Создание и применение новых типов реабилитационных робототехнических комплексов с высокими показателями структурной жесткости, эргономичности и компактности является важным направлением в моторной реабилитации пациентов. Эти комплексы могут быть использованы на различных этапах восстановительной медицины и обеспечивать не только сгибание/разгибание конечностей, но и отведение/приведение конечностей пациента.

3. В настоящее время нерешенным вопросом является создание базовых программ реабилитации нижних конечностей. Однако, перспективным считается использование новейших аппаратных технологий для реабилитации, которые должны быть включены в индивидуальные программы для определенных групп пациентов.

4. Для разработки реабилитационных робототехнических комплексов требуется развитие универсальных методов оптимизации параметров, которые будут учитывать все ограничения с заданной точностью аппроксимации.

5. Разработана структура и математическая модель двухмодульной гибридной РТС для реабилитации нижних конечностей, выполненной на базе двух идентичных по структуре модулей, включающих активный 3- PRRR манипулятор для перемещения стопы пациента и пассивный ортез на базе RRR манипулятора для поддержки нижней конечности. Модульная структура позволяет изменять параметры систем в зависимости от метода реабилитации и в зависимости от антропометрии и особенностей заболевания, использовать как один модуль для одной конечности, так и два модуля одновременно для обеих конечностей.

6. Разработан метод параметрического синтеза гибридной робототехнической системы модульной структуры с учётом 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 учётом особенностей антропометрических данных, а другой - на компактности конструкции.

7. Разработан двухэтапный эвристический алгоритм оптимизации геометрических параметров, на первом этапе которого выполняется поиск области допустимых конфигураций, а на втором область оптимальных конфигураций. Это обеспечивается вариативностью критериальной функции за счёт обнуления второго компонента с использованием функции Хевисайда в случае наличия недостижимых положений. В алгоритме предусмотрена возможность хранения структурированных массивов данных, описывающих геометрию РС и особенности уровней параметрических ограничений.

8. Анализ производительности РТС позволяет оценить требуемый уровень ее эффективности и способствует улучшению условий труда физиотерапевтов при выполнении реабилитационных тренировок. Основной задачей, предложенной РТС, является отслеживание повторяющихся движений, таких как приведение, отведение, сгибание, растяжение и ходьба, особенно в области суставов бедра и колена. Эффективность РТС проявляется в отслеживании различных желаемых траекторий движения в соответствии с клинической походкой.

9. Для демпфирования нагрузки разработана конструкция подвешенного рычажного предохранительного устройства, которое за счет упругих элементов компенсирует движения активного манипулятора, недопустимые физиологией пациента. Это обеспечивает безопасность при выполнении восстановительных упражнений и позволяет корректировать движение РТС в зависимости от усилий пациентов.

10. С использованием разработанного метода проектирования на базе CAD/CAE - систем получена точная параметризованная электронно-цифровая модель

двухмодульной гибридной РТС, которая обладает высоким уровнем идентичности с реальным механизмом, что позволяет автоматизировать процесс проектирования и значительно ускорить его реализацию.

11. На основе разработанной имитационной модели выполнен динамический анализ РТС при заданных траекториях движения, что позволило получить полное представление о взаимосвязях кинематических и динамических параметров активного манипулятора и пассивного ортеза, также учесть инерционные характеристики используемых одного или двух модулей одновременно для обеих конечностей РТС, а также силы, действующие в приводных парах при различных сценариях реабилитации.

12. Выбраны технические средства, выполнено оснащение и отладка экспериментального образца гибридной РТС с целью расширения ее функциональных и эксплуатационных характеристик. Выполнена интеграция системных компонентов, датчиков, контроллера и экспериментального образца двухмодульной гибридной РТС.

13. Проведены экспериментальные исследования образца для оценки срабатывания механического предохранительного устройства для обеспечения безопасности при выполнении восстановительных упражнений и корректировки движения РТС в зависимости от усилий пациентов.

14. Проведены экспериментальные исследования, состоящие в отработке траектории реабилитации в сагиттальной плоскости. Получены зависимости значения углов в суставе пациента от времени в процессе реабилитации. Проанализирована ошибка, состоящая в расхождении между требуемыми углами в суставах пациента и экспериментальными.

15. Разработанный полномасштабный экспериментальный образец двухмодульной гибридной РТС рекомендован для использования в дальнейшем в клинической практике для реабилитации больных после инсульта, при спастических параличах и других неврологических заболеваний, а также после травм, реконструктивных операций, эндопротезирования суставов нижней

конечности, что значительно ускорит реабилитацию и существенно улучшит качество жизни пациентов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Агеев А.А., Кельманов А.В., Пяткин А.В. Сложность задачи о разрезе максимального веса в евклидовом пространстве / А.А. Агеев, А.В. Кельманов, А.В. Пяткин // Дискретный анализ и исследование операций. - 2014. - Т. 21. - №4. - С. 3-11.
2. Батищев Д.И., Коган Д.И., Лейкин М.В. Алгоритмы синтеза решений для многокритериальной многомерной задачи о ранце / Д.И. Батищев, Д.И. Коган, М.В. Лейкин // Информационные технологии. - 2004. - №. 1. - С. 18-27.
3. Бондаренко И.Р., Волошкин А.А., Перевузник В.С., Ковалев Л.А. Расчет силовых и кинематических параметров передаточного механизма на основе цепи скручивающихся рычагов / И.Р. Бондаренко, А.А. Волошкин, В.С. Перевузник, Л.А. Ковалев // Advanced Engineering Research (Rostov-on-Don). - 2022. - Т. 22. - № 2. - С. 91-98.
4. Вирабян Л.Г., Халапян С.Ю., Кузьмина В.С. Оптимизация траектории позиционирования выходного звена планарного параллельного робота / Л.Г. Вирабян, С.Ю. Халапян, В.С. Кузьмина // Вестник Белгородского государственного технологического университета им. В.Г. Шухова. - 2018. - № 9. - С. 106-113.
5. Гаранжа В.А., Кудрявцева Л.Н. Построение трехмерных сеток Делоне по слабоструктурированным и противоречивым данным / В.А. Гаранжа, Л.Н. Кудрявцева // Ж. вычисл. матем. и матем. физ. - 2012. - Т.44. - № 3.- С. 499–520.
6. Гладков Л.А. Генетические алгоритмы. Учебное пособие / Л.А. Гладков, В.В. Курейчик, В.М. Курейчик. - М.: Физматлит, - 2004. – 400 с.
7. Глазунов В.А., Дугин Е.Б., Кистанов В.А., Ву Нгок Бик Оптимизация параметров механизмов параллельной структуры на основе моделирования рабочего пространства / В.А. Глазунов, Е.Б. Дугин, В.А. Кистанов, Ву Нгок Бик // Проблемы машиностроения и надежности машин. Машиноведение. - 2005. - № 6. - С. 12-16.

8. Глазунов В.А., Новикова Н.Н., Рашоян Г.В., Нгуен Минь Тхань Оптимизация параметров механизма параллельной структуры для агрессивных сред при учете особых положений / В.А. Глазунов, Н.Н. Новикова, Г.В. Рашоян, Нгуен Минь Тхань // Проблемы машиностроения и надежности машин. - 2006. - № 2. - С.102-109.
9. Даминов В.Д. Роботизированная локомоторная терапия в нейрореабилитации / В.Д. Даминов // Вестник восстановительной медицины. - 2011. - № 4. - С. 54 – 59
10. Даминов В.Д., Зими́на Е.В., Уварова О.А., Кузнецов А.Н. Роботизированная реконструкция ходьбы у больных в промежуточном периоде позвоночно-спинномозговой травмы / В.Д. Даминов, Е.В. Зими́на, О.А. Уварова, А.Н. Кузнецов // Вестник восстановительной медицины. - 2009. - № 3. - С. 62-64.
11. Даминов В.Д., Ткаченко П.В., Карпов О.Э. Использование экзоскелета в комплексной реабилитации пациентов с позвоночно-спинномозговой травмой / В.Д. Даминов, П.В. Ткаченко, О.Э. Карпов // Вестник восстановительной медицины. - 2017. - № 2. - С. 126-132.
12. Дюбин Г.Н., Корбут А.А. Поведение в среднем жадных алгоритмов для минимизационной задачи о ранце - общие распределения коэффициентов / Г.Н. Дюбин, А.А. Корбут // Журнал вычислительной математики и математической физики. - 2008. - Т. 48. - № 9. - С. 1556-1570.
13. Евтушенко Ю. Г. Численный метод поиска глобального экстремума функций (перебор на неравномерной сетке) / Ю. Г. Евтушенко // Журнал вычислительной математики и математической физики. - 1971. - Т. 11. - № 6. - С. 1390–1403.
14. Евтушенко Ю.Г., Посыпкин М.А. Детерминированный глобальный метод аппроксимации эффективной оболочки множества / Ю.Г. Евтушенко, М.А. Посыпкин // Докл. РАН. - 2014. - Т. 459. - № 5. - С. 550–553.
15. Евтушенко Ю.Г., Потапов М.А. Методы численного решения многокритериальных задач / Ю. Г. Евтушенко, М. А. Потапов // ДАН СССР. - 1986. - Т. 291. - № 1. - С. 25-29.

16. Еремеев А.В., Заозерская Л.А., Колоколов А.А. Задача о покрытии множества: сложность, алгоритмы, экспериментальные исследования / А.В. Еремеев, Л.А. Заозерская, А.А. Колоколов // Дискретный анализ и исследование операций. - 2000. - Т. 7. - № 2. - С. 22-46.

17. Заозерская Л.А., Колоколов А.А. Оценки среднего числа итераций для некоторых алгоритмов решения задачи об упаковке множества / Л. А. Заозерская, А. А. Колоколов // Журнал вычислительной математики и математической физики. - 2010. - Т. 50. - № 2. - С. 242-248.

18. Зими́на Е. В., Смоленский А.В. Роботизированная механотерапия в ранней реабилитации больных с травмой спинного мозга / Е.В. Зими́на, А.В. Смоленский // Лечебная физкультура и спортивная медицина. - 2010. - № 8. - С. 41-44.

19. Кельманов А.В., Пяткин А.В. О сложности некоторых задач кластерного анализа векторных последовательностей / А.В. Кельманов, А.В. Пяткин // Дискретный анализ и исследование операций. - 2013. - Т. 20. - № 2. - С. 47-57.

20. Кочетков А.В., Пряников И.В., Костив И.М. и др. Метод восстановления утраченной или нарушенной функции ходьбы с использованием роботизированной системы «Lokomat» у больных травматической болезнью спинного мозга / А.В. Кочетков, И.В. Пряников, И.М. Костив и др. // Вестник восстановительной медицины. - 2009. - №1. - С. 82-85.

21. Кочетов Ю.А., Пащенко М.Г., Плясунов А.В. О сложности локального поиска в задаче о p -медиане / Ю.А. Кочетов, М.Г. Пащенко, А.В. Плясунов // Дискретный анализ и исследование операций. - 2005. - Т. 12. - № 2. - С. 44-71.

22. Кочетов Ю.А., Плясунов А.В. Генетический локальный поиск для задачи о разбиении графа на доли ограниченной мощности / Ю.А. Кочетов, А.В. Плясунов // Журнал вычислительной математики и математической физики. - 2012. - Т. 52. - № 1. - С. 164-176.

23. Лазарев А.А. Графический подход к решению задач комбинаторной оптимизации / А.А. Лазарев // Автоматика и телемеханика. - 2007. - № 4. - С. 13-23.

24. Меламед И.И., Сигал И.Х. Вычислительное исследование линейной параметризации критериев в многокритериальном дискретном программировании / И.И. Меламед, И.Х. Сигал // Журнал вычислительной математики и математической физики. - 1996. - Т. 36. - № 10. - С. 23-25.

25. Меламед И.И., Сигал И.Х. Вычислительное исследование трехкритериальных задач о деревьях и назначениях / И.И. Меламед, И.Х. Сигал // Журнал вычислительной математики и математической физики. - 1998. - Т. 38. - № 10. - С. 1780-1787.

26. Меламед И.И., Сигал И.Х., Исследование параметров алгоритмов ветвей и границ решения симметричной задачи коммивояжера / И.И. Меламед, И.Х. Сигал // Автоматика и телемеханика. - 1997. - № 10. - С. 186-192.

27. Пат. 2802462 Российская Федерация, МПК А 61 Н 1/02, А 63 В 21/005, А 63 В 23/04. Тренажерный комплекс для механотерапии нижних конечностей / А.А. Волошкин, Л.А. Рыбак, В.С. Перевузник, Д.И. Малышев, А.В. Ноздрачева, В.В. Черкасов; заявитель и патентообладатель БГТУ им. В.Г. Шухова. – № 2023104424; заявл. 28.02.2023; опубл. 29.08.2023, Бюл. № 25

28. Письменная Е.В., Петрушанская К.А., Котов С.В., Аведиков Г.Е., Митрофанов И.Е., Толстов К.М., Ефаров В.А. Клинико-биомеханическое обоснование применения экзоскелета «ЭкзоАтлет» при ходьбе больных с последствиями ишемического инсульта / Е.В. Письменная, К.А. Петрушанская, С.В. Котов, Г.Е. Аведиков, И.Е. Митрофанов, К.М. Толстов, В.А. Ефаров // Российский журнал биомеханики. - 2019. - Т. 23. - № 2. - С. 204-230.

