МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ К.И. САТПАЕВА»

SATBAYEV UNIVERSITY

Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

Чалая Дарья Алексеевна

ДИПЛОМНЫЙ ПРОЕКТ

Разработка компьютерной модели протеза голеностопа

Специальность 6В07111 – Робототехника и мехатроника

Алматы 2025 г.

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ К.И. САТПАЕВА»

SATBAYEV UNIVERSITY

Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра Робототехники и технических средств автоматики

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ

Заведующий кафедрой РТиТСА кандидат технических наук,

ассоциированный профессор

_____ Ожикенов К. А.

«9» 06 2025 г.

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА

к дипломному проекту

На тему: «Разработка компьютерной модели протеза голеностопа»

6В07111 – Робототехника и мехатроника

Выполнил Чалая Дарья Алексеевна

Рецензент

Доктор Ph.D, ассоциированный профессор

_____Алимбаева.Ж.Н..

«29» май 2025 г.

Научный руководитель

Ph.D, ассоциированный профессор

_____ Курмангалиева Л.А.

«29» май 2025 г.

Алматы 2025

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ К.И. САТПАЕВА»

SATBAYEV UNIVERSITY

Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра Робототехники и технических средств автоматики

6В07111 – Робототехника и мехатроника

УТВЕРЖДАЮ

Заведующий кафедрой РТиТСА
кандидат технических наук,
ассоциированный профессор

_____ Ожикенов К. А.

«__9__» ____06____ 2025 г.

ЗАДАНИЕ

на выполнение дипломного проекта

Студенту Чалая Дарья Алексеевна

1. Тема: Разработка компьютерной модели протеза голеностопа

Утверждена приказом ректора_____ № 521 от «13» 11 2024 г.

2. Срок сдачи законченной работы «03» июня 2025 г.

3. Исходные данные к дипломному проекту: (законы, литературные источники, лабораторно-производственные данные)

Теоретические материалы по компьютерным моделям анатомии нижних конечностей человека

Лабораторные данные по техническим параметрам протеза голеностопа

4. Перечень подлежащих разработке в дипломном проекте вопросов:

а) Рассчитать жесткость механизма протеза

б) Поиск существующих компаний производителей голеностопных протезов

в) Провести компьютерное моделирование

5. Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):
Рисунки: 19,Таблицы: 4,представлены слайдов презентации работы 14

.Рекомендуемая основная литература: *из* 10 *наименований* 10

ГРАФИК

подготовки дипломной работы (проекта)

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечания
Исследовательская часть	17.01.-10.02.2024г	выполнено
Теоретическая часть	15.03.-13.04.2025г	выполнено
Практическая часть	13.04-01.05.2025г	выполнено
Экспериментальная часть	03.05-26.05.2025г	выполнено

Подписи

консультантов и норм контролера на законченную дипломную работу (проект)с указанием относящихся к ним разделов работы проекта

Наименование разделов	Консультанты, И.О.Ф. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Нормконтроль	Кальменов Е.Т.	05.06.2025	
Антиплагиат	Аймұханбетов Е.А.	10.06.2025	

Научный руководитель: _____ Курмангалиева Л.А.

Задание принял к исполнению обучающийся: _____ Чалая Д.А.

Дата «09» 06 2025

АҢДАТПА

Бұл жұмыста әртүрлі жастағы және жыныстағы пациенттерге арналған әмбебап модульдік тобық протезінің тұжырымдамасы жасалды. Балалар мен ересектердің аяқ құрылымының анатомиялық-физиологиялық ерекшеліктері талданып, биомеханикалық параметрлердің салыстырмалы кестесі мен СТ РК 69-99 және басқа да қазақстандық стандарттардағы талаптар келтірілді. Конструкция SolidWorks ортасында модельденіп, беріктікке талдау жүргізілді. Ұсынылған протез модульдік құрылымының арқасында пайдаланушының параметрлеріне сәйкес биомеханикалық бейімделуді қамтамасыз ете алады және жеке теңшеуге мүмкіндік береді. Бұл жұмыс қолданбалы маңызға ие және Қазақстан аумағында протездерді сериялы өндіруге енгізуге жарамды.

АННОТАЦИЯ

В данной работе разработана концепция универсального модульного протеза голеностопного сустава, предназначенного для использования пациентами разных возрастных групп и пола. Были проанализированы анатомо-физиологические особенности стопы у детей и взрослых, приведена сравнительная таблица биомеханических параметров и нормативные требования, регламентированные СТ РК 69-99 и другими казахстанскими стандартами. Моделирование конструкции осуществлялось в CAD-среде SolidWorks с последующим анализом на прочность. Разработанный протез учитывает возможности индивидуальной настройки за счёт модульной архитектуры и способен обеспечить биомеханическую адаптацию под параметры конкретного пользователя. В перспективе работа может иметь практическую ценность и может быть использована при серийном протезировании с локализацией в Казахстане.

ABSTRACT

This work presents the development of a universal modular ankle prosthesis designed for patients of different age groups and genders. The study includes analysis of anatomical and physiological differences in foot structure between children and adults, along with a comparative table of biomechanical parameters and references to regulatory standards, such as ST RK 69-99. The design was modeled using SolidWorks CAD software and evaluated through strength analysis. The proposed prosthesis features a modular architecture, allowing for individual adjustment and biomechanical adaptation to each user’s anthropometric parameters. The project is of practical significance and may be implemented in serial prosthesis manufacturing within Kazakhstan.

ВВЕДЕНИЕ

По данным Всемирной организации здравоохранения, в мире ежегодно проводится свыше 1 миллиона ампутаций нижних конечностей, из которых около 30% касаются области голеностопного сустава. Несмотря на развитие технологий протезирования, лишь около 10% пациентов получают протезы, учитывающие индивидуальные биомеханические особенности. В этой связи особенно актуальны исследования в области персонализированного проектирования и моделирования протезов, что позволяет повысить качество жизни пациентов, сократить период реабилитации и снизить риск вторичных травм. В мире около ста миллионов человек нуждаются в протезировании. Ежегодно миллион человек по всему свету теряют руку или ногу по разным причинам: в 54% случаев ампутации происходят из-за диабета, в 44% – из-за механических травм, в 2% случаев – из-за онкологии. В Казахстане, по данным Минздрава, ежегодное число операций по ампутации достигает почти шести тысяч. [1]

Современные тенденции в области протезирования направлены на создание адаптивных устройств, способных изменять жёсткость и амортизационные свойства в зависимости от условий эксплуатации. Например, бионические протезы нового поколения используют обратную связь от сенсоров давления и угла наклона, что позволяет системе автоматически подстраиваться под фазу шага. Однако высокая стоимость и сложность управления ограничивают их массовое применение. Сравнительный анализ типов протезов представлен в таблице 1.

При разработке протеза, имитирующего движение голеностопа в процессе, к примеру, кручения педали велосипеда, критически важна точная передача кинематических характеристик сустава. В данной работе использовались программы SolidWorks[2], Linkage Software[3] и OpenSIM от компании SIMTK[4].

Данное решение обусловлено необходимостью построения динамической модели, близкой к реальному биомеханическому движению — в частности, круговой траектории вращения, характерной для велосипедного хода. Программа Linkage позволяет в интерактивном режиме отслеживать движение всех элементов конструкции, задавать пружинные связи и рассчитывать силы в звеньях, что делает её эффективным инструментом для анализа биомеханических систем.

I АНАТОМИЯ ГОЛЕНОСТОПА

1.1 Объект исследования

Современные протезы голеностопа должны обеспечивать естественную биомеханику движения, минимизировать дискомфорт и предотвращать травмы. Компьютерное моделирование позволяет оптимизировать конструкцию протеза, сократить время разработки и снизить затраты на производство. Так объектом исследования является наилегчайший метод для компьютерного моделирования.

Цель работы: разработать компьютерную модель протеза голеностопа, провести исследования в области виртуальных компьютерных симулляционных программ для проектирования биомеханических протезов.

Задачи:

1. Расчитать жесткость механизма протеза;
2. Поиск существующих компаний производителей голеностопных протезов;
3. Провести компьютерное моделирование с использованием САПР и других узконаправленных программных продуктов.