29. Плясунов А.В. Параллельная сложность. Теория и приложения / А.В. Плясунов // Методы оптимизации и их приложения. - 2008. - С. 147-158.

30. Подиновский В.В. Интервальные оценки важности критериев в многокритериальной оптимизации // Информационные технологии моделирования и управления. - 2006. - № 8: 33. - С. 975 – 979

31. Подиновский В.В. Парето-оптимальные решения многокритериальных задач / В.В. Подиновский, В.Д. Ногин. - М.: Физматлит, 2007. – 250 с.

32. Рыбак Л.А., Малышев Д.И., Гапоненко Е.В., Перевузник В.С., Волошкин А.А. Оптимизация параметров ПИД-регулятора системы управления динамической платформы подвижности на базе гексапода для тренажерных комплексов / Л.А. Рыбак, Д.И. Малышев, Е.В. Гапоненко, В.С. Перевузник, А.А. Волошкин // Вестник Национального исследовательского ядерного университета "МИФИ". - 2022. - Т. 11. - № 3. - С. 254-259.

33. Самородская И.В., Зайратьянц О.В., Перхов В.И., Андреев Е.М., Вайсман Д.Ш. Динамика показателей смертности населения от острого нарушения мозгового кровообращения в России и США за 15-летний период / И.В. Самородская, О.В. Зайратьянц, В.И. Перхов, Е.М. Андреев, Д.Ш. Вайсман // Архив патологии. – 2018. - Т. 80, - № 2. - С. 30-37.

34. Селуянов В. Н. Масс-инерционные характеристики сегментов тела человека и их взаимосвязь с антропометрическими признаками: Автореф. ... канд. биол. наук. — М.: Изд-во Моск. ун-та, 1979. — 25 с.

35. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2022666742 Российская Федерация. Моделирование конструктивных параметров роботизированной платформы подвижности на основе виртуального прототипа и интерфейса Adams-Python: № 2022665899: заявлено 26.08.2022: опубликовано 06.09.2022 / И.А., Дуюн, Т.А. Дуюн, Л.А. Рыбак, А.В. Хуртасенко, Е.В. Гапоненко, Д.И. Малышев, В.С. Перевузник, А.А. Волошкин, В.В. Черкасов, Д.В. Гаврилов, К.В. Чуев; правообладатель БГТУ им. В.Г. Шухова. – Зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ.

36. Темирова А.Р., Сыздыков М.Б., Капаров Ш.Ф., Каирбекова Т.Е., Сарсенова Р.Е., Бекенова Л.Т. Ранняя реабилитация больных, перенесших острое нарушение мозгового кровообращения / А.Р. Темирова, М.Б. Сыздыков, Ш.Ф. Капаров, Т.Е. Каирбекова, Р.Е. Сарсенова, Л.Т. Бекенова // Наука и здравоохранение. - 2014. - №2

37. Тихоплав О.А., Иванова В.В., Гурьянова Е.А., Иванов И.Н. Эффективность роботизированной механотерапии комплекса «LokomatPro» у

пациентов, перенесших инсульт / О.А. Тихоплав, В.В. Иванова, Е.А. Гурьянова, И.Н. Иванов // Вестник восстановительной медицины. - 2019. - № 5. - С. 57 - 64.

38. Хачай М.Ю. Вопросы вычислительной сложности процедур обучения распознаванию в классе комитетных кусочно-линейных решающих правил / М.Ю. Хачай // Автоматика и телемеханика. - 2010. - № 3. - С. 178-189.

39. Хачай М.Ю., Поберий М.И. Вычислительная сложность и аппроксимируемость серии геометрических задач о покрытии / М.Ю. Хачай, М.И. Поберий // Тр. ИММ УрО РАН. - 2012. - Т. 18. - № 3. - С. 247-260.

40. Черникова Л.А., Демидова А.Е., Домашенко М.А. Эффект применения роботизированных устройств («Эриго» и «Локомат») в ранние сроки после ишемического инсульта / Л.А. Черникова, А.Е. Демидова, М.А. Домашенко // Журн. Вестник Восстановительной медицины. — 2008. — № 5. — С. 73- 75.

41. Allemand Y., Stauffer Y. Overground gait rehabilitation: first clinical investigation with the walktrainer / Y. Allemand, Y. Stauffer // Proceedings of the European Conference on Technically Assisted Rehabilitation (TAR '09) (14-15 March, 2009, Berlin, Germany). - 2009. – No. 3: CD006075

42. Anciferov S.I., Gaponenko E.V., Kuzmina V.S. Robotic system development using CAD/CAM/CAE of NX / S.I. Anciferov, E.V. Gaponenko, V.S. Kuzmina // Journal of Physics: Conference Series. - 2019. - P. 082001.

43. ASIMO. Innovations [Электронный ресурс] – Режим доступа: <https://asimo.honda.com/innovations/>

44. Asseldonk E., Simons C., Folkersman M. et al. Robot aided gait training according to the assist-as-needed principle in chronic stroke survivors / E. van Asseldonk, C. Simons, M. Folkersman et al. // Proceedings of the Annual Meeting of the Society for Neuroscience (17 - 21 Oct, 2009, Chicago, USA). - 2009.

45. Banala S.K., Agrawal S.K., Scholz J.P. Active Leg Exoskeleton (ALEX) for gait rehabilitation of motor-impaired patients / S.K. Banala, S.K. Agrawal, J.P. Scholz // Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (13-15 June, 2007, Noordwijk, Netherlands). – 2007. – P. 401–407.

46. Banala S.K., Kim S.H., Agrawal S.K., Scholz J.P. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX) / S.K. Banala, S.H. Kim, S.K. Agrawal, J.P. Scholz // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. – 2009. - V. 17. - No. 1. - P. 2–8.
47. Baunsgaard C.B., Vig Nissen U., Brust A.K., Frotzler A., Ribeill C., Kalke Y-B. et al. Exoskeleton gait training after spinal cord injury: An exploratory study on secondary health condition / C.B. Baunsgaard, U. Vig Nissen, A.K. Brust, A. Frotzler, C. Ribeill, Y-B. Kalke et al. // J Rehabil Med. - 2018. - V. 50. – No. 9. - P. 806-813.
48. Baunsgaard C.B., Vig Nissen U., Brust A.K., Frotzler A., Ribeill C., Kalke Y-B. Gait training after spinal cord injury: safety, feasibility and gait function following 8 weeks of training with the exoskeletons from Ekso Bionics / C.B. Baunsgaard, U. Vig Nissen, A.K. Brust, A. Frotzler, C. Ribeill, Y-B. Kalke // Spinal Cord. - 2018. - V. 56. - P. 106-116.
49. Behera L., Rybak L., Malyshev D., Gaponenko E. Determination of Workspaces and Intersections of Robot Links in a Multi-Robotic System for Trajectory Planning / L. Behera, L. Rybak, D. Malyshev, E. Gaponenko // Applied Sciences. - 2021. – V. 11. – No. 11:4961.
50. Belforte G., Gastaldi L., Sorli M. Pneumatic active gait orthosis / G. Belforte, L. Gastaldi, M. Sorli // Mechatronics. – 2001. - V. 11. - No. 3. - P. 301–323.
51. Beyl P., Damme M., Ham R., Versluys R., Vanderborght B., Lefeber D. An exoskeleton for gait rehabilitation: prototype design and control principle / P. Beyl, M. van Damme, R. van Ham, R. Versluys, B. Vanderborght, and D. Lefeber // Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, (ICRA '08) (19 - 23 May, 2008, Pasadena, Calif, USA). - 2008. - P. 2037–2042.
52. Birch N., Graham J., Priestley T., Heywood C., Sakel M., Gall A., Nunn A., Signal N. Results of the first interim analysis of the RAPPER: trial in patients with spinal cord injury: ambulation and functional exercise programs in the REX powered walking aid / N. Birch, J. Graham, T. Priestley, C. Heywood, M. Sakel, A. Gall, A. Nunn, N. Signal // J Neuroeng Rehabil. - 2017. - V. 14. - P 60-70.

53. Boian R., Bouzit M., Burdea G., Deutsch J. Dual Stewart platform mobility simulator / R. Boian, M. Bouzit, G. Burdea, J. Deutsch // Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEMBS '04) (28 June - 01 July, 2005, Chicago, IL, USA). – 2004. - V. 2. - P. 4848–4851.
54. Boian R., Lee C., Deutsch J., Burdea G., Lewis J. Virtual reality based system for ankle rehabilitation post stroke / R. Boian, C. Lee, J. Deutsch, G. Burdea, J. Lewis // Proceedings of the 1st International Workshop on Virtual Reality Rehabilitation (VRMHR '02) (November 2002, Lausanne, Switzerland). – 2002. - P. 77–86
55. Bouri M., Le Gall B., Clavel R. A new concept of parallel robot for rehabilitation and fitness: the Lambda / M. Bouri, B. Le Gall, R. Clavel // Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO '09) (19-23 December, 2009, Guilin, China). – 2009. - P. 2503–2508.
56. Bouri M., Stauffer Y., Schmitt C. The walktrainer: a robotic system for walking rehabilitation // Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO '06) (17 -20 December, 2006, Kunming, China). – 2006. - P. 1616–1621.
57. Burgess J.K., Weibel G.C., Brown D.A. Overground walking speed changes when subjected to body weight support conditions for nonimpaired and post stroke individuals / J.K. Burgess, G.C. Weibel, D.A. Brown // Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. -2010. - V. 7. -No. 1: 6.
58. Chen S., Wang Y., Li S., Wang G., Huang Y., Mao X. Lower limb rehabilitation robot / S. Chen, Y. Wang, S. Li, G. Wang, Y. Huang, X. Mao // Proceedings of the ASME/IFTOMM International Conference on Reconfigurable Mechanisms and Robots (ReMAR '09) (22-24 June, 2009, London, UK). - 2009. – P. 439–443
59. Colombo G., Joerg M., Schreier R., Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis / G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, V. Dietz // Journal of Rehabilitation Research and Development. -2000. – V. 37. - No. 6. - P. 693–700.
60. Cruciger O., Schildhauer T.A., Meindl R.C., Tegenthoff M., Schwenkreis P., Citak M. Impact of locomotion training with a neurologic controlled hybrid assistive limb (HAL) exoskeleton on neuropathic pain and health related quality of life (HRQoL) in

chronic SCI: a case study / O. Cruciger, T.A. Schildhauer, R.C. Meindl, M. Tegenthoff, P. Schwenkreis, M. Citak // *Disabil Rehabil Assist Technol.* - 2016. - V. 11. - P. 529-534.

61. Dai J.S., Zhao T., Nester C. Sprained ankle physiotherapy based mechanism synthesis and stiffness analysis of a robotic rehabilitation device / J.S. Dai, T. Zhao, C. Nester // *Autonomous Robots.* – 2004. - V. 16. - No. 2. - P. 207–218, 2004.

62. Daunoraviciene K., Adomaviciene A., Svirskis D., Griškevičius J., Juocevicius A. Necessity of early-stage verticalization in patients with brain and spinal cord injuries: Preliminary study / K. Daunoraviciene, A. Adomaviciene, D. Svirskis, J. Griškevičius, A. Juocevicius // *Technol Health Care.* - 2018. - V. 26. - No. S2. - P. 613-623.

63. Deb K. Multi-objective optimization using evolutionary algorithms / K. Deb. - North America: Wiley, 2001. – 536 p.

64. Deutsch J.E., Lewis J.A., Burdea G. Technical and patient performance using a virtual reality-integrated telerehabilitation system: preliminary finding / J.E. Deutsch, J. A. Lewis, G. Burdea // *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.* – 2007. - V. 15. - No. 1. - P. 30–35.

65. Díaz I., Gil J.J., Sánchez E. Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges / I. Díaz I., J.J. Gil, E. Sánchez // *Journal of Robotics.* – 2011. – V. 2011. – P. 1–11.

66. Ding Y., Sivak M., Weinberg B., Mavroidis C., Holden M.K. NUVABAT: northeastern university virtual ankle and balance trainer / Y. Ding, M. Sivak, B. Weinberg, C. Mavroidis, M.K. Holden // *Proceedings of the IEEE Haptics Symposium (HAPTICS '10)* (25 – 26 March, 2010, Waltham, Mass, USA). – 2010. - P. 509–514.

67. Dollar M.A., Herr H. Design of a Quasi Passive Knee Exoskeleton to Assist Running / M.A. Dollar, H. Herr // *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)* (22-26 September, 2008, Nice, France). – 2008. – P. 747–754.