Прежде чем приступить, необходимо определиться с типом протеза. Они делятся на две группы, первая – механические протезы, и вторая – эндопротезы голеностопного сустава. Виды эндопротезирования голеностопного сустава:

- Однополюсное – замещается только часть сустава, например таранная кость или тибальный компонент, чаще используется при локальных травм;
- Тотальное – замещаются обе суставные поверхности: таранной и большеберцовой костей, применяется при тяжелых артрозах, некрозе, и механических деформациях костей;
- С индивидуальным аксонометрическом имплантатом – протез изготоавливается по КТ пациента, показан при анатомических особенностях, деформациях или повторных операциях.

Медицинские показания для использования протезов голеностопного сустава пациентом являются являются следующие заболевания: *посттравматический остеоартроз, некроз таранной кости, деформации варуса, деформации вальгуса, деформации эквиноваруса* и другие типы деформации. Так же в медицинской практике предусмотрены частные *случаи боли, ограничесния подвижности, неэффективности консервативного лечения*. Между тем есть и осложения от имплантов, а именно *инфекции, асептичсекое расшатывание протеза, нарушение фиксации импланта, болевой синдром* – в следствие чего нестабильность, повреждение костей – сухожилий – сосудов. Эндопротез – это внутрисуставная замена, пассивный компонент, не имеющий активной механики, то есть он не двигается сам, движение происходит за счет мыщц пациента. Он так же биосовместим, вживляется в организм и остаётся там надолго. Точных сроков и гарантий не

предусмотрено, есть лишь статистические данные из развитых стран таких как, США, Канада, Япония, Израиль, с которыми можно ознакомиться и провести поиск самостоятельно с помощью поисковых систем. Я в данной работе исследовала и спроектировала механический протез, так как не являюсь студентов медицинского университета.

Рисунок 1. Основные контуры органов человеческого тела для осуществления ходьбы

Современные тенденции в области протезирования направлены на создание адаптивных устройств, способных изменять жёсткость и амортизационные свойства в зависимости от условий эксплуатации. Например, бионические протезы нового поколения используют обратную связь от сенсоров давления и угла наклона, что позволяет системе автоматически подстраиваться под фазу шага. Однако высокая стоимость и сложность управления ограничивают их массовое применение.

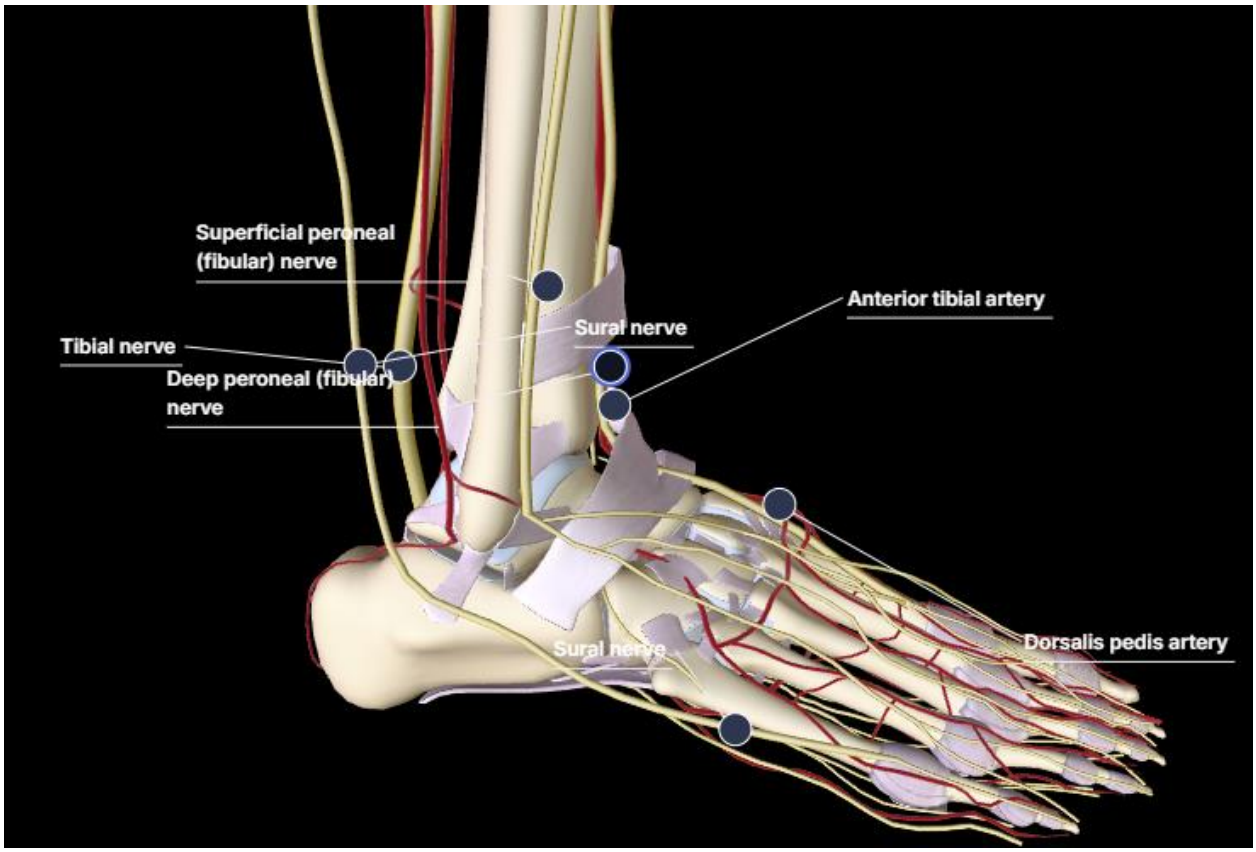


Рисунок 2. 3D модель голеностопа взрослого человека

Данную модель можно скачать с официальных источников предоставивших общий свободный доступ для исследовательских целей.[5] Сравнительный качественный анализ типов протезов представлен в таблице 1 и отражает лишь относительные параметры. К сожалению автору не удалось проверить эмпирическим методом каждого из типов протезов.

Таблица 1. Сравнение доступных типов протезов.

Тип протеза	Источник энергии	Регулируемая жёсткость	Биомиметика	Стоимость (условная)	Надёжность
Пассивный	Отсутствует	Нет	Низкая	Низкая	Высокая
Активный	Внешний привод	Частично	Средняя	Средняя	Средняя
Бионический	Встроенные моторы	Да	Высокая	Высокая	Средняя
Модель из проекта	Пружинная система	Частично	Средняя	Низкая	Высокая

Одной из задач исследования является построение графика, отражающего зависимость жёсткости пружинного элемента от угла наклона стопы. Такая постановка задачи особенно актуальна при моделировании движений, аналогичных кручению педали велосипеда, где голеностопный сустав совершает круговое движение с переменным моментом сопротивления. Понятие жёсткости в контексте моделирования пружинной системы протеза отражает способность элемента сопротивляться деформации. В классическом виде жёсткость определяется согласно закону Гука, установленному английским физиком Робертом Гуком в XVII веке. Он формулируется следующим образом:

$$F = k \cdot \Delta x \quad \Rightarrow \quad k = \frac{\Delta x}{F}$$

где:

F - сила, приложенная к пружине; Δx - удлинение пружины; k - коэффициент жёсткости.

Данный закон справедлив для линейно-упругих тел в пределах упругой деформации и является основой для проектирования элементов, работающих на растяжение или сжатие, включая компоненты биомеханических протезов.

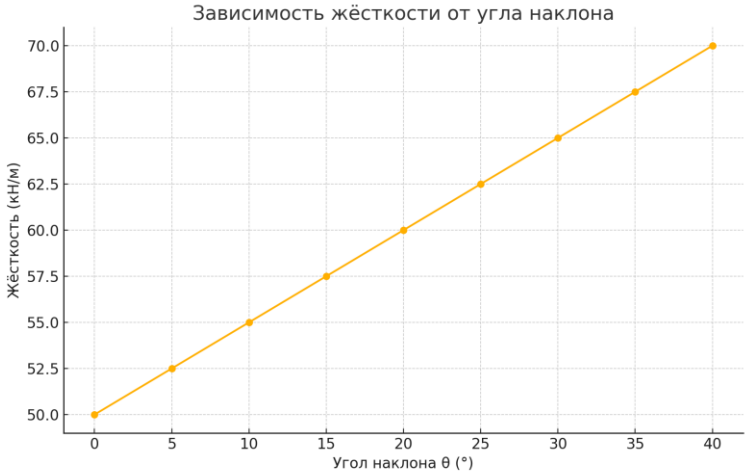


Рисунок 3. зависимость жёсткости пружины от угла наклона, построенная с учётом обобщения закона Гука:

Зависимость жёсткости пружины от угла наклона: график вида: Ось X: угол наклона θ (°), диапазон от 0 до 40°. Ось Y: Жёсткость (кН/м). Будет отображён рост жёсткости с увеличением угла (например, от 50 до 70 кН/м при 0–40°), что дает нам линейную зависимость согласно закону Роберта Гука.