68. Duyun T., Duyun I., Rybak L., Perevuznik V. Simulation of the structural and force parameters of a robotic platform using co-simulation / T. Duyun, I. Duyun, L. Rybak, V. Perevuznik // *Procedia Computer Science.* – 2022. – V. 213. – P. 720–727

69. Eiammanussakul T., Sangveraphunsiri V. A lower limb rehabilitation robot in sitting position with a review of training activities / T. Eiammanussakul, Sangveraphunsiri // *J Healthcare Eng.* – 2018. – V. 2018: 1927807.
70. Elite robots [Электронный ресурс] – Режим доступа: <http://www.yobotics.com>
71. Emken J.L., Harkema S.J., Beres-Jones J.A., Ferreira C.K., Reinkensmeyer D.J. Feasibility of manual teach-and-replay and continuous impedance shaping for robotic locomotor training following spinal cord injury / J.L. Emken, S.J. Harkema, J.A. Beres-Jones, C.K. Ferreira, D.J. Reinkensmeyer // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* – 2008. - V. 55. – No. 1. - P. 322–334. 88
72. Evtushenko Yu., Posypkin M., Turkin A., Rybak L. The non-uniform covering approach to manipulator workspace assessment / Yu. Evtushenko, M. Posypkin, A. Turkin, L. Rybak // *Proceedings of the 2017 IEEE Russia Section Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Conference (01-03 February, 2017, Petersburg and Moscow, Russia).* - 2017. - P. 386–389.
73. Ferris D.P., Gordon K.E., Sawicki G.S., Peethambaran A. An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control / D.P. Ferris, K.E. Gordon, G.S. Sawicki, A. Peethambaran // *Gait & Posture.* – 2006. - V. 23. - No. 4. – P. 425–428.
74. Ferris D.P., Sawicki G.S., Domingo A.R. Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation / D.P. Ferris, G.S. Sawicki, A.R. Domingo // *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation.* – 2005. - V. 11. - No. 2. - P. 34–49.
75. Freivogel S., Mehrholz J., Husak-Sotomayor T., Schmalohr D. Gait training with the newly developed “LokoHelp”-system is feasible for non-ambulatory patients after stroke, spinal cord and brain injury. A feasibility study / S. Freivogel, J. Mehrholz, T. Husak-Sotomayor, D. Schmalohr // *Brain Injury.* – 2008. - V. 22. – No. 7-8. – P. 625–632.
76. Freivogel S., Schmalohr D., Mehrholz J. Improved walking ability and reduced therapeutic stress with an electromechanical gait device / S. Freivogel, D.

Schmalohr, and J. Mehrholz // Journal of Rehabilitation Medicine. – 2009. - V. 41. - No. 9. - P. 734–739.

77. Gaponenko E.V., Anciferov S.I., Kholoshevskaya L.R., Kuzmina V.S. Method of designing robotic complexes with relative manipulation modules / E.V. Gaponenko, S.I. Anciferov, L.R. Kholoshevskaya, V.S. Kuzmina // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. – 2020. – V. 945. –No. 1: 012077

78. Gaponenko E.V., Anciferov S.I., Kuzmina V.S. Cable robot design method using the NX CAD/CAM/CAE system / E.V. Gaponenko, S.I. Anciferov, V.S. Kuzmina // IOP Conference Series: Materials Science and Engineering. – 2020. – V. 905. – No. 1: 012027

79. Gaponenko E.V., Malyshev D.I., Kuzmina V.S., Rybak L.A. Geometric Parameters Optimization of Cable-Driven Parallel Robot with a Movable Gripper / E.V. Gaponenko, D.I. Malyshev, V.S. Kuzmina, L.A. Rybak // Studies in Systems, Decision and Control. – 2021. - V. 342. – P. 61–71

80. Garcia-Gonzalo J. et al. A decision support system for a multi stakeholder's decision process in a Portuguese National Forest / J. Garcia-Gonzalo // Forest Systems. - 2013. - V. 22. - No. 2. - P. 359-373.

81. Ghosh B Chakraborty D. A new Pareto set generating method for multi-criteria optimization problems / B. Ghosh, D. Chakraborty // Operations Research Letters. - 2014. - V. 42. - No. 8. - P. 514-521.

82. Girone M., Burdea G., Bouzit M., Popescu V., Deutsch J.E. Stewart platform-based system for ankle telerehabilitation / M. Girone, G. Burdea, M. Bouzit, V. Popescu, J.E. Deutsch // Autonomous Robots. – 2001. - V. 10. - No. 2. - P. 203–212.

83. Goffer A. Gait-locomotor apparatus: пат. США № US7153242 B2; заявл. 24.05.2001; опубл. 26.12.2006, 30 с. [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <https://patents.google.com/patent/US7153242B2/en>

84. Gorgey A.S., Wade R., Sumrell R., Villadelgado L., Khalil R.E., Lavis T. Exoskeleton Training May Improve Level of Physical Activity After Spinal Cord Injury: A Case Series // Top Spinal Cord Inj Rehabil. - 2017. - V. 23. - P 245-255.

85. Gosselin C. Compact dynamic models for the Tripteron and Quadruperon parallel manipulators / C. Gosselin // Proc Inst Mech Eng Part I: J Syst Control Eng. – 2009. – V. 223. – No. 1. – P. 1-12.
86. Guo B., Han J., Li X. et al. Research and design of a new horizontal lower limb rehabilitation training robot / B. Guo, J. Han, X. Li et al. // Int J Adv Robot Syst. – 2016. – V. 13. – No. 1: 10.
87. Guzmán-Valdivia C., Blanco-Ortega A., Oliver-Salazar M. et al. HipBot—the design, development and control of a therapeutic robot for hip rehabilitation / C. Guzmán-Valdivia, A. Blanco-Ortega, M. Oliver-Salazar // Mechatronics. – 2015. – V. 30. – P. 55–64.
88. Hachisuka K. Robot-aided training in rehabilitation / K. Hachisuka // III. Brain Nerve -2010. – No. 2. - P.133-140.
89. Hesse S., Waldner A., Tomelleri C. Innovative gait robot for the repetitive practice of floor walking and stair climbing up and down in stroke patients / S. Hesse, A. Waldner, C. Tomelleri // J. Neuroeng. Rehabil. – 2010. - V. 7. - P. 30. 108
90. Hesse S., Werner C. Connecting research to the needs of patients and clinicians / S. Hesse, C. Werner // Brain Res. Bull. – 2009. - V. 78. -No. 1. - P. 26–34.
91. Hesse S., Werner C. Connecting research to the needs of patients and clinicians / S. Hesse, C. Werner // Brain Research Bulletin. – 2009. - V. 78. - No. 1. - P. 26–34.
92. Homma K., Fukuda O., Sugawara J. et al. A wire-driven leg rehabilitation system: development of a 4-DOF experimental system / K. Homma, O. Fukuda, J. Sugawara et al. // Proceedings of the 2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2003) (20–24 July 2003, Kobe, Japan). – 2003. – V. 2. - P. 908–913.
93. Homma K., Sugawara J., Nagata Y., Usuba M. A wire-driven leg rehabilitation system: development of a 4-dof experimental system / K. Homma, O. Fukuda, J. Sugawara, Y. Nagata, M. Usuba // Proceedings of the International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (IEEE/ASME '03) (20 – 24 July 2003, Piscataway, NJ, USA). – 2003. - V. 2. - P. 908–913.

94. Homma K., Usuba M. Development of ankle dorsiflexion/plantarflexion exercise device with passive mechanical joint / K. Homma, M. Usuba // Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR '07) (13- 15 June, 2007, Noordwijk, Netherlands). – 2007. - P. 292–297.
95. Ivlev V.I., Bozrov V.M., Misyurin S.Y. et al. Parameterization of an air motor based on multiobjective optimization and decision support / V.I. Ivlev, V.M. Bozrov, S.Y. Misyurin et al. // J. Mach. Manuf. Reliab. – 2013. – V. 42. – P. 353–358.
96. Saglia J.A., Tsagarakis N.G., Dai J.S., Caldwell D.G. A high-performance redundantly actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation / J.A. Saglia, N.G. Tsagarakis, J.S. Dai, D.G. Caldwell // International Journal of Robotics Research. – 2009. - V. 28. - No. 9. – P. 1216–1227.
97. Kawamoto H., Hayashi T., Sakurai T., Eguchi K., Sankai Y. Development of single leg version of HAL for hemiplegia / H. Kawamoto, T. Hayashi, T. Sakurai, K. Eguchi, Y. Sankai // Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC '09) (3 – 6 September 2009, Minneapolis, Minn, USA). – 2009. - P. 5038–5043.
98. Kawamoto H., Sankai Y. Power assist system hal-3 for gait disorder person / H. Kawamoto, Y. Sankai // Computers Helping People with Special Needs. - 2002. – P. 196–203.
99. Khalapyan S.Y., Rybak L.A., Kuzmina, V.S., Ignatov A.D., Popov M.V. The study of the accuracy of the robot movement along a given path considering the workspace boundaries, velocity and inertial properties of the drive / S.Y. Khalapyan, L.A. Rybak, V.S. Kuzmina, A.D. Ignatov, M.V. Popov // Journal of Physics: Conference Series. – 2020. – V. 1582. – No. 1: 012074
100. Khalilpour S., Loloie A., Taghirad H., Masouleh M. Feasible kinematic sensitivity in cable robots based on interval analysis / S. Khalilpour, A. Loloie, H. Taghirad, M. Masouleh // Cable-Driven Parallel Robots. - 2013. - V. 12. - P. 233–249.
101. Khanna I., Roy A., Rodgers M.M., Krebs H.I., MacKo R.M., Forrester L.W. Effects of unilateral robotic limb loading on gait characteristics in subjects with chronic

stroke / I. Khanna, A. Roy, M.M. Rodgers, H.I. Krebs, R.M. MacKo, L.W. Forrester // Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. – 2010. - V. 7. - No. 1: 23.

102. Ki Yeun Nam., Hyun Jung Kim., Bum Sun Kwon., Jin-Woo Park., Ho Jun Lee. AeriYoo Robot-assisted gait training (Lokomat) improves walking function and activity in people with spinal cord injury: a systematic review / Ki Yeun Nam., Hyun Jung Kim., Bum Sun Kwon., Jin-Woo Park., Ho Jun Lee // Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. - 2017. - V. 14. - P. 24.

103. Kikuchi T., Oda K., Furusho J. Leg-robot for demonstration of spastic movements of brain-injured patients with compact magnetorheological fluid clutch / T. Kikuchi, K. Oda, J. Furusho // Advanced Robotics. – 2010. – V. 24. - No. 16. - P. 671–686.

104. Kong X., Gosselin C.M. Type synthesis of parallel mechanisms / X. Kong, C. Gosselin. - Berlin: Springer. - 2007. – V. 33.

105. Krebs H.I., Dipietro L., Levy-Tzedek S. et al. A paradigm shift for rehabilitation robotics / H.I. Krebs, L. Dipietro, S. Levy-Tzedek et al. // IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. – 2008. - V. 27. No. 4. - P. 61–70.

106. Kuzmina V.S., Malyshev D.I., Gaponenko E.V., Khalapyan S.Y., Rybak L.A. Investigation of possible paths to implement the planar 3RPR robot movement along a predetermined trajectory / V.S. Kuzmina, D.I. Malyshev, E.V. Gaponenko, S.Y. Khalapyan, L.A. Rybak // Journal of Physics: Conference Series. – 2020. – V. 1661. – No. 1: 012117

107. Lewis G.N. Modulations in corticomotor excitability during passive Upper-limb movement: Is there a cortical influence / G.N. Lewis // Brain. Res. - 2002. - V. 943. - No. 2. - P. 263-275.

108. Lin C.C.K., Ju M.S., Chen S.M., Pan B.W. A specialized robot for ankle rehabilitation and evaluation / C.C.K. Lin, M.S. Ju, S.M. Chen, B.W. Pan // Journal of Medical and Biological Engineering. – 2008. - V. 28. - No. 2. - P. 79–86.

109. Maier I.C., Haller E.B., Beer S.M., Borggraefe I., Campen K., Luft A.R., Manoglou D., Meyer-Heim A., Schuler T., Wirz M. Transfer of technology into clinical application / I.C. Maier, E.B. de Haller, S.M. Beer, I. Borggraefe, K. Campen, A.R. Luft,

D. Manoglou, A. Meyer-Heim, T. Schuler, M. Wirz // Neurorehabilitation Technology. - 2012. – P. 303–323.

110. Malyshev D., Cherkasov V., Rybak L., Diveev A. Synthesis of Trajectory Planning Algorithms Using Evolutionary Optimization Algorithms / D. Malyshev, V. Cherkasov, L. Rybak, A. Diveev // Communications in Computer and Information Science. - 2023. –V. 1739. – P. 153-167.

111. Malyshev D., Mohan S., Rybak L., Rashoyan G., Nozdracheva A. Determination of the Geometric Parameters of a Parallel-Serial Rehabilitation Robot Based on Clinical Data / D. Malyshev, S. Mohan, L. Rybak, G. Rashoyan, A. Nozdracheva // ROMANSY 23 - Robot Design, Dynamics and Control. - 2021. - V. 601. - P. 556-566

112. Malyshev D., Rybak L., Mohan S., Cherkasov V., Pisarenko A. The Method of Optimal Geometric Parameters Synthesis of Two Mechanisms in the Rehabilitation System on Account of Relative Position // Communications in Computer and Information Science. 2021. V. 1514 CCIS. P. 230–245

113. Martinez A., Nguyen D., Bailey E., Doyle-Green D., Hauser H., Handrakis J., Knezevic S., Marett C., Weinman J., and all. Multimodal cortical and subcortical exercise compared with treadmill training for spinal cord injury // PLOS ONE. 2018. V. 13.