1.2Обзор литературы

Для того чтобы правильно определить какой тип протеза необходимо изготовить, требуется медицинское освидетельсвтвование и подробно изучить структуру костной анатомии человека. Для этого нам потребуется обратиться к медицинским источникам которые распространяются в свободном доступе, среди них я выбрала работу Титова М.А., Калигин М.С., Шафигуллина А.К. «СОЕДИНЕНИЯ КОСТЕЙ Суставы в таблицах Учебно-методическое пособие». В таблице 2 подробно описывается кинематика голеностопного сустава.[6]

Таблица 2. Кинематика голеностопного сустава.

Голеностопный сустав (*articulatio talocruralis*)				
Образование сустава	**Прикрепление капсулы**	**Классификация**	**Вспомогательные элементы**	**Название**
движения: тыльное и подошвенное сгибание; при подошвенном сгибании могут совер движения				
суставные поверхности латеральной и медиальной лодыжек, нижняя суставная поверхность большеберцовой кости и блок таранной кости	спереди прикрепляется на 5-8 мм кпереди от суставного хряща, а сзади и с боков по краям суставный поверхностей	сложный, блоковидный, одноосный		**медиальная коллатеральная (дельтовидная) связка** (*lig. collaterale medial s. deltoideum*)

				латеральная коллатеральная связка (*lig. collaterale lateral s. deltoideum)*

				латеральная коллатеральная связка (*lig. collaterale lateral s. deltoideum)*

Учебно-методическое пособие Соединения костей. Суставы в таблицах подготовлено в соответствии с требованиями учебной программы дисциплины «Анатомия» темы Артросиндесмология для медицинских ВУЗов и положениями Международной анатомической номенклатуры

(2003). Учебно-методическое пособие Соединения костей. Суставы в таблицах дополняет основные сведения, изложенные в учебно-методическом пособии Соединения костей. Общая и частная Артросиндесмология. Сведения по общей артросиндесмологии в данном пособии даны кратко, но позволяют быстро вспомнить основную информацию по общей артросиндесмологии, представленную подробно в учебно-методическом пособии Соединения костей. Общая и частная Артросиндесмология. Материал по суставам представлен в виде таблиц, что позволит не только самостоятельно структурировать сведения по суставам, но и поможет обучающимся быстро повторить или вспомнить изученный материал. Данное пособие предназначено для аудиторного и внеаудиторного использования.[6]

На сегодняшний день, использования компьютерных симуляционных программ, позваоляют сэкномить драгоценное время на проектирование и дизайн протезов. Среди ярких представителей научных трудов следует обратить вниамение на работу Grimmer,M. ;Eslamy,M.;Gliech,S.;Seyfarth, (2012) проведено сравнение последовательных (SEA) и параллельных (PEA) пружин в приводах протезов в симуляции моделировании ходьбы и бега.[7]

Результаты показали, что последовательное расположение приводов снижают общее энергопотребление, но требуют более мощных двигателей постоянного тока. Параллельные системы, напротив, уменьшают пиковые нагрузки на электромотор за счёт частичного поглощения кинетической энергии в пружинах, однако увеличивают общее энергопотребление. Самым эффективным оказался комбинированный подход (SE+PEA), который обеспечивает необходимы баланс в разных фазах движения. Эти выводы имеют прямое значение при выборе типа конструкции для протезов с активными механизмами протезов или полупассивными протезами. [7]

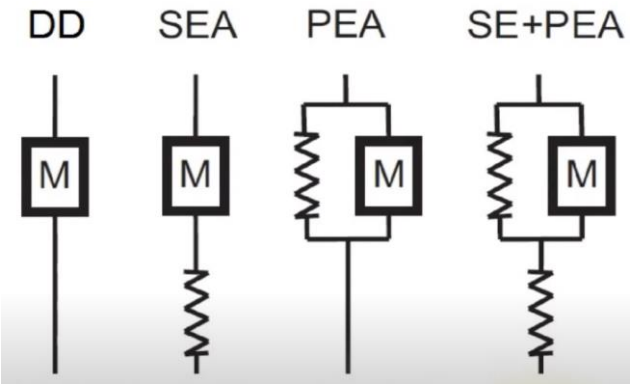


Рисунок 4. Типы механических протезов в мнемосхеме.

Существуют различные конструкционные решения по комбинации актуаторов и механических элементов в протезных устройствах, в работе мы расмотрим лишь один из видов.

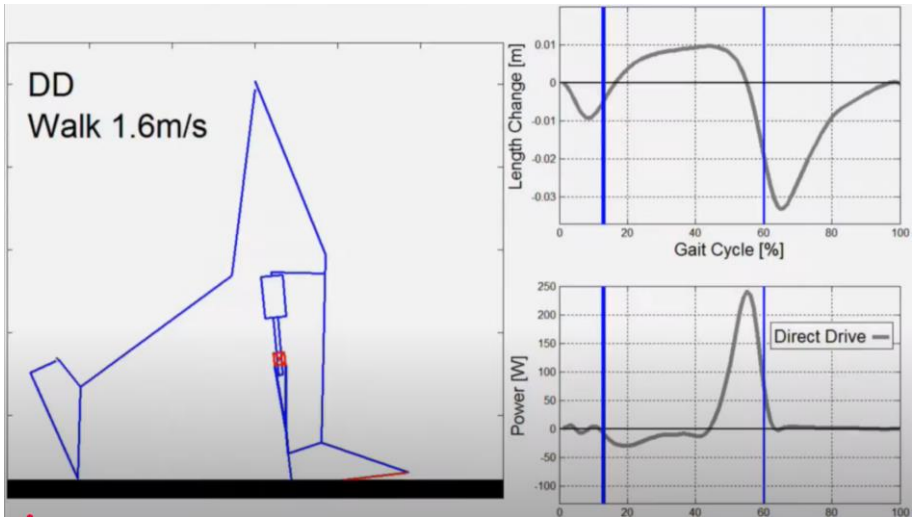


Рисунок 5. Кинематика перемещения с протезом и график зависимости силы и наклона голеностопа.

Существующие протезы требуют улучшения динамических характеристик, что подтверждает необходимость дальнейшего исследования в данной отрасли. Я предлагаю переключить фокус внимания на реализуемость и практичность будуших моделей протезов, так как такой вид медицинских устройств не применяется широко как например слуховые аппараты или контактные линзы. Стоит добавить о отсутсвии каких-либо готовых программных продуктов позволяющих в одном репозиторий выполнять сразу несколько функции. К ним можно отнести простой расчет кинематики движения механизмов, моделирование аксинометрии кинематики, инженерное проектирование разрабатываемого устройства протеза голеностопа. В связи с чем в следующей главе читатель может ознакомится с процессом моделирования глубже.

2 КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

2.1. Построение 2D-модели

Для построения и анализа виртуального протеза использовалась среда Linkage Software — инструмент, широко применяемый при исследовании кинематических цепей и биомеханических механизмов. В отличие от традиционных CAD-систем, Linkage обеспечивает интерактивную визуализацию движения, включая вращение, натяжение пружин и ограничение углов, что важно при моделировании сустава, участвующего в педалировании.

Модель состоит из четырёх ключевых компонентов: имитации голени, стопы, вращающегося кривошипа и пружинного элемента, обеспечивающего возвратную силу. Прототип был ориентирован на биомеханическое моделирование вращательного движения - аналогичного тому, как человек крутит педали велосипеда. Такая постановка задачи в первую очередь уникальна и ранее не использовалась в других работах, так же она позволила более реалистично оценить нагрузку на протез и его поведение в динамике.