114. Meng W., Liu Q., Zhou Z. et al. Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation / W. Meng, Q. Liu, Z. Zhou et al. // Mechatronics. – 2015. – V. 31. – P. 132-145.

115. Merlet J.-P. Determination of 6D workspaces of Gough-type parallel manipulator and comparison between different geometries / J.-P. Merlet // Int. J. Rob. Res. - 1999. - V. 18. - No. 9. - P. 902–916.

116. Merlet J.-P. Interval Analysis and Robotics / J.-P. Merlet // Tracts in Advanced Robotics. - 2010. - V. 66. - P. 147-156

117. Metrailler P. et al. Closed loop electrical muscle stimulation in spinal cord injured Rehabilitation / P. Metrailler et al. // Paper accepted at the 6th Mediterranean Forum of PRM (18–21 October, 2006, Villamura, Portugal). - 2006.

118. Ming Lim F., Foong R., Yu H. A Supine gait training device for stroke rehabilitation / F. Ming Lim, R. Foong, H. Yu // J Med Device. – 2014. – V. 8. – No. 2: 020927.

119. Misyurin S, Kreynin G, Nelyubin A, Nosova N. Multicriteria Optimization of a Dynamic System by Methods of the Theories of Similarity and Criteria Importance / S. Misyurin, G. Kreynin, A. Nelyubin, N. Nosova // Mathematics. 2021. – V. 9. – No. 22:2854

120. Misyurin S.Y., Nelyubin A.P., Kreinin G.V., Nosova N.Y. Multicriteria Optimization of a Hydraulic Lifting Manipulator by the Methods of Criteria Importance Theory / S.Y. Misyurin, A.P. Nelyubin, G.V. Kreinin, N.Y. Nosova // Biologically Inspired Cognitive Architectures 2021. – 2022. – V. 288–296

121. Misyurin S.Y., Nelyubin A.P., Potapov M.A. Designing Robotic Groups Under Incomplete Information About the Dominance of Many Goals / S.Y. Misyurin, A.P. Nelyubin, M.A. Potapov // Advanced Technologies in Robotics and Intelligent Systems. – 2020. – P. 267-273.

122. Misyurin S.Y., Nelyubin A.P., Potapov M.A. Multicriteria Approach to Control a Population of Robots to Find the Best Solutions / S.Y. Misyurin, A.P. Nelyubin, M.A. Potapov // Biologically Inspired Cognitive Architectures 2019. – 2019. – P. 358–363

123. Mohan S., Mohanta J., Kurtenbach S. et al. Design, development and control of a 2PRP-2PPR planar parallel manipulator for lower limb rehabilitation therapies / S. Mohan, J. Mohanta, S. Kurtenbach et al. // Mech Mach Theory. – 2017. – V. 112. – P. 272–294.

124. Mohanta J.K., Mohan S., Wenger P. et al. A new sitting-type lower-limb rehabilitation robot based on a spatial parallel kinematic machine / J.K. Mohanta, S. Mohan, P. Wenger et al. // Mechanism and Machine Science. – 2021. – P. 761–771

125. Nelyubin A.P., Podinovski V.V. Optimization methods in multi-criteria decision making analysis with interval information on the importance of criteria and values of scale gradations / A.P. Nelyubin, V.V. Podinovski // Autom. Doc. Math. Linguist. – 2011. – V. 45. – P. 202–210

126. Neri F., Cotta C., Moscato P. Handbook of memetic algorithms / F. Neri, C. Cotta, P. Moscato. – Berlin: Springer, - 2011. - 370 p.
127. Nikitzuk J., Weinberg B., Canavan P.K., Mavroidis C. Active knee rehabilitation orthotic device with variable damping characteristics implemented via an electrorheological fluid / J. Nikitzuk, B. Weinberg, P. K. Canavan, C. Mavroidis // IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. - 2010. – V. 15. - No. 6. – P. 952–960.
128. Olinski M., Gronowicz A., Handke A. et al. Design and characterization of a novel knee articulation mechanism / M. Olinski, A. Gronowicz, A. Handke et al. // Int J Appl Mech Eng. – 2016. – V. 21. – No. 3. – P. 611-622.
129. Onogi K., Kondo I., Saitoh E., Kato M., Oyobe T. Comparison of the effects of sliding-type and hinge-type joints of knee-ankle-foot orthoses on temporal gait parameters in patients with paraplegia / K. Onogi, I. Kondo, E. Saitoh, M. Kato, T. Oyobe // Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science. – 2010. - V. 1. - P. 1-6.
130. Padmavathi J., Sailaxmi G., Kumar T. Systematic Review on End-Users' Perception of Facilitators and Barriers in Accessing Tele-Rehabilitation Services // Journal of Psychosocial Rehabilitation and Mental Health. 2023. V. 10(3). P. 1-12.
131. Pervuznik V.S., Cherednikov I.I., Malyshev D.I. Simulating cable tension in robotic systems for various conditions of upper and lower extremity rehabilitation / V.S. Pervuznik, I.I. Cherednikov, D.I. Malyshev // Journal of Physics: Conference Series. – 2022. – V. 2176. – No.1: 012031
132. Peshkin M., Brown D.A., Santos-Munne J.J. et al. KineAssist: a robotic overground gait and balance training device / M. Peshkin, D.A. Brown, J.J. Santos-Munne et al. // Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR '05) (28 June – 1 July, 2005, Chicago, USA). – 2005. - p. 241–246.
133. Peurala S.H., Airaksinen O., Huuskonen P. et al. Effects of intensive therapy using gait trainer or floor walking exercises early after stroke / S.H. Peurala, O. Airaksinen, P. Huuskonen et al. // Journal of Rehabilitation Medicine. – 2009. – V. 41. - No. 3. - P. 166–173. 167
134. Pietrusinski M., Cajigas I., Mizikacioglu Y., Goldsmith M., Bonato P., Mavroidis C. Gait rehabilitation therapy using robot generated force fields applied at the

pelvis / M. Pietrusinski, I. Cajigas, Y. Mizikacioglu, M. Goldsmith, P. Bonato, and C. Mavroidis // Proceedings of the IEEE Haptics Symposium, (HAPTICS '10) (25-26 March, 2010, Waltham, Mass, USA). - 2010. - P. 401–407

135. Pisarenko A., Malyshev D., Rybak L., Perevuznik V. Application of Recursive Algorithms for Optimization and Approximation of Workspace of Parallel Robots / A. Pisarenko, D. Malyshev, L. Rybak, V. Perevuznik // Communications in Computer and Information Science. - 2023. – V. 1913. – P. 256-267.

136. Pisinger D., Ropke S. A general heuristic for vehicle routing problems / D. Pisinger, S. Ropke // Computers & operations research. - 2007. - V. 34. - No. 8. - P. 2403-2435.

137. Podinovskiy V.V. Sensitivity analysis for choice problems with partial preference relations / V.V. Podinovskiy // European Journal of Operational Research. - 2012. - V. 221. - No. 1. - P. 198-204

138. Pratt J.E., Collins S.H., Krupp B.T., Morse C.J. “The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking / J.E. Pratt, S.H. Collins, B.T. Krupp, C.J. Morse // Proceeding of the IEEE International Conference on Robotics & Automation (26 April 2004 - 01 May, 2004, New Orleans, LA). - 2004. - P. 2430-2435.

139. Reinkensmeyer D., Wynne J., Harkema S. A robotic tool for studying locomotor adaptation and rehabilitation / D. Reinkensmeyer, J. Wynne, S. Harkema // Proceedings of the 2nd Joint Meeting of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society and the Biomedical Engineering Society. – 2002. - V. 3. – P. 2013–2353.

140. Reinkensmeyer D.J., Aoyagi D., Emken J.L. et al. Tools for understanding and optimizing robotic gait training / D.J. Reinkensmeyer, D. Aoyagi, J.L. Emken et al // Journal of Rehabilitation Research and Development. – 2006. - V. 43. - No. 5. – P. 657–670.

141. Roy A., Krebs H.I., Patterson S.L. et al. Measurement of human ankle stiffness using the anklebot / A. Roy, H. I. Krebs, S.L. Patterson et al. // in Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR '07) (13-15 June, 2007, Noordwijk, Netherlands). – 2007. - P. 356–363.

142. Ruthenberg B.J., Wasylewski N.A., Beard J.E. An experimental device for investigating the force and power requirements of a powered gait orthosis / B.J. Ruthenberg, N.A. Wasylewski, J.E. Beard // *Journal of Rehabilitation Research and Development*. – 1997. - V. 34. - No. 2. - P. 203–213.

143. Rybak L., Gaponenko E., Kuzmina V. Synthesis of optimal discrete controller for robotic vibroprotective system control / L. Rybak, E. Gaponenko, V. Kuzmina // *CEUR Workshop Proceedings*. - 2017. – P. 489-496.

144. Rybak L.A., Khurtasenko A.V., Pervuznik V.S., Chuev K.V., Malyshev D.I. Optimization of the Design Parameters of a 6-DOF Mobility Platform / L.A. Rybak, A.V. Khurtasenko, V.S. Pervuznik, K.V. Chuev, D.I. Malyshev // *Mechanisms and Machine Science*. – 2023. – V. 134 MMS. –P. 115–124

145. Sankai Y. HAL: Hybrid Assistive Limb based on Cybernetics / Y. Sankai // *Global COE Cybernetics, System and Information Engineering*. – 2010. - P. 25-34.

146. Sawicki G.S., Ferris D.P. A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (kafo) with myoelectric activation and inhibition / G.S. Sawicki, D.P // *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. – 2009. - V. 6. – P. 23.

147. Schmidt H. Hapticwalker—a novel haptic device for walking simulation / H. Schmidt // *Proceedings of the EuroHaptics Conference (5-7 June, 2004, Munich, Germany)*. – 2004. - P. 60–67. 182

148. Schmitt C., Métrailler P., Al-Khodairy A. et al. The motion maker: a rehabilitation system combining an orthosis with closed-loop electrical muscle stimulation / C. Schmitt, P. Métrailler, A. Al-Khodairy et al. // *Proceedings of the 9th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation (6 - 9 September, 2004, Vienna, Austria)*. – 2004. – P. 117–120.

149. Seo K.H., Lee J.J. The development of two mobile gait rehabilitation systems / K.H. Seo, J.J. Lee // *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. – 2009. - V. 17. -No. 2. - P. 156–166.

150. Solopova I.A. et al. Assisted leg displacements and progressive loading by a tilt table combined with FES promote gait recovery in acute stroke / I.A. Solopova et al. // *Neurorehabilitation*. – 2011. – V. 29. – No. 1. – P. 67-77.

151. Spendley W., Hext G.R., Himsworth F.R. Sequential Application of Simplex Designs in Optimisation and Evolutionary Operation / W. Spendley, G.R. Hext, F.R. Himsworth // *Technometrics*. - 1962. - V. 4. - No. 4. - P. 441-461

152. Stampacchia G., Rustici A., Bigazzi S., Gerini A., Tombini T., Mazzoleni S. Walking with a powered robotic exoskeleton: Subjective experience, spasticity and pain in spinal cord injured persons // *NeuroRehabilitation*. - 2016. - V. 39. - P. 277-283.

153. Statnikov R., Bordetsky A., Matusov J., Sobol' I., Statnikov A. Definition of the feasible solution set in multicriteria optimization problems with continuous, discrete, and mixed design variables / R. Statnikov, A. Bordetsky, J. Matusov, I. Sobol', A. Statnikov // *Nonlinear Analysis*. - 2009. - V. 71. – No. 12. - P. e109-e117.

154. Statnikov R., Matusov J., Statnikov A. Multicriteria Engineering Optimization Problems: Statement, Solution and Applications / R. Statnikov, J. Matusov, A. Statnikov // *Journal of Optimization Theory and Applications*. – 2012. – V. 155. – No. 2. – P. 355–375

155. Stinear J.W. Disinhibition in the human motor cortex is enhanced by synchronous upper limb movements / J.W. Stinear // *J. Physiol.* - 2002. - V. 543. - P. 307-316.

156. Sui P., Yao L., Lin Z., Yan H., Dai J.S. Analysis and synthesis of ankle motion and rehabilitation robots / P. Sui, L. Yao, Z. Lin, H. Yan, J.S. Dai // *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO '09)* (19 – 23 December, 2009, Guilin, China). – 2009. - P. 2533–2538.

157. Surdilovic D., Bernhardt R. STRING-MAN: a new wire robot for gait rehabilitation / D. Surdilovic, R. Bernhardt // *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*. - 2004. - V. 2. - P. 2031–2036.

158. Suzuki K., Kawamura Y., Hayashi T., Sakurai T., Hasegawa Y., Sankai Y. Intention-based walking support for paraplegia patient / K. Suzuki, Y. Kawamura, T. Hayashi, T. Sakurai, Y. Hasegawa, Y. Sankai // *Proceedings of the International Conference on Systems, Man and Cybernetics* (12 October, 2005, Hawaii, USA). – 2005. - V. 3. - P. 2707–2713.