Следует отметить что данное ПО распространяется свободно и не требует лицензии. Но для полной компьютерной модели требуется узкоспециализорованные программы позволяющие добавить другие элементы в симуляцию. К примеру модель суставов, мыщц, кровяных и других каналов где протекают жидкости в человеческом или в теле млекопитающего.

Что касается самой программы то она не требует особых навыков в проектировании или глубоких знаний в теоретической или прикладной механике. Так что любой пользователь имеющий ПК с операционной системой Windows сможет легко установить и быстро научиться пользоваться ею. Ссылку на источник данного ПО указана в списках использованной литературы. Во время установки данной программы, было обнаружено отсутсвие других языков в пользовательском интерфейсе.

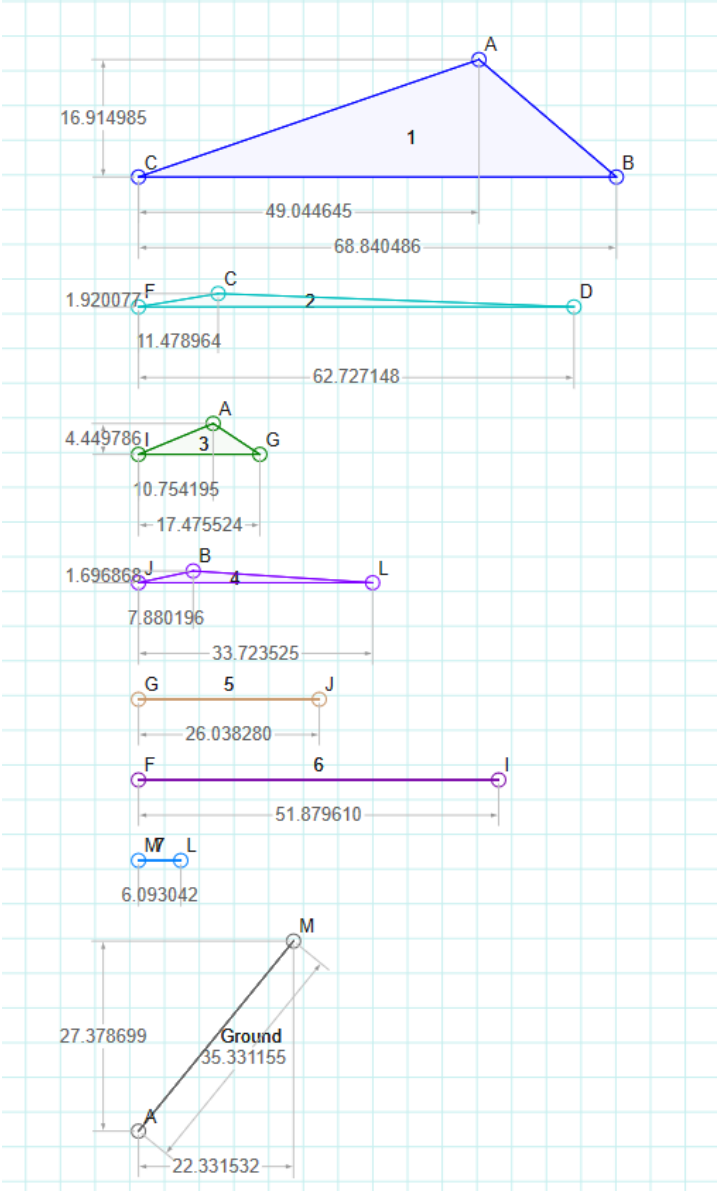


Рисунок 6. Элементы для построения виртуальной модели в программе Linkage Software

В основу конструкции настоящей модели положены принципы пассивной компенсации усилий, реализуемые через пружинную систему. При этом опора на данные исследования Grimmer, M.; Eslamy, M.; Gliech, S.; Seyfarth,(2012) позволила оценить перспективность сочетания серийной и параллельной упругости в протезных системах.[7]

Поскольку в данной работе моделировалась биомеханика вращательного движения (аналог кручения педали), была выбрана пассивная система с предварительной нагрузкой — аналог параллельной упругости, что обеспечивает возврат энергии в фазе отталкивания. Дальнейшая интеграция в активные или полуактивные решения с применением электромеханических приводов требует использования SEA/PEA-комбинаций, как показано в вышеуказанной работе.

2.2. Расчет статической жесткости

Расчёт усилия возвратной пружины с учётом массы пользователя
С целью обеспечения биомеханической функции возврата стопы при сгибании-разгибании в голеностопном суставе, была выполнена оценка необходимого усилия от упругого элемента на основании средней массы пользователя (60–80 кг). Для человека массой 75 кг сила, соответствующая весу тела, составляет:

$$F_{\text{тела}} = m \cdot g = 75 \cdot 9{,}81 = 735{,}75\ \text{Н} \quad (1)$$

Была рассмотрена пружина с жёсткостью k = 12 000 Н/м и свободной длиной L_0 = 120 мм. При стандартном сжатии в 10–40% результирующая сила оказывалась недостаточной:

- *при сжатии на 30%* ($\Delta L = 36$ мм) $\rightarrow F = 432$ Н*;*
- *при сжатии на 40%* ($\Delta L = 48$ мм) $\rightarrow F = 576$ Н.

Таким образом, одиночная пружина не обеспечивает требуемую величину сопротивления в рабочем диапазоне деформации. Несмотря на сложность моделирования и реализации, двухпружинная компановка протеза голеностопа является наилучшим вариантом.
Для решения задачи была предложена двойная симметричная компоновка, при которой две одинаковые пружины работают параллельно. В этом случае эффективная жёсткость системы удваивается:

$$k_{\text{системы}} = 2 \cdot k = 24\,000\ \frac{\text{Н}}{\text{м}} \quad (2)$$

Расчёт показал:
- *при сжатии на 30%* ($\Delta L = 36$ мм) $\rightarrow F = 864$Н*;*
- *при сжатии на 40%* ($\Delta L = 48$ мм) $\rightarrow F = 1152$Н.

Оба значения превышают массу тела пользователя и обеспечивают необходимую фазу отталкивания при движении. Кроме того, такая компоновка позволяет варьировать параметры индивидуально — используя пружины меньшей массы и диаметра, достигается баланс между компактностью конструкции и требуемыми характеристиками. Учитывая все вышеперечисленное, можно сделать короткий вывод о механических конструкциях и сложности подбора материалов. Далее, нам потребуется

обратиться к государственным стандартам по прокатным металлам и изделиям изготавливаемых на заводах производителей пружин. Техническая документация как правило доступна лишь для ознакомительного характера, но учитывая мои задачи, мне потребуется воспользоваться данными из открытых источников где можно будет получить данные о пружинах сжатия для построения приближенной к реальности компьютерной модели голеностопа. Существующие базы данных о характеристиках пружин есть у различных поставщиков товаров и заводов-производителей пружинных и амортизационных механизмов. В таблице 3 представлены характеристики.

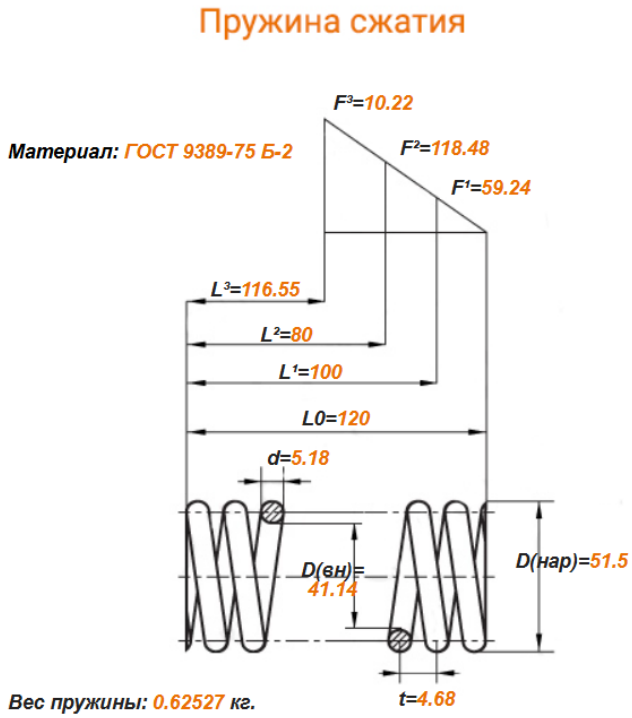


Рисунок 7. Изображение двух пружин сжатия

Таблица 3. Характеристики пружины для протеза голеностопа

Параметр	**Значение**
Вариант оформления опорных витков	Поджаты, зашлифованы
Диаметр средний (D_sp)	46,32 мм
Диаметр внутренний (D_n)	41,14 мм
Количество витков полное (n_1)	26,00 шт
Предварительная нагрузка (F*)	59,24 Н
Рабочая нагрузка (F)	118,48 Н
Максимальная нагрузка (F'*)	10,22 Н
Длина при соприкосновении витков (L_3)	116,55 мм
Жёсткость пружины (c)	2,966 Н/мм
Шаг (t)	4,68 мм
Развертка пружины	1758,40 мм