159. Tanvir T., Tomonori O., Arfan A., Nahid R., and all. Hypertension and lifetime risk of stroke // *Journal of hypertension*. 2015. V. 34.
160. Thomas M.J., Mohan S., Pervuznik V., Rybak L. Simulation-Based Comparative Study and Selection of Real-Time Controller for 3-PRRR Cartesian Parallel Manipulator / M.J. Thomas, S. Mohan, V. Pervuznik, L. Rybak // *Mechanisms and Machine Science*. – 2023. – V. 124 MMS. – P. 138–151
161. Tomelleri C., Waldner A., Werner C., Hesse S., Adaptive locomotor training on an end-effector gait robot: evaluation of the ground reaction forces in different training conditions / C. Tomelleri, A. Waldner, C. Werner, S. Hesse // *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR 2011)* (29 June - 1 July 2011, Zurich, Switzerland). – 2011. - P. 1–5.
162. Torrisi M., & Maggio M., De Cola M., & Zichittella C., Carmela C., Porcari B., Rosa G., De Luca R., Naro A., Calabrò R., Beyond motor recovery after stroke: The role of hand robotic rehabilitation plus virtual reality in improving cognitive function // *Journal of Clinical Neuroscience*. 2021. V. 92. P. 11-16.
163. Tsoi Y.H., Xie S.Q. Impedance control of ankle rehabilitation robot / Y.H. Tsoi S.Q. Xie // *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, (ROBIO '08)* (22 – 25 February 2009, Bangkok, Thailand). - 2009. - P. 840–845.
164. Vaida C., Birlescu I., Pisla A., Carbone G. et al. RAISE - An Innovative Parallel Robotic System for Lower Limb Rehabilitation / C. Vaida, I. Birlescu, A. Pisla, G. Carbone et al. // *New Trends in Medical and Service Robotics*. – 2019. - P. 293–302.
165. Van de Crommert H.W., Mulder T., Duysens J. Neural control of locomotion: sensory control of the central pattern generator and its relation to treadmill training / H.W. Van de Crommert, T. Mulder, J. Duysens // *Gait Posture*. - 1998. - V.7. - No. 3. - P. 251–263.
166. Vashisht N., Puliyeel J. Polio programme: let us declare victory and move on / N. Vashisht, J. Puliyeel // *Indian Journal of Medical Ethics*. - 2012. - V. 9. - No. 2. - P. 114-117.

167. Vashisht N., Puliye J. Polio programme: let us declare victory and move on // *Indian Journal of Medical Ethics*. 2012. V. 9. No. 2. P. 114-117. 2,3,7(208)

168. Veneman J.F., Kruidhof R., Hekman E.E.G., Ekkelenkamp R., Van Asseldonk E.H.F., Van Der Kooij H. Design and evaluation of the Lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation / J.F. Veneman, R. Kruidhof, E.E.G. Hekman, R. Ekkelenkamp, E.H.F. Van Asseldonk, H. Van Der Kooij // *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. - 2007. - V. 15. - No. 3. - P. 379–386.

169. Vennila K., Matthew K., Mirbagheri M.M. Robotic-assisted locomotor training enhances ankle performance in adults with incomplete spinal cord injury // *Journal of rehabilitation medicine*. 2016.V. 48. P. 781–786.

170. Voloshkin A., Gaponenko E., Rybak L., Pervuznik V. Comparison of Methods of Finite Element Analysis in the Design of Mobile Robot Modules / A. Voloshkin, E. Gaponenko, L. Rybak, V. Pervuznik // *Mechanisms and Machine Science*. – 2023. – V. 124 MMS. – P. 254–263

171. Wernig A., Muller S., Nanassy A., Cagol E. Laufband therapy based on “rules of spinal locomotion” is effective in spinal cord injured persons / A. Wernig, S. Muller, A. Nanassy, E. Cagol // *European Journal of Neuroscience*. – 1995. - V. 7. - No. 4. – P. 823–829.

172. West G.R. Powered gait orthosis and method of utilizing same: пат. США № US6689075 B2; заявл. 27.08.2007; опубл. 10.02.2004, 23 с. [Электронный ресурс]. - Режим доступа: <https://patents.google.com/patent/US6689075B2/en> 216

173. Westlake K.P., Patten C. Pilot study of Lokomat versus manual-assisted treadmill training for locomotor recovery post-stroke / K.P. Westlake, C. Patten // *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. – 2009. – V. 6. - No. 1:18. 217

174. Woo L., Freudenstein F. Application of Line Geometry to Theoretical Kinematics and the Kinematic Analysis of Mechanical Systems / L. Woo, F. Freudenstein // *Journal of Mechanisms*. – 1970. – V. 5. – No. 3. – P. 417-460.

175. Yano H., Tamefusa S., Tanaka N., Saitou H., Iwata H Gait rehabilitation system for stair climbing and descending / H. Yano, S. Tamefusa, N. Tanaka, H. Saitou,

H. Iwata // Proceedings of the IEEE Haptics Symposium (HAPTICS '10) (25-26 March, 2010, Waltham, Mass, USA). - 2010. - P. 393–400

176. Yatsuya K., Hirano S., Saitoh E., Tanabe S., Tanaka H., Eguchi M., Kagaya H. Comparison of energy efficiency between Wearable Power-Assist Locomotor (WPAL) and two types of knee-ankle-foot orthoses with a medial single hip joint (MSH-KAFO) / K. Yatsuya, S. Hirano, E. Saitoh, S. Tanabe, H. Tanaka, M. Eguchi, H. Kagaya // The Journal of Spinal Cord Medicine. – 2016. – V. 41. –No. 1. – P. 48–54.

177. Yoon J., Novandy B., Yoon C.H., Park K.J. A 6-DOF gait rehabilitation robot with upper and lower limb connections that allows walking velocity updates on various terrains / J. Yoon, B. Novandy, C. H. Yoon, K. J. Park // IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. – 2010. - V. 15. - No. 2. – P. 201–215.

178. Yoon J., Ryu J. A novel reconfigurable ankle/foot rehabilitation robot / J. Yoon, J. Ryu // Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA '05) (18 – 22 April, 2005, Barcelona, Span). – 2005. - P. 2290–2295.

ПРИЛОЖЕНИЕ 1

Фрагмент программы для оптимизации параметров гибридной робототехнической системы

```

#include "WS_processing.h"
#include "genetic_algorithm.h"

enum PlatformForms{
    box,
    rightTriangle
};

struct GeomParamsType{
    vector<vector<Eigen::Vector2i>> linksSize = vector<vector<Eigen::Vector2i>> (2,vector<Eigen::Vector2i> (3,{-1,-1}));
    vector<vector<Eigen::Vector2i>> guidePosition = {{{-1,-1},{-1,-1},{-1,-1}},
    {{-1,-1},{-1,-1},{-1,-1}}};
    Eigen::Vector3i platformSize = {-1,-1,-1};vector<Eigen::Vector3i> linksConfig = {{-1,-1,-1},{-1,-1,-1}};
    vector<Eigen::Vector3i> linksAndPlatformConnection = {{-1,-1,-1},{-1,-1,-1}};
};

struct tripteronGeomParams{
    vector<vector<Eigen::Vector2d>> linksSize = vector<vector<Eigen::Vector2d>> (2,vector<Eigen::Vector2d> (3,{600,600}));
    vector<vector<Eigen::Vector2d>> guidePosition = vector<vector<Eigen::Vector2d>> (2,vector<Eigen::Vector2d> (3,{0,0}));
    Eigen::Vector4d legLengths;
    Eigen::Vector3d legDiameters;
    Eigen::Vector3d platformSize;
    vector<Eigen::Vector3d> linksConfig=vector<Eigen::Vector3d> {{0,0,0},{0,0,0}};
    vector<Eigen::Vector3d> linksAndPlatformConnection=vector<Eigen::Vector3d>{{0,0,0},{0,0,0}};
    double dLinks;
    bool isLegUnderPlatform = false;
    PlatformForms platformForm = PlatformForms::rightTriangle;
};

struct tripteronSimParams{
    bool isShow = false;
    vector<vector<Eigen::Vector4d>> anglesArray;
    bool onlyUpperSide = false;
    GeomParamsType geomParamsType;
    double linksLenghtSum;
};

template<typename GeomParamsStruct, typename simParamsStruct>
class tripteronGeometryClass:public mechanismGeometryWithInitPointsAndParameters<GeomParamsStruct, simParamsStruct>{

public:
    tripteronGeometryClass(){}

    tripteronGeometryClass(simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams,simParamsStruct> &simAndGeomParametersInput){
        this->simAndGeomParameters = simAndGeomParametersInput;
        setGeometry();
        setLinksAndPrismsAndRadii();
    }

private:
    void setGeometry(){
        this->vec_points_init.resize(2);
        for (unsigned short legCounter = 0; legCounter<2; legCounter++){
            this->vec_points_init[legCounter].resize(18);
            this->vec_points_init[legCounter][9] = {(-1+2*legCounter)*this->simAndGeomParameters.geomParams.legLengths[0],0,0};
            this->vec_points_init[legCounter][0] = {this->simAndGeomParameters.geomParams.guidePosition[legCounter][0][0],0,this-
            >simAndGeomParameters.geomParams.guidePosition[legCounter][0][1]};
            this->vec_points_init[legCounter][1] = {0,this->simAndGeomParameters.geomParams.guidePosition[legCounter][1][0],this-
            >simAndGeomParameters.geomParams.guidePosition[legCounter][1][1]};
            this->vec_points_init[legCounter][2] = {this->simAndGeomParameters.geomParams.guidePosition[legCounter][2][0],this-
            >simAndGeomParameters.geomParams.guidePosition[legCounter][2][1],0};
        }
    }
};

```

```

    }
};

void setLinksAndPrismsAndRadii(){
    this->radiiOfLinks = vector<double> (20,this->simAndGeomParameters.geomParams.dLinks/2);
    this->angle_lim = 10 * M_PI/180;
    for (unsigned short legCounter = 0; legCounter<2; legCounter++){
        for (unsigned short chainAndLegJointsCounter = 0; chainAndLegJointsCounter<3; chainAndLegJointsCounter++){
            {
                this->links.push_back(Eigen::Matrix2Xi {{legCounter,chainAndLegJointsCounter},{legCounter,3+chainAndLegJointsCounter}});
                this->links.push_back(Eigen::Matrix2Xi
                {{legCounter,3+chainAndLegJointsCounter},{legCounter,6+chainAndLegJointsCounter}});
                this->links.push_back(Eigen::Matrix2Xi
                {{legCounter,9+chainAndLegJointsCounter},{legCounter,10+chainAndLegJointsCounter}});
                this->radiiOfLinks[legCounter*9+chainAndLegJointsCounter*3+2] = this-
                >simAndGeomParameters.geomParams.legDiameters[chainAndLegJointsCounter]/2;
            }
            mechanismGeometry::trianglePrismInMechanism platformHalf;
            platformHalf.height = this->simAndGeomParameters.geomParams.platformSize[2]/2;
            if (this->simAndGeomParameters.geomParams.platformForm==PlatformForms::box){
                platformHalf.basePoints[0] = {legCounter,13};platformHalf.basePoints[1] = {legCounter,14};
                platformHalf.basePoints[2] = {legCounter,15};
                platformHalf.otherPoints.push_back({legCounter,6});platformHalf.otherPoints.push_back({legCounter,7});
                platformHalf.otherPoints.push_back({legCounter,8});platformHalf.otherPoints.push_back({legCounter,11});
                platformHalf.otherPoints.push_back({legCounter,17});this->prisms.push_back(platformHalf);
                platformHalf.basePoints[1] = {legCounter,16};this->prisms.push_back(platformHalf);
            }
            else{
                platformHalf.basePoints[0] = {legCounter,6};platformHalf.basePoints[1] = {legCounter,7};
                platformHalf.basePoints[2] = {legCounter,13};
                platformHalf.otherPoints.push_back({legCounter,8});platformHalf.otherPoints.push_back({legCounter,11});
                platformHalf.otherPoints.push_back({legCounter,17});this->prisms.push_back(platformHalf);
            }
        }

        for (unsigned short legCounter = 0; legCounter<2; legCounter++){
            this->links.push_back(Eigen::Matrix2Xi {{legCounter,11},{legCounter,17}});
        }
    }
};

template<typename GeomParamsStruct, typename simParamsStruct>
class tripteronPosition:public mechanismPosition<tripteronGeometryClass<GeomParamsStruct,simParamsStruct>>{

public:
    bool isPosAchievable = true;
    //vec_points_current[0] - точки L, B - 0,1,2, C - 3,4,5, D - 6,7,8, Ортез 9,10,11(центр голеностопного сустава),12, Платформа
    13,14,15,16 vec_points_current[1] - точки R
    vector<vector<Eigen::Vector3d>> MovingPlatformPoints;

    tripteronPosition(tripteronGeometryClass<GeomParamsStruct,simParamsStruct> InputGeometry, vector<Eigen::Vector3d>
    centerOfMovingPlatformInput, vector<double> angleInAnkleJointRad){
        this->Geometry = InputGeometry;this->vec_points_current = InputGeometry.vec_points_init;
        calcOrthosisPoints(centerOfMovingPlatformInput, angleInAnkleJointRad);calcManipulatorPoints();
    }
    tripteronPosition(tripteronGeometryClass<GeomParamsStruct,simParamsStruct> InputGeometry, vector<Eigen::Vector4d>
    anglesInLegJointsRad){
        this->Geometry = InputGeometry;
        this->vec_points_current = InputGeometry.vec_points_init;
        calcOrthosisPoints(anglesInLegJointsRad);
        calcManipulatorPoints();
    }
private:
    vector<Eigen::Vector3i> vecOfLegAndAxisrelation = {{1,0,2},{0,1,2},{2,0,1}};

    void calcManipulatorPoints()
    {
        Eigen::Vector3d plSize = this->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.platformSize;
        vector<Eigen::Vector3d> plConnect = this->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.linksAndPlatformConnection;
    }
};

```

```

for (unsigned short legCounter = 0; legCounter<2; legCounter++)
{
    Eigen::Vector3d platformCenter;
    if (this->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.isLegUnderPlatform == false){
        double distBetweenAnkleJointAndPlatform = max(this-
>Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.legDiameters[1],this-
>Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.legDiameters[2])/2+this-
>Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.dLinks*1.1;
        platformCenter = this->vec_points_current[legCounter][11] + Eigen::Vector3d{0,0,-distBetweenAnkleJointAndPlatform-
plSize[2]/2};
        this->vec_points_current[legCounter][17] = this->vec_points_current[legCounter][11] + Eigen::Vector3d{0,0,-
distBetweenAnkleJointAndPlatform};
    }
    else{
        double distBetweenAnkleJointAndPlatform = this->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.legDiameters[2]/2 + this-
>Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.dLinks*1.1 + this->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.legLengths[3];
        platformCenter = this->vec_points_current[legCounter][11] +
Eigen::Vector3d{0,0,distBetweenAnkleJointAndPlatform+plSize[2]/2};
    }
    if (this->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.platformForm==PlatformForms::box){

        this->vec_points_current[legCounter][6] = platformCenter + Eigen::Vector3d{0,plSize[1]*0.5*plConnect[legCounter][0],0};
        this->vec_points_current[legCounter][7] = platformCenter + Eigen::Vector3d{plSize[0]*0.5*plConnect[legCounter][1],0,0};
        this->vec_points_current[legCounter][8] = platformCenter + Eigen::Vector3d{0,plSize[2]*0.5*plConnect[legCounter][2]};
    }
    else if (this->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.platformForm==PlatformForms::rightTriangle){
        double hypotenuse = pow((pow(plSize[0],2)+pow(plSize[1],2)),0.5);
        double radius = (plSize[0]+plSize[1]-hypotenuse)/2;

        this->vec_points_current[legCounter][13] = platformCenter + Eigen::Vector3d{-radius+2*radius*legCounter,radius,0};
        this->vec_points_current[legCounter][8] = this->vec_points_current[legCounter][13] +
Eigen::Vector3d{0,0,plSize[2]*0.5*plConnect[legCounter][2]};
        this->vec_points_current[legCounter][6] = Eigen::Vector3d{this->vec_points_current[legCounter][8][0],this-
>vec_points_current[legCounter][8][1]-plSize[1],platformCenter[2]};
        this->vec_points_current[legCounter][7] = Eigen::Vector3d{this->vec_points_current[legCounter][8][0]+plSize[0]-
2*plSize[0]*legCounter,this->vec_points_current[legCounter][8][1],platformCenter[2]};
    }
}
for (unsigned short chainCounter = 0; chainCounter<3; chainCounter++)
{
    this->vec_points_current[legCounter][chainCounter+3][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][0]] = this-
>vec_points_current[legCounter][chainCounter][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][0]] = this-
>vec_points_current[legCounter][6+chainCounter][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][0]];
    Eigen::Vector3d BDvec = this->vec_points_current[legCounter][6+chainCounter]-this-
>vec_points_current[legCounter][chainCounter];
    double BD = BDvec.norm();

    double a1 = (pow(this->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.linksSize[legCounter][chainCounter][0],2)-pow(this-
>Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.linksSize[legCounter][chainCounter][1],2)+pow(BD,2))/(2*BD);
    double h1=sqrt(pow(this->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.linksSize[legCounter][chainCounter][0],2)-pow(a1,2));
    if (isnan(h1)){
        isPosAchievable=false;
        this->interfInfo.objects[0] = interference::objectType::link;this->interfInfo.objects[1] = interference::objectType::link;
        unsigned short linkIndexes[2];
linkIndexes[0] = RCdataProcessing::findElementInVec<Eigen::Matrix2Xi> (this-
>Geometry.links,Eigen::Matrix2Xi{ {legCounter,chainCounter}, {legCounter,3+chainCounter} });
linkIndexes[1] = RCdataProcessing::findElementInVec<Eigen::Matrix2Xi> (this-
>Geometry.links,Eigen::Matrix2Xi{ {legCounter,3+chainCounter}, {legCounter,6+chainCounter} });
        this->interfInfo.indexes[0] = linkIndexes[0];this->interfInfo.indexes[1] = linkIndexes[1];
        this->vec_points_current[legCounter][3+chainCounter][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][1]] = (this-
>vec_points_current[legCounter][6+chainCounter][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][1]]+this-
>vec_points_current[legCounter][chainCounter][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][1]])/2;
        this->vec_points_current[legCounter][3+chainCounter][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][2]] = (this-
>vec_points_current[legCounter][6+chainCounter][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][2]]+this-
>vec_points_current[legCounter][chainCounter][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][2]])/2;
    }
    else{
        for (unsigned short axisCounter=1;axisCounter<3;axisCounter++)
        {

```

```

double centerCoord = this-
>vec_points_current[legCounter][chainCounter][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][axisCounter]]+a1*BDvec[vecOfLegAndAxis
relation[chainCounter][axisCounter]]/BD;
this->vec_points_current[legCounter][3+chainCounter][vecOfLegAndAxisrelation[chainCounter][axisCounter]] = centerCoord + (-
1+(axisCounter-1)*2)*this-
>Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.linksConfig[legCounter][chainCounter]*h1*BDvec[vecOfLegAndAxisrelation[chain
Counter][3-axisCounter]]/BD;
}
}
}
if (this->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.platformForm==PlatformForms::box){
this->vec_points_current[legCounter][13] = platformCenter + Eigen::Vector3d{-0.5*plSize[0],-0.5*plSize[1],0};
this->vec_points_current[legCounter][14] = platformCenter + Eigen::Vector3d{-0.5*plSize[0],0.5*plSize[1],0};
this->vec_points_current[legCounter][15] = platformCenter + Eigen::Vector3d{0.5*plSize[0],0.5*plSize[1],0};
this->vec_points_current[legCounter][16] = platformCenter + Eigen::Vector3d{0.5*plSize[0],-0.5*plSize[1],0};
}
}
}
void calcOrthosisPoints(vector<Eigen::Vector4d> anglesInLegJointsRad){
for (unsigned short legCounter = 0; legCounter<2; legCounter++){
double angleOfLegPart = 0;
for (unsigned short legPartCounter = 0; legPartCounter<3; legPartCounter++){
angleOfLegPart+=anglesInLegJointsRad[legCounter][legPartCounter];
double horizontalPart = this-
>Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.legLenghts[legPartCounter+1]*cos(angleOfLegPart);
this->vec_points_current[legCounter][10+legPartCounter] =
Eigen::Vector3d{horizontalPart*sin(anglesInLegJointsRad[legCounter][3]),horizontalPart*cos(anglesInLegJointsRad[legCounter][3]),th
is->Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.legLenghts[legPartCounter+1]*sin(angleOfLegPart)} + this-
>vec_points_current[legCounter][9+legPartCounter];
}
}
}
};
template<typename GeomParamsStruct, typename simParamsStruct>
class tripteronMechanism:public
mechanism<tripteronGeometryClass<GeomParamsStruct,simParamsStruct>,GeomParamsStruct,simParamsStruct>
{
public:
void showMovement(bool isAddGraphsOfMovement=false){
vector<vector<Eigen::Vector4d>> anglesInLegJointsRad = this-
>mechanismGeometry.simAndGeomParameters.simParams.anglesArray;
int arraySize = anglesInLegJointsRad.size();
if (isAddGraphsOfMovement){
vector<double> vecHipAngleLeftLeg; vector<double> vecKneeAngleLeftLeg;
vector<double> vecHipAbductuonLeftLeg; vector<double> vecHipAngleRightLeg;
vector<double> vecKneeAngleRightLeg; vector<double> vecHipAbductuonRightLeg;
vector<double> time; vector<double> vecPlatformCenterXLeftLeg;
vector<double> vecPlatformCenterYLeftLeg; vector<double> vecPlatformCenterZLeftLeg;
vector<double> vecPlatformCenterXRightLeg; vector<double> vecPlatformCenterYRightLeg;
vector<double> vecPlatformCenterZRightLeg;
for (int i=0;i<arraySize;i++){
time.push_back(i*5);
vecHipAngleLeftLeg.push_back(anglesInLegJointsRad[i][0][0]*180/M_PI);
vecKneeAngleLeftLeg.push_back(anglesInLegJointsRad[i][0][1]*180/M_PI);
vecHipAbductuonLeftLeg.push_back(anglesInLegJointsRad[i][0][3]*180/M_PI);
vecHipAngleRightLeg.push_back(anglesInLegJointsRad[i][1][0]*180/M_PI);
vecKneeAngleRightLeg.push_back(anglesInLegJointsRad[i][1][1]*180/M_PI);
vecHipAbductuonRightLeg.push_back(anglesInLegJointsRad[i][1][3]*180/M_PI);

tripteronPosition tripteronPos(this->mechanismGeometry, anglesInLegJointsRad[i]);
double distBetweenAnkleJointAndPlatform =
max(tripteronPos.Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.legDiameters[1],tripteronPos.Geometry.simAndGeomParameters.ge
omParams.legDiameters[2])/2+tripteronPos.Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.dLinks*1.1;
Eigen::Vector3d plSize = tripteronPos.Geometry.simAndGeomParameters.geomParams.platformSize;
Eigen::Vector3d platformCenter1 = tripteronPos.vec_points_current[0][11] + Eigen::Vector3d{0,0,-
distBetweenAnkleJointAndPlatform-plSize[2]/2};
Eigen::Vector3d platformCenter2 = tripteronPos.vec_points_current[1][11] + Eigen::Vector3d{0,0,-
distBetweenAnkleJointAndPlatform-plSize[2]/2};
vecPlatformCenterXLeftLeg.push_back(platformCenter1[0]);

```

```

    vecPlatformCenterYLeftLeg.push_back(platformCenter1[1]);
    vecPlatformCenterZLeftLeg.push_back(platformCenter1[2]);
    vecPlatformCenterXRightLeg.push_back(platformCenter2[0]);
    vecPlatformCenterYRightLeg.push_back(platformCenter2[1]);
    vecPlatformCenterZRightLeg.push_back(platformCenter2[2]);
}
vector<vector<vector<double>>> vec_l(6);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({time[i],vecPlatformCenterXLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({time[i],vecPlatformCenterYLeftLeg[i]});
    vec_l[2].push_back({time[i],vecPlatformCenterZLeftLeg[i]});
    vec_l[3].push_back({time[i],vecPlatformCenterXRightLeg[i]});
    vec_l[4].push_back({time[i],vecPlatformCenterYRightLeg[i]}); vec_l[5].push_back({time[i],vecPlatformCenterZRightLeg[i]});
}
vector<string> labels = {"Время","Координата,мм","X левой платформы","Y левой платформы","Z левой платформы",
    "X правой платформы","Y правой платформы","Z правой платформы"};
RCexportFuncs::show_lines_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({time[i],vecHipAngleLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({time[i],vecHipAngleRightLeg[i]});
}
labels = {"Время","Угол сгибания в тазобедренном суставе,градусов","Левый", "Правый"};
RCexportFuncs::show_lines_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({time[i],vecKneeAngleLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({time[i],vecKneeAngleRightLeg[i]});
}
labels = {"Время","Угол сгибания в коленном суставе,градусов","Левый", "Правый"};
RCexportFuncs::show_lines_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({time[i],vecHipAbductuonLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({time[i],vecHipAbductuonRightLeg[i]});
}
labels = {"Время","Угол отведения в тазобедренном суставе,градусов","Левый", "Правый"};
RCexportFuncs::show_lines_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({vecPlatformCenterXLeftLeg[i],vecPlatformCenterYLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({vecPlatformCenterXRightLeg[i],vecPlatformCenterYRightLeg[i]});
}
labels = {"Координата X платформы","Координата Y платформы","Левая", "Правая"};
RCexportFuncs::show_lines_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({vecPlatformCenterXLeftLeg[i],vecPlatformCenterZLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({vecPlatformCenterXRightLeg[i],vecPlatformCenterZRightLeg[i]});
}
labels = {"Координата X платформы","Координата Z платформы","Левая", "Правая"};
RCexportFuncs::show_lines_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({vecPlatformCenterYLeftLeg[i],vecPlatformCenterZLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({vecPlatformCenterYRightLeg[i],vecPlatformCenterZRightLeg[i]});
}
labels = {"Координата Y платформы","Координата Z платформы","Левая", "Правая"};
RCexportFuncs::show_lines_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({vecPlatformCenterXLeftLeg[i],vecPlatformCenterYLeftLeg[i],vecPlatformCenterZLeftLeg[i]});