Масса одной пружины (m_1)	0,62527 кг
Вес партии пружин (m_2)	1125,49 кг

Уравнение для осевой жесткости пружины:

$$k = \frac{F_n}{d_{norm}} = \frac{F_{MTM}}{d\cos^2\theta} \quad (3)$$

Результаты показывают нам предельную жесткость при статической нагрузке — 65.5 кН/м, что удовлетворяют нашим требованиям. Если сравнивать линейные актуаторы и или пневмоцилиндры, то выбор между этими сложными в эксплуатации устройствами и пружинным механизмом очевиден. В следствиях чего актуатор определен.

2.3. Динамический анализ

Прямая задача кинематики

Прямая задача кинематики заключается в определении положения, скорости и ускорения выходного звена (в данном случае — стопы) по заданному положению входного звена — голени. Для моделирования механизма использовалась рычажная схема с возвратной пружиной. При известном угле наклона голени θ определяется удлинение пружины ΔL(θ), которое приблизительно выражается через тригонометрическую зависимость:

$$\Delta L(\theta) = r \cdot \sin(\theta)\,[12] \quad (4)$$

$$F(\theta) = k \cdot \Delta L(\theta)[12] \quad (5)$$

Где: r — расстояние от оси вращения до точки крепления пружины,
k — жёсткость пружины,
F — создаваемое усилие.
Данная модель позволяет определить реакцию пружины и движение стопы при заданном входном угле.

Обратная задача кинематики

Обратная задача кинематики направлена на определение угла и усилия, которые необходимо приложить ко входному звену (голени), чтобы стопа прошла по заданной траектории (например, описала круговую траекторию при кручении педали). Решение задачи требует моделирования всей системы и может быть выполнено в среде Linkage или аналогичной. При этом при заданной функции перемещения стопы φ(t) численно определяется функция θ(t), соответствующая движению приводного звена.
- Линеаризация уравнений для малых углов.
- Графики зависимости жесткости от угла наклона (аналогично рис. 7).

Математическая модель и уравнения движения протеза

Для описания движения протеза применяются уравнения Лагранжа второго рода, которые в общем виде записываются как:

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i}\right) - \frac{\partial T}{\partial q_i} = Q_i \quad (6)$$

Где:
T — кинетическая энергия системы.
q_i — обобщённые координаты (например, угол поворота голеностопа).
Q_i — обобщённые силы, действующие на систему.
- $\dot{q}_i$ — обобщённые скорости

Построение модели на основе Лагранжа

Предположения модели

Механизм состоит из одного подвижного звена (стопы), вращающегося вокруг шарнира.
Обобщённая координата — угол поворота стопы $q=\theta$.
Возвратная пружина создаёт момент:

$$M = -k \cdot r \cdot \sin(\theta) \quad (7)$$

Энергии системы

1. *Кинетическая энергия:*

$$T = \frac{1}{2} J \cdot \dot{\theta}^2 \quad (8)$$

где J — момент инерции стопы.

2. *Потенциальная энергия пружины:*

$$V = \frac{1}{2} k \cdot (r \cdot \sin(\theta))^2 \quad (9)$$

Уравнение Лагранжа:

Подставляя T и V, получаем:

$$\frac{d}{dt}\left(\frac{\partial T}{\partial \dot{\theta}}\right) - \frac{\partial T}{\partial \theta} + \frac{\partial V}{\partial \theta} = 0 \quad (10)$$

3. Линеаризация уравнений для малых углов

Для малых углов $\theta \approx 0$ справедливо приближение:

$$\sin(\theta) \approx \theta \quad (11)$$

Тогда потенциальная энергия упрощается:

$$V \approx \frac{1}{2} k (r \cdot \theta)^2 = \frac{1}{2} k r^2 \cdot \theta^2 \quad (12)$$

Уравнение движения принимает вид гармонического осциллятора:

$$J \cdot \ddot{\theta} + k r^2 \cdot \theta = 0 \quad (13)$$

Собственная частота колебаний:

$$\omega = \sqrt{\frac{kr^2}{J}} \tag{14}$$

Момент, создаваемый пружиной:

$$M(\theta) = kr\sin(\theta) \tag{15}$$

Эффективная угловая жёсткость (производная момента по углу):

$$\frac{dM}{d\theta} = kr\cos(\theta) \tag{16}$$

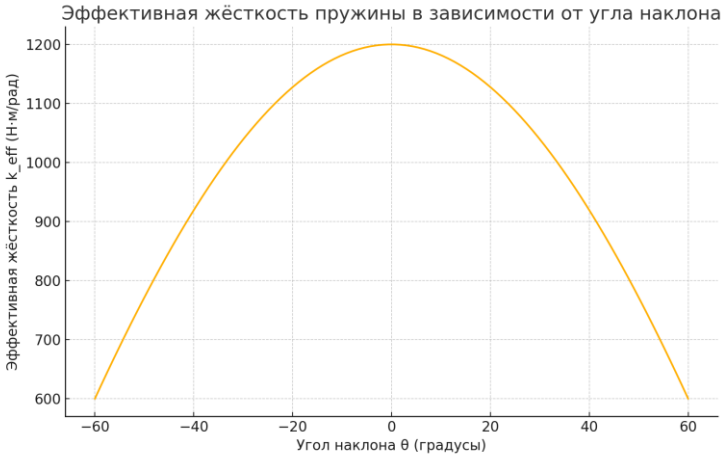


Рисунок 8. График зависимости эффективной жесткости от угла наклона

Таким образом, линеаризованная модель справедлива лишь для малых углов θ. В реальной системе необходимо учитывать нелинейные эффекты, например, выбирать пружины с переменной жёсткостью или вводить дополнительные механизмы стабилизации.

2.4Выбор материалов для проектирования модели

В качестве сырья для изготовления проттипа модели можно использовать различные композитные материалы доступные на местном рынке, но для проектного или промышленного образца рекомендуется использовать сталь 35Г2 (жесткость до 70 кН/м). Выбор пал в связи с тем что имеющиеся производители протезных устройств указывали данную марку как наиболее оптимальный материал для производства протезов голеностопа. Учитывая их практический опыт и за неимением возможности исследовать эмпирическим методом на базе нашего учреждения, то я руководствовалась апробацией реализованных на мировом рынке медицинских протезов.

Сталь марки 35Г2 – это конструкционная легированная марганцевистая сталь, используемая для изготовления деталей с повышенными требованиями к износостойкости и прочности. Основным назначением является изготовление деталей, подверженных высоким нагрузкам и трению, таких как валы, полуоси, шестерни, коленчатые валы и другие.

Подробнее о назначении стали 35Г2:

- *Детали машиностроения:*

Используется для изготовления валов, полуосей, цапф, рычагов сцепления, вилок, фланцев, коленчатых валов, шатунов, болтов, колец, кожухов, шестерней и других деталей, которые работают в тяжелых условиях и подвергаются износу.

- *Детали с повышенными требованиями к износостойкости:*

Сталь 35Г2 подходит для тех деталей, где важна устойчивость к истиранию и ударным нагрузкам.

- *Машиностроение:*

Применяется в различных отраслях машиностроения, где требуется высокая прочность и износостойкость деталей.

- *Турбиностроение:*

Использование в тех частях турбин, которые испытывают повышенные механические нагрузки.

- *Изделия с повышенными требованиями к надежности:*

Например, в автомобилях для изготовления полуосей, валов и других деталей, где важна долговечность и надежность.