```

```

    vec_l[1].push_back({vecPlatformCenterXRightLeg[i],vecPlatformCenterYRightLeg[i],vecPlatformCenterZRightLeg[i]});
}
labels = {"X","Y","Z","Левая", "Правая"};
RCexportFuncs::show_lines3D_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({vecAnkleJointXLeftLeg[i],vecAnkleJointYLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({vecAnkleJointXRightLeg[i],vecAnkleJointYRightLeg[i]});
}
labels = {"Координата X голеностопного сустава","Координата Y голеностопного сустава","Левая", "Правая"};
RCexportFuncs::show_lines_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({vecAnkleJointXLeftLeg[i],vecAnkleJointZLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({vecAnkleJointXRightLeg[i],vecAnkleJointZRightLeg[i]});
}
labels = {"Координата X голеностопного сустава","Координата Z голеностопного сустава","Левая", "Правая"};
RCexportFuncs::show_lines_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({vecAnkleJointYLeftLeg[i],vecAnkleJointZLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({vecAnkleJointYRightLeg[i],vecAnkleJointZRightLeg[i]});
}
labels = {"Координата Y голеностопного сустава","Координата Z голеностопного сустава","Левая", "Правая"};
RCexportFuncs::show_lines_on_graph(vec_l,labels);

vec_l.clear();vec_l.resize(2);
for (int i=0;i<arraySize;i++){
    vec_l[0].push_back({vecAnkleJointXLeftLeg[i],vecAnkleJointYLeftLeg[i],vecAnkleJointZLeftLeg[i]});
    vec_l[1].push_back({vecAnkleJointXRightLeg[i],vecAnkleJointYRightLeg[i],vecAnkleJointZRightLeg[i]});
}
labels = {"X","Y","Z","Левая", "Правая"};
RCexportFuncs::show_lines3D_on_graph(vec_l,labels);
}
for (int i=0;i<anglesInLegJointsRad.size();i++){
    tripterionPosition tripterionPos(this->mechanismGeometry, anglesInLegJointsRad[i]);
    tripterionPos.prepareVecsForExport();
    if (!tripterionPos.isPosAchievable){
        mechanismInterference inter; inter.indexOfPosition = i;
        inter.info = tripterionPos.interfInfo; this->interferences.push_back(inter);
    }
    else if (tripterionPos.isInterferenceForPosition()){
        mechanismInterference inter; inter.indexOfPosition = i;
        inter.info = tripterionPos.interfInfo; this->interferences.push_back(inter);
    }
    this->vecLinesMovenentForExport.push_back(tripterionPos.vecLinesForExport);
    this->vecPrismsMovenentForExport.push_back(tripterionPos.vecPrismsForExport);
}
this->getVisualizationOfMovement();
}

private:
};

vector<vector<Eigen::Vector4d>> prepareAnglesArray(){
    vector<vector<Eigen::Vector4d>> anglesArray;double abductionAngle = M_PI/6;
    vector<IntervalRC::Interval<double>> vecAngles(8);
    vecAngles[0] = vecAngles[3] = {-M_PI/9,M_PI/9};vecAngles[1] = vecAngles[4] = {-M_PI/3,0};
    vecAngles[2] = vecAngles[5] = {M_PI/4,M_PI/2}; vecAngles[6] = {-abductionAngle,0};
    vecAngles[7] = {0,abductionAngle};
    double abductionAngles[2] = {0,0}; vector<Eigen::Vector4d> currentAngles;
    int gridAmount = 20;

    for (int loopCounter=0;loopCounter<3;loopCounter++){

        for (int t=0;t<=360;t+=5){

```

```

currentAngles = {{vecAngles[0].ub*sin(t*M_PI/180),//сгибание таз
-M_PI/6-(M_PI/6)*cos(t*M_PI/180),//сгибание колена
vecAngles[2].ub,//сгибание стопа
abductuonAngles[0],//отведение таз
},{
vecAngles[0].ub*sin(M_PI*(1+t/180.0)),//сгибание таз
-M_PI/6-(M_PI/6)*cos(M_PI*(1+t/180.0)),//сгибание колена
vecAngles[5].ub,//сгибание стопа
abductuonAngles[1],//отведение таз
}};
anglesArray.push_back(currentAngles);
}

for (int abductionAnglesCounter=0;abductionAnglesCounter<=gridAmount;abductionAnglesCounter++){
    if (loopCounter==0){
        double abductionAngleChange = abductionAngle*abductionAnglesCounter/gridAmount;
        currentAngles[0][3]=-abductionAngleChange;
        anglesArray.push_back(currentAngles);
    }
    if (loopCounter==1){
        double abductionAngleChange = abductionAngle*abductionAnglesCounter/gridAmount;
        currentAngles[0][3]=vecAngles[6].lb+abductionAngleChange;
        currentAngles[1][3]=vecAngles[7].lb+abductionAngleChange;
        anglesArray.push_back(currentAngles);
    }
    if (loopCounter==2){
        double abductionAngleChange = abductionAngle*abductionAnglesCounter/gridAmount;
        currentAngles[1][3]=vecAngles[7].ub-abductionAngleChange;
        anglesArray.push_back(currentAngles);
    }
}
abductuonAngles[0]=currentAngles[0][3];abductuonAngles[1]=currentAngles[1][3];
}
return anglesArray;
}

namespace configs{

void setConstParams(simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> &simAndGeomParameters){
    double L1= 531/2-260/2;
    simAndGeomParameters.geomParams.legLenghts = {L1,703,738,326};
    simAndGeomParameters.geomParams.legDiameters = {259,194,176};
    simAndGeomParameters.geomParams.platformSize[2] = 170;
    simAndGeomParameters.geomParams.dLinks = 80;
    simAndGeomParameters.simParams.anglesArray = prepareAnglesArray();
}

class freeConfig {
public:
    string getName(){return "Конфигурация без допущения";}

simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> getSimAndGeomParameters(){
    simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> simAndGeomParameters;
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksSize = {{{0,1},{2,3},{4,5}},
        {{6,7},{8,9},{10,11}}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksConfig = {{12,13,14},{15,16,17}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.guidePosition = {{{18,19},{20,21},{22,23}},
        {{24,25},{26,27},{28,29}}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksAndPlatformConnection = {{30,31,32},{33,34,35}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.platformSize = {36,37,-1};
    setConstParams(simAndGeomParameters);
    return simAndGeomParameters;
}

vector <vector<double>> getParamsForOptimization(simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams>
simAndGeomParameters){
    int paramsAmount = 38;
    vector <vector<double>> param_for_optimization(paramsAmount);
    for (unsigned short i = 0; i<12; i++){param_for_optimization[i] = {200,900};}
}

```

```

for (unsigned short i = 12; i<18; i++){param_for_optimization[i] = {-1,1};}
for (unsigned short i = 30; i<36; i++){param_for_optimization[i] = {-1,1};}
param_for_optimization[18] = {-2000,-50};param_for_optimization[19] = {-1500,1500};
param_for_optimization[20] = {0,2000};param_for_optimization[21] = {-1500,1500};
param_for_optimization[22] = {-2000,-50};param_for_optimization[23] = {0,2000};
param_for_optimization[24] = {50,2000};param_for_optimization[25] = {-1500,1500};
param_for_optimization[26] = {0,2000};param_for_optimization[27] = {-1500,1500};
param_for_optimization[28] = {50,2000};param_for_optimization[29] = {0,2000};
param_for_optimization[36] = {100,300};param_for_optimization[37] = {100,300};

if (simAndGeomParameters.simParams.onlyUpperSide){
    param_for_optimization[19][0] = param_for_optimization[21][0] = param_for_optimization[25][0] = param_for_optimization[27][0]
= 0;
}
return param_for_optimization;
}
};

class freeConfigNarrowed {
public:
    string getName(){return "Конфигурация без допущения";}

simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> getSimAndGeomParameters(){
    simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> simAndGeomParameters;
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksSize = {{{0,1},{2,3},{4,5}},
        {{6,7},{8,9},{10,11}}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksConfig = {{12,13,14},{15,16,17}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.guidePosition = {{{18,19},{20,21},{22,23}},
        {{24,25},{26,27},{28,29}}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksAndPlatformConnection = {{30,31,32},{33,34,35}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.platformSize = {36,37,-1};
    setConstParams(simAndGeomParameters);
    return simAndGeomParameters;
}

vector <vector<double>> getParamsForOptimization(simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams>
simAndGeomParameters){
    int paramsAmount = 38;
    vector <vector<double>> param_for_optimization(paramsAmount);
    for (unsigned short i = 0; i<12; i++){param_for_optimization[i] = {200,900};}
    param_for_optimization[0] = {200,900};param_for_optimization[1] = {200,900};
    param_for_optimization[2] = {200,900};param_for_optimization[3] = {200,900};
    param_for_optimization[4] = {200,900};param_for_optimization[5] = {200,900};
    param_for_optimization[6] = {200,900};param_for_optimization[7] = {200,900};
    param_for_optimization[8] = {200,900};param_for_optimization[9] = {200,900};
    param_for_optimization[10] = {200,900};param_for_optimization[11] = {200,900};
    for (unsigned short i = 12; i<18; i++){param_for_optimization[i] = {-1,1};}
    for (unsigned short i = 30; i<36; i++){param_for_optimization[i] = {-1,1};}
    param_for_optimization[18] = {-2000,-50};param_for_optimization[19] = {-1500,1500};
    param_for_optimization[20] = {0,2000};param_for_optimization[21] = {-1500,1500};
    param_for_optimization[22] = {-2000,-50};param_for_optimization[23] = {0,2000};
    param_for_optimization[24] = {50,2000};param_for_optimization[25] = {-1500,1500};
    param_for_optimization[26] = {0,2000};param_for_optimization[27] = {-1500,1500};
    param_for_optimization[28] = {50,2000};param_for_optimization[29] = {0,2000};
    param_for_optimization[36] = {100,300};param_for_optimization[37] = {100,300};

    if (simAndGeomParameters.simParams.onlyUpperSide){
        param_for_optimization[19][0] = param_for_optimization[21][0] = param_for_optimization[25][0] = param_for_optimization[27][0]
= 0;
    }

    return param_for_optimization;
}
};

class assumption {
public:
    string getName(){return "Конфигурация с допущением";}

```

```

simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> getSimAndGeomParameters(){
    simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> simAndGeomParameters;
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksSize = {{{0,1},{2,3},{4,5}},
        {{6,7},{8,9},{10,11}}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksConfig = {{12,13,14},{15,16,17}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.guidePosition = {{{26,29},{27,30},{26,27}},
        {{28,31},{27,32},{28,27}}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksAndPlatformConnection = {{18,19,20},{21,22,23}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.platformSize = {24,25,-1};
    setConstParams(simAndGeomParameters);
    return simAndGeomParameters;
}

vector <vector<double>> getParamsForOptimization(simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams>
simAndGeomParameters){
    int paramsAmount = 33;
    vector <vector<double>> param_for_optimization(paramsAmount);
    for (unsigned short i = 0; i<12; i++){param_for_optimization[i] = {200,900};
    }
    for (unsigned short i = 12; i<18; i++){param_for_optimization[i] = {-1,1};}
    for (unsigned short i = 18; i<24; i++){param_for_optimization[i] = {-1,1};}
    param_for_optimization[26] = {-2000,-50};//x left
    param_for_optimization[27] = {0,2000};//y
    param_for_optimization[28] = {50,2000};//x right
    param_for_optimization[29] = {-1500,1500};//z for 1 chain left
    param_for_optimization[30] = {-1500,1500};//z for 2 chain left
    param_for_optimization[31] = {-1500,1500};//z for 1 chain right
    param_for_optimization[32] = {-1500,1500};//z for 2 chain left
    param_for_optimization[24] = {100,300};
    param_for_optimization[25] = {100,300};

    if (simAndGeomParameters.simParams.onlyUpperSide){
        param_for_optimization[29][0] = param_for_optimization[30][0] = param_for_optimization[31][0] = param_for_optimization[32][0]
    = 0;
    }
    return param_for_optimization;
}

};

class assumptionZLowerOrGreater {
public:
    string getName(){return "Конфигурация с расширенным допущением";}

static bool isCoordGreaterArray[4];

simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> getSimAndGeomParameters(){
    simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> simAndGeomParameters;
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksSize = {{{0,1},{2,3},{4,5}},
        {{6,7},{8,9},{10,11}}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksConfig = {{12,13,14},{15,16,17}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.guidePosition = {{{26,29},{27,30},{26,27}},
        {{28,31},{27,32},{28,27}}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksAndPlatformConnection = {{18,19,20},{21,22,23}};
    simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.platformSize = {24,25,-1};
    setConstParams(simAndGeomParameters);
    return simAndGeomParameters;
}

vector <vector<double>> getParamsForOptimization(simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams>
simAndGeomParameters){
    int paramsAmount = 33;
    vector <vector<double>> param_for_optimization(paramsAmount);

    for (unsigned short i = 0; i<12; i++){param_for_optimization[i] = {200,900};}
    for (unsigned short i = 12; i<18; i++){param_for_optimization[i] = {-1,1};}
    for (unsigned short i = 18; i<24; i++){param_for_optimization[i] = {-1,1};}
    param_for_optimization[26] = {-1155.5,-855.5};//x left
    param_for_optimization[27] = {1441,1741};//y
    param_for_optimization[28] = {855.5,1155.5};//x right

```

```

for (unsigned short i = 0; i<4; i++){
if (isCoordGreaterArray[i]){param_for_optimization[29+i] = {-25,275};}
else{param_for_optimization[29+i] = {-1132.96,-1432.96};}
}
param_for_optimization[24] = {100,300};param_for_optimization[25] = {100,300};
if (simAndGeomParameters.simParams.onlyUpperSide){
param_for_optimization[29][0] = param_for_optimization[30][0] = param_for_optimization[31][0] = param_for_optimization[32][0]
= 0;
}
return param_for_optimization;
}

};

class assumptionZLowerOrGreaterSymmetrical {
public:
string getName(){return "Симметричная конфигурация с расширенным допущением";}

static bool isCoordGreaterArray[4];

simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> getSimAndGeomParameters(){
simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> simAndGeomParameters;
simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksSize = {{{6,7},{8,9},{10,11}},
{{6,7},{8,9},{10,11}}};
simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksConfig = {{12,13,14},{15,16,17}};
simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.guidePosition = {{{26,2},{0,3},{26,0}},
{{1,4},{0,5},{1,0}}};
simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksAndPlatformConnection = {{18,19,20},{21,22,23}};
simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.platformSize = {24,25,-1};
setConstParams(simAndGeomParameters);
return simAndGeomParameters;
}

vector <vector<double>> getParamsForOptimization(simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams>
simAndGeomParameters){
int paramsAmount = 27;
vector <vector<double>> param_for_optimization(paramsAmount);
for (unsigned short i = 6; i<12; i++){param_for_optimization[i] = {200,900};}
for (unsigned short i = 12; i<18; i++){param_for_optimization[i] = {-1,1};}
for (unsigned short i = 18; i<24; i++){param_for_optimization[i] = {-1,1};}
param_for_optimization[26] = {-1155.5,-855.5};//x left
param_for_optimization[0] = {1441,1741};//y
param_for_optimization[1] = {855.5,1155.5};//x right
for (unsigned short i = 0; i<4; i++){
if (isCoordGreaterArray[i]){
param_for_optimization[2+i] = {-25,275};}
else{param_for_optimization[2+i] = {-1132.96,-1432.96};}
}
param_for_optimization[24] = {100,300};param_for_optimization[25] = {100,300};

if (simAndGeomParameters.simParams.onlyUpperSide){
param_for_optimization[2][0] = param_for_optimization[3][0] = param_for_optimization[4][0] = param_for_optimization[5][0] = 0;
}
return param_for_optimization;
}

};

}

tripteronMechanism<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> getTripteronUsingLocalParamsAndSimAndGeomParams(vector
<double> &local_parameters, simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams>
simAndGeomParametersInput){

tripteronMechanism<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> tripteron;
simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> simAndGeomParameters =
simAndGeomParametersInput;
simAndGeomParameters.simParams.linksLenghtSum = 0;

```

```

for (int i1=0;i1<2;i1++){
  for (int i2=0;i2<3;i2++){
    for (int i3=0;i3<2;i3++){
      if (simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksSize[i1][i2][i3]>-1){
        simAndGeomParameters.geomParams.linksSize[i1][i2][i3] = local_parameters
[simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksSize[i1][i2][i3]];
      }
      simAndGeomParameters.simParams.linksLenghtSum+=simAndGeomParameters.geomParams.linksSize[i1][i2][i3];
      if (simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.guidePosition[i1][i2][i3]>-1){
        simAndGeomParameters.geomParams.guidePosition[i1][i2][i3] = local_parameters
[simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.guidePosition[i1][i2][i3]];
      }
    }
    if (simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksConfig[i1][i2]>-1){
      simAndGeomParameters.geomParams.linksConfig[i1][i2] = (local_parameters
[simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksConfig[i1][i2]]>0) ? 1 : -1;;
    }
    if (simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksAndPlatformConnection[i1][i2]>-1){
      simAndGeomParameters.geomParams.linksAndPlatformConnection[i1][i2] = (local_parameters
[simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.linksAndPlatformConnection[i1][i2]]>0) ? 1 : -1;;
    }
  }
}
for (int i1=0;i1<3;i1++){
  if (simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.platformSize[i1]>-1){
    simAndGeomParameters.geomParams.platformSize[i1] = local_parameters
[simAndGeomParameters.simParams.geomParamsType.platformSize[i1]];
  }
}
tripteron.initMechanismGeometry(simAndGeomParameters);
return tripteron;
}

double targetFunc(vector <double> &local_parameters,simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams,tripteronSimParams>
&simAndGeomParameters){

  tripteronMechanism<tripteronGeomParams,tripteronSimParams> tripteron =
getTripteronUsingLocalParamsAndSimAndGeomParams(local_parameters,simAndGeomParameters);
  double targerFuncValue = 100000;
  for (unsigned short posCounter=0; posCounter<simAndGeomParameters.simParams.anglesArray.size(); posCounter++){

    tripteronPosition tripteronPos(tripteron.mechanismGeometry, simAndGeomParameters.simParams.anglesArray[posCounter]);
    if (tripteronPos.isPosAchievable){
      if (tripteronPos.isInterferenceForPosition()){targerFuncValue+=1;}
    }
    else{targerFuncValue+=1.2;}
  }
  if (targerFuncValue==100000){
    targerFuncValue = tripteron.mechanismGeometry.simAndGeomParameters.simParams.linksLenghtSum;
  }
  return targerFuncValue;
}

template <typename OptimizationTypeClass>
void runOptim(){
  OptimizationTypeClass optimizationType;
  simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams,tripteronSimParams> simAndGeomParameters =
optimizationType.getSimAndGeomParameters();
  vector <vector<double>> param_for_optimization = optimizationType.getParamsForOptimization(simAndGeomParameters);

  S_input_data_PSO_groups input_data_PSO_G;
  input_data_PSO_G.genetation_amount = 4;
  input_data_PSO_G.initial_population_in_group_amount = 10000/2;
  Genetic_Algorithm<simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams,tripteronSimParams>,double>
optimization_object4(param_for_optimization,targetFunc,simAndGeomParameters,0);
  optimization_object4.input_data_PSO_groups=input_data_PSO_G;
  optimization_object4.output_mode[0]=true;optimization_object4.output_mode[1]=true;
}

```

```

optimization_object4.multiStepOptimization(PSO_G,2,5);
cout<<optimization_object4.F_TARGET<<endl;
vector<double> vecForExport = optimization_object4.result;
vecForExport.insert(vecForExport.begin(),optimization_object4.F_TARGET);
RCserviceFuncs::func_log_results(vecForExport);
}
template <typename OptimizationTypeClass>
void optimMulti(int iterationNumber = 50){
    OptimizationTypeClass optimizationTypeClassObj;
    for (int maincounter = 0; maincounter<iterationNumber; maincounter++){
        RCserviceFuncs::func_log_data("Мульти Цикл "+ optimizationTypeClassObj.getName() + " " + to_string(maincounter));
        runOptim<OptimizationTypeClass>();
    }
}
static void showTestPos(tripteronMechanism<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> tripteron){
    tripteronPosition tripteronPos(tripteron.mechanismGeometry, {{M_PI/9,-M_PI/4,M_PI/2,0},{M_PI/9,-M_PI/3,M_PI/4,0}});
    if (tripteronPos.isPosAchievable){tripteronPos.show(true);}
    bool isInterference = tripteronPos.isInterferenceForPosition();
}
template <typename OptimizationTypeClass>
void showVisualization(string nameOfFileWithParams, bool isAddGraphs = false){
    OptimizationTypeClass optimizationType;
    simAndGeomParametersClass<tripteronGeomParams, tripteronSimParams> simAndGeomParameters =
optimizationType.getSimAndGeomParameters();
    vector<double> vecParams = RCexportFuncs::VecToFile::readVecFromFile<double>(nameOfFileWithParams);
    showTestPos(getTripteronUsingLocalParamsAndSimAndGeomParams(vecParams,simAndGeomParameters));
getTripteronUsingLocalParamsAndSimAndGeomParams(vecParams,simAndGeomParameters).showMovement(isAddGraphs);
}
bool configs::assumptionZLowerOrGreater::isCoordGreaterArray[4];
bool configs::assumptionZLowerOrGreaterSymmetrical::isCoordGreaterArray[4];
template <typename T>
void multiZrun(int iterationNumber = 5){
    for (int i1=0; i1<2; i1++){T::isCoordGreaterArray[0]=i1;
        for (int i2=0; i2<2; i2++){T::isCoordGreaterArray[1]=i2;
            for (int i3=0; i3<2; i3++){T::isCoordGreaterArray[2]=i3;
                for (int i4=0; i4<2; i4++){T::isCoordGreaterArray[3]=i4;
                    optimMulti<T>(iterationNumber);
                }
            }
        }
    }
}
int main(){
    RCserviceFuncs::func_program_begin();
    optimMulti<configs::freeConfig>();
    optimMulti<configs::assumption>();
    multiZrun<configs::assumptionZLowerOrGreater>();
    multiZrun<configs::assumptionZLowerOrGreaterSymmetrical>();
    //showVisualization<configsOur::assumptionZLowerOrGreaterSymmetrical>("possibleBestConfig",true);
    RCserviceFuncs::func_log_end();
    return 0;
}

```

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



ПАТЕНТ

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2802462

ТРЕНАЖЕРНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ
МЕХАНОТЕРАПИИ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

Патентообладатель: *Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Белгородский государственный технологический университет им. В.Г. Шухова" (RU)*

Авторы: *Волошкин Артем Александрович (RU), Рыбак Лариса Александровна (RU), Перевузык Виктория Сергеевна (RU), Малышев Дмитрий Иванович (RU), Ноздрачева Анна Валерьевна (RU), Черкасов Владислав Витальевич (RU)*

Заявка № 2023104424

Приоритет изобретения 28 февраля 2023 г.

Дата государственной регистрации
в Государственном реестре изобретений

Российской Федерации 29 августа 2023 г.

Срок действия исключительного права
на изобретение истекает 28 февраля 2043 г.

*Руководитель Федеральной службы
по интеллектуальной собственности*

Ю.С. Зубов



«УТВЕРЖДАЮ»



Первый проректор

БГТУ им. В.Г. Шухова

Е. И. Евтушенко

_____ 2023 г.

АКТ

об использовании результатов диссертационной работы Перевузык
Виктории Сергеевны в учебном процессе БГТУ им. В.Г. Шухова

Комиссия в составе:

Дуюн Татьяна Александровна – заведующий кафедрой технологии машиностроения, д.т.н., профессор – председатель комиссии,

Хуртасенко Андрей Владимирович – доцент кафедры технологии машиностроения, к.т.н., доцент – член комиссии,

Жуков Евгений Михайлович - доцент кафедры технологии машиностроения, к.т.н., доцент – член комиссии.

составили настоящий акт о том, что результаты диссертационной работы Перевузык В.С. «Методы параметрического синтеза и проектирования гибридной робототехнической системы для реабилитации нижних конечностей» используются в учебном процессе в БГТУ им. В.Г. Шухова при подготовке студентов по направлению подготовки 15.03.05 «Конструкторско-технологическое обеспечение машиностроительных производств» - профиль программы «Технология машиностроения» и направлению подготовки 15.04.06 «Мехатроника и робототехника» - профиль программы «Робототехника и искусственный интеллект»

Председатель комиссии:

Т.А. Дуюн

Члены комиссии:

А.В. Хуртасенко

Е.М. Жуков

**Общество с ограниченной ответственностью
«Протезное предприятие»**

ОГРН: 121460007907 ИНН/КПП: 4632282903/463201001
Телефон: 8 (4712) 30-50-80, 8-910-022-50-80. Электронная почта: protezkursk@gmail.com
Адрес: 305029, г. Курск, ул. Никитская 12, оф 1

СПРАВКА

об использовании результатов диссертационной работы

Перевузник Виктории Сергеевны по теме: «Методы параметрического синтеза и проектирования гибридной робототехнической системы для реабилитации нижних конечностей» в проектно-конструкторской и производственной деятельности ООО «Протезное предприятия»

Полученные в диссертационной работе результаты использованы в ООО «Протезное предприятия». При непосредственном участии Перевузник В.С. разработаны математические и имитационные модели, алгоритмическое и программное обеспечение гибридной робототехнической системы для реабилитации нижних конечностей. Разработан метод проектирования робототехнической системы включая точную параметризованную электронно-цифровую модель робототехнической системы, а также ее отдельных узлов и компонентов на основе CAD/CAE систем.



Желудев Е.А.

Кухарский Д.И.

года.