Дополнительные свойства и характеристики стали 35Г2:

- *Легирование марганцем:*

Придает стали повышенную прочность, износостойкость и хорошую обрабатываемость.

- *Хорошая обрабатываемость:*

Сталь 35Г2 легко обрабатывается механически, что упрощает изготовление сложных деталей.

- *Ограниченная свариваемость:*

Требует специальных мер при сварке, но может быть использована в тех случаях, где сварные соединения не критичны.[8]

В качестве примера коммерчески успешного прообраза протеза голеностопа следует обратить внимание на производителя SpringActive — американская компания, специализирующаяся на разработке передовых активных протезов и экзоскелетов, направленных на восстановление и усиление человеческой подвижности.

Разработка усовершенствованных протезов с электроприводом, которые восстанавливают биологическую походку людям с ампутацией нижних конечностей, является основным направлением деятельности SpringActive. За многие годы мы разработали высокофункциональные, прочные и практичные протезы с электроприводом – пишется на официальном сайте.

Протезы с электроприводом, созданные в SpringActive, успешно реализовали полную нормализацию голеностопного сустава, предоставляя всю энергию, наблюдаемую при походке человека. Рынок протезов является конкурентным и требовательным, требуя, чтобы устройства были легкими с длительным сроком службы батареи. Новые подходы к приведению в действие, точные инженерные модели и интуитивные методологии управления имеют решающее значение для соответствия ценностному предложению рынка. Финансовая поддержка со стороны программы SBIR была и продолжает играть важную роль в процессе НИОКР.

В разработках компании используется подход активного управления движением: система привода и встроенные сенсоры позволяют устройству в реальном времени реагировать на изменения положения тела и фазы шага. Это обеспечивает не только биомеханическое соответствие естественным движениям человека, но и компенсирует энергетические потери, характерные для обычных пассивных протезов.

Исследования экзоскелетов в SpringActive приняли множество форм: от поддержки нагрузки до персонального дополнения. Поддержка нагрузки экзоскелетов — это, по сути, рюкзаки с ногами. Сочетание эффективного приведения в действие, элегантных кинематических структур и интуитивно понятных методов управления дает высокопроизводительные, эргономичные и эффективные результаты.

Персональные дополнения экзоскелетов пассивно или активно добавляют крутящий момент к суставам ног. Элегантные решения здесь являются ключевыми для проектирования систем, которые являются легкими и прозрачными для пользователя, что является сложной задачей.

Также компания активно ведёт исследования в области робототехники и биомеханики, разрабатывая четырёхногие роботизированные платформы для изучения энергоэффективных стратегий ходьбы. Данные разработки служат не только прикладным задачам, но и выполняют роль экспериментальных платформ для тестирования новых типов приводов, систем управления и конструктивных решений с использованием упругих элементов.

SpringActive представляет собой пример технологически ориентированной компании, сочетающей в себе инженерные разработки, фундаментальные исследования и клинические испытанные модели протезов голеностопа.[9]

Рисунок 9. Реальный механический протез на лабораторном стенде

Ниже приведена таблица с рассчитанными параметрами пружин, которые подойдут для протеза голеностопа человека весом от 60 до 80 кг. Они обеспечивают жёсткость в диапазоне от 12 до 18 кН/м и при этом имеют меньшую массу и размеры по сравнению с исходной конструкцией.

Таблица 4. Подбор материалов для пружинного механизма

Жесткость (Н/м)	Диаметр проволоки (мм)	Средний диаметр (мм)	Внешний диаметр (мм)	Длина без нагрузки (мм)	Числов витков (ед)	Масса (г)
12000	5.18	45.07	51.5	50.3	24	291
15000	5.79	47.65	54.46	62.9	19	364
18000	6.35	49.87	57	75.5	16	436

Наилучший компромисс между жесткостью и габаритами обеспечивает пружина 15 кН/м (масса 0.36 кг, длина 63 мм).

3. 3D МОДЕЛИРОВАНИЕ

На данном изображении представлена внутренняя структура протеза, включая механизмы крепления и амортизационные элементы. Модель выполнена в режиме прозрачности для наглядного отображения всех конструктивных элементов. Точные геометрические параметры, материалы, а также конструктивные особенности устройства временно не публикуются в связи с процессом патентования изделия через национальное ведомство интеллектуальной собственности — Qazpatent.[10]

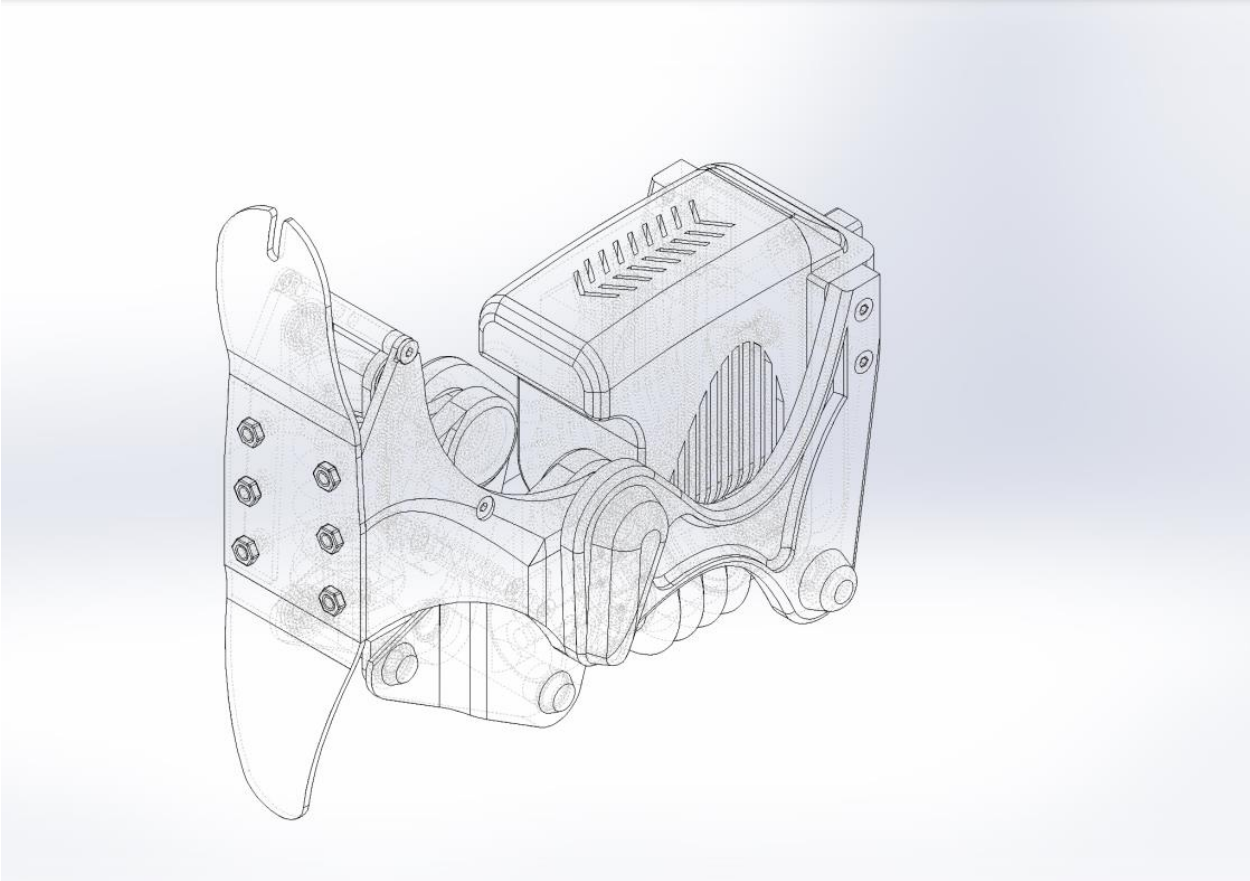


Рисунок 10. Полупрозрачная 3D-модель протеза голеностопного сустава, вид с изометрической проекцией.

Данная конструкция была полностью разработана с использованием систем автоматизированного проектирования (CAD), в частности, в программной среде SolidWorks, что позволило реализовать высокоточное 3D-моделирование узлов и механизмов, провести виртуальную сборку, а также подготовить модель к последующему статическому и кинематическому анализу.

Все элементы конструкции спроектированы с учётом биомеханических требований, эргономики и возможностей последующего 3D-прототипирования, что позволяет интегрировать изделие в реальные клинические условия, сразу после получения охранного документа. FEA-анализ прочности и устойчивости конструкции будет проведён на финальной версии модели после завершения патентных процедур. Модель содержит

множество подузлов, включая амортизационный модуль, шарнирный блок и корпусную часть, каждая из которых проектировалась как отдельная сборка с возможностью последующей адаптации под антропометрические параметры пациента.

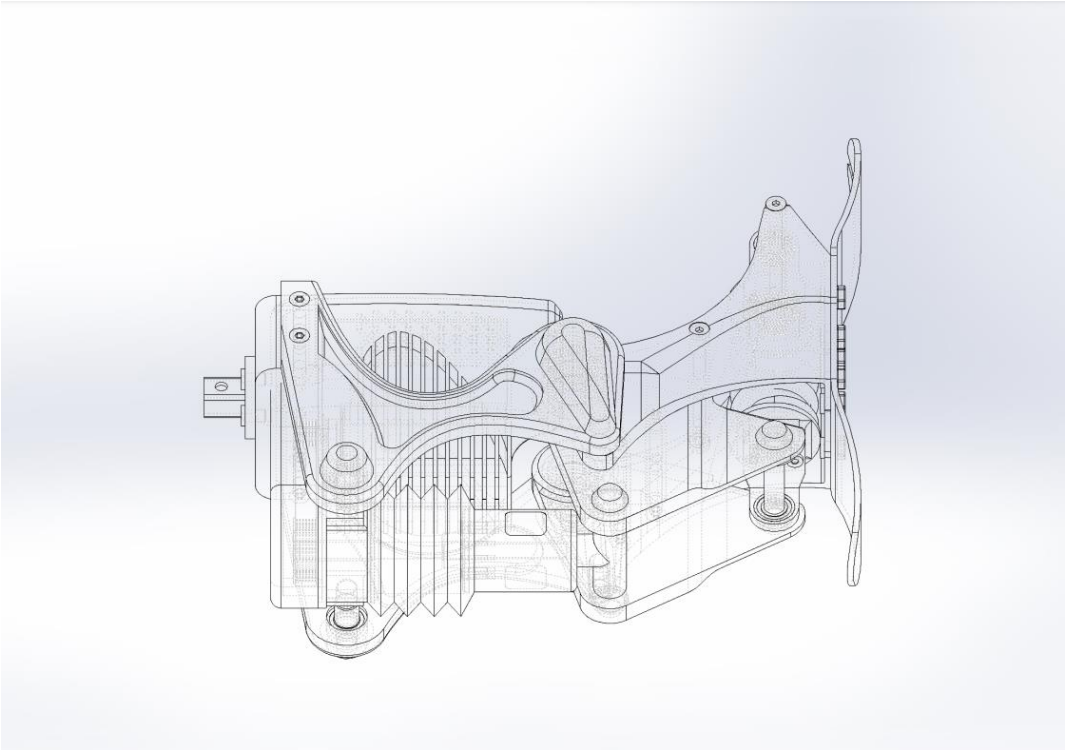


Рисунок 11. Полупрозрачная 3D-модель протеза, вид сверху.

Детально показаны элементы системы возвратной упругости, а также связи между основными компонентами протеза. Данный вид позволяет оценить компоновку и взаимное расположение частей конструкции.

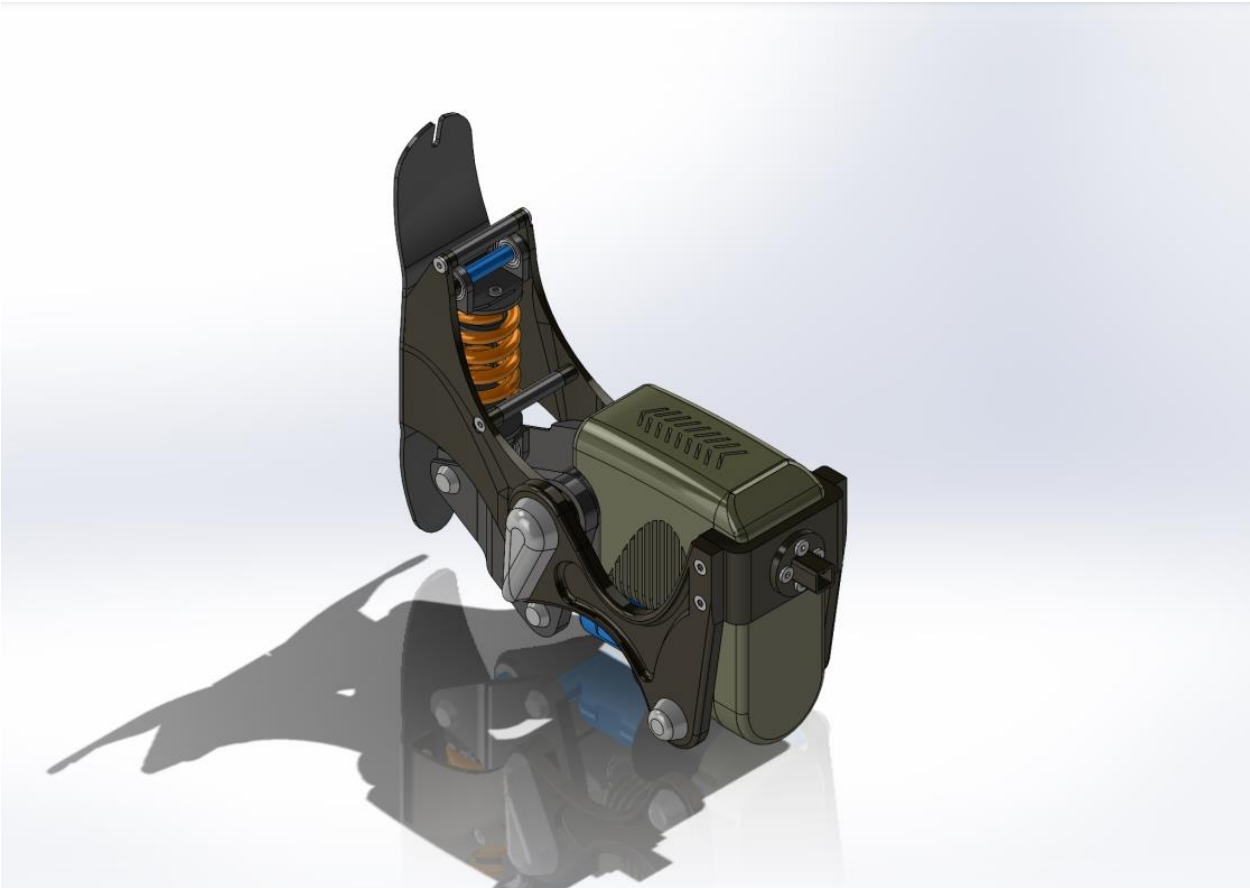


Рисунок 12. Окрашенная модель протеза в рабочем положении. Модель представлена с реалистичной текстурой и материалами. Видно, как внешняя оболочка закрывает внутренние узлы, а амортизатор расположен в центральной части конструкции.

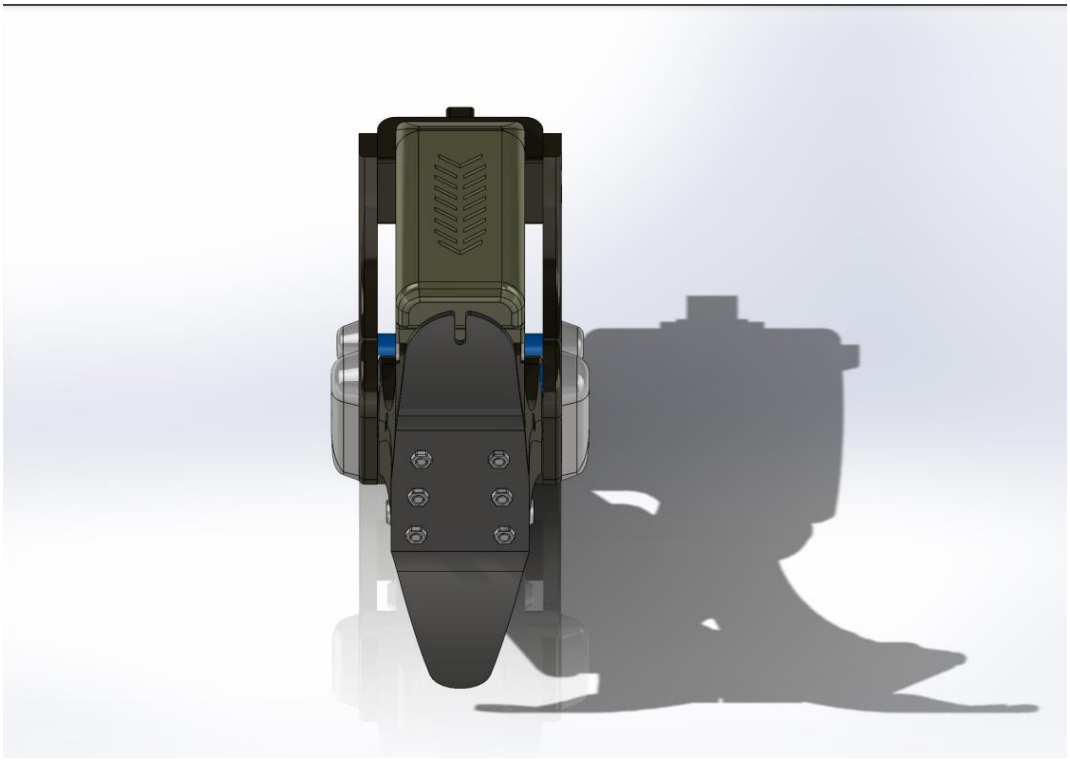


Рисунок 13. Вид протеза спереди в сборе.

Отражена симметрия конструкции и элементы контактной поверхности. Такой вид используется для анализа устойчивости и оценки распределения нагрузки в процессе эксплуатации.

Рисунок 14. Вид протеза снизу, с отображением центрального электропривода.

На изображении показана компоновка протеза с установленным в центральной части линейным электродвигателем. Предполагается использование компактного и энергоэффективного электродвигателя постоянного тока с редуктором типа Maxon EC-i 40 (или аналогичных моделей от серии EC-max), обладающего высоким крутящим моментом и ресурсом работы до 20 000 часов. Такая конструкция позволяет обеспечить точное управление подвижными элементами протеза в условиях высоких механических нагрузок.

Таблица 5. сравнительная таблица технических характеристик двигателей от производителей Maxon, Faulhaber и Nidec.

Модель	Тип двигателя	Номинальная мощность	Номинальный крутящий момент	Диаметр / Габариты	Макс. скорость вращения	Особенности
Maxon EC-i 40 100W	Бесщеточный постоянного тока	100 Вт	270 мН·м	40 мм	12000 об/мин	Высокий крутящий момент,

						опциональный энкодер
Maxon EC-max 30	Бесщеточный постоянного тока	60 Вт	160 мН·м	30 мм	10000 об/мин	Доступен с датчикам и Холла
Faulhaber 3257 CR	Щеточный DC	60 Вт	180 мН·м	32 мм	7000 об/мин	Компактный, длительный срок службы
Nidec Servo NEMA17	Шаговый двигатель	до 70 Вт	до 300 мН·м	42 х 42 мм (NEMA17)	1000 об/мин	Высокая точность позиционирования

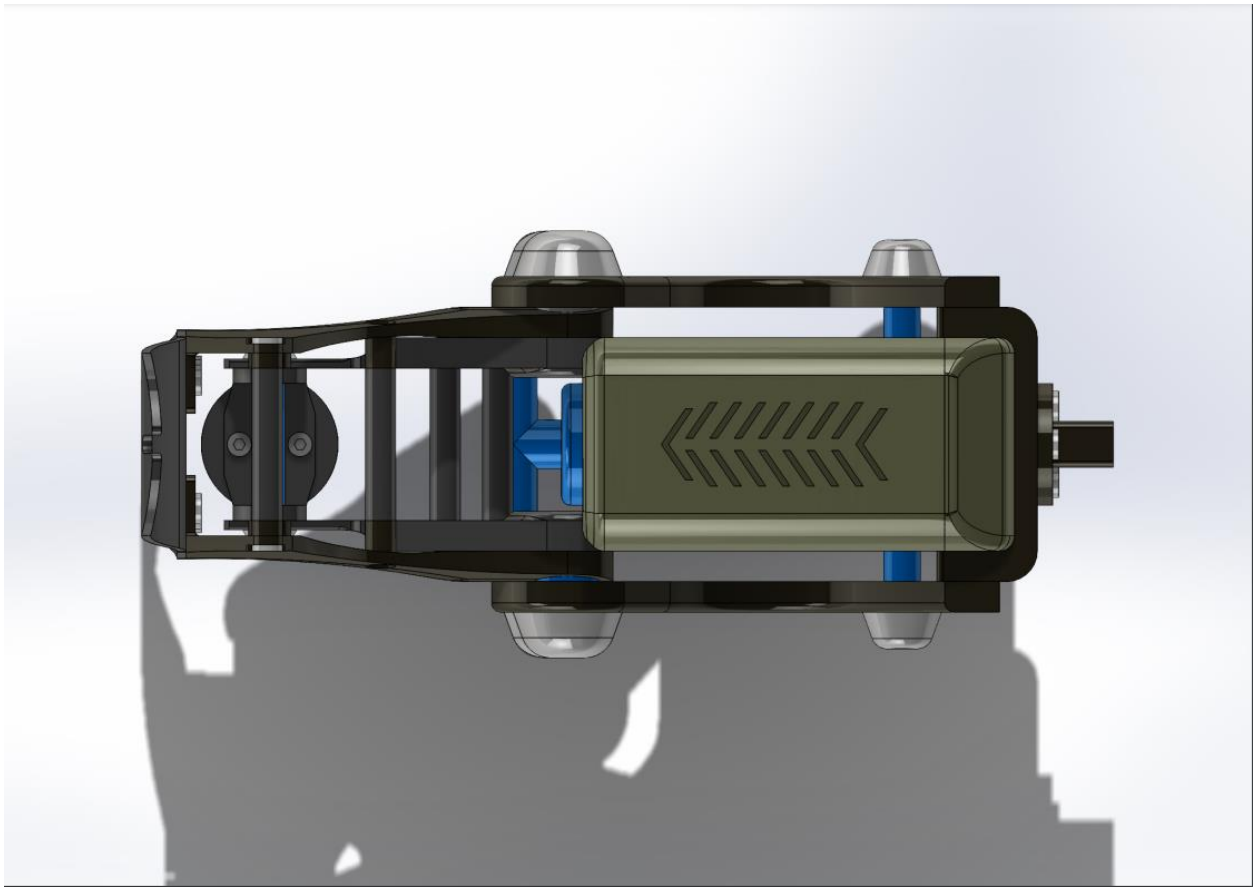


Рисунок 15. Вид протеза сверху, демонстрирующий размещение приводного модуля.

Электродвигатель интегрирован в корпус таким образом, чтобы обеспечить компактность и защиту от внешних воздействий. При выборе мотор-редуктора рассматриваются варианты с наличием встроенных энкодеров для обратной связи, к примеру, Maxon EC-i 40 High Torque с контроллером EPOS4. Подобная

конструкция позволяет реализовать адаптивное управление движением в зависимости от фазы шага пациента, а не от частоты оборотов вала.

В добавок следует упомянуть что статический анализ показал максимальную жесткость — 65.5 кН/м при θ = 20°, что при самом плачевном сценарий эксплуатации протеза, механизм выдержит нагрузку и продолжить выполнять свою главную полезную функцию.

3.1 Результаты исследования

В ходе проведения исследования по теме «Разработка компьютерной модели протеза голеностопа» мною было установлено по меньшей мере 3 программных продуктов для статического и динамического моделирования механизмов упругих и жестких тел. Для начала был проведен поиск по бесплатным программам позволяющие расчитать кинематику механизмов и распространялись в свободном доступе. Затем было спроектирована группа элементов и соеденино в модель протеза в CAD программе. После был отправлен запрос на обретение лицензии специализированного медицинского ПО для моделирования органов человека, в том числе анатомии голеностопного сустава.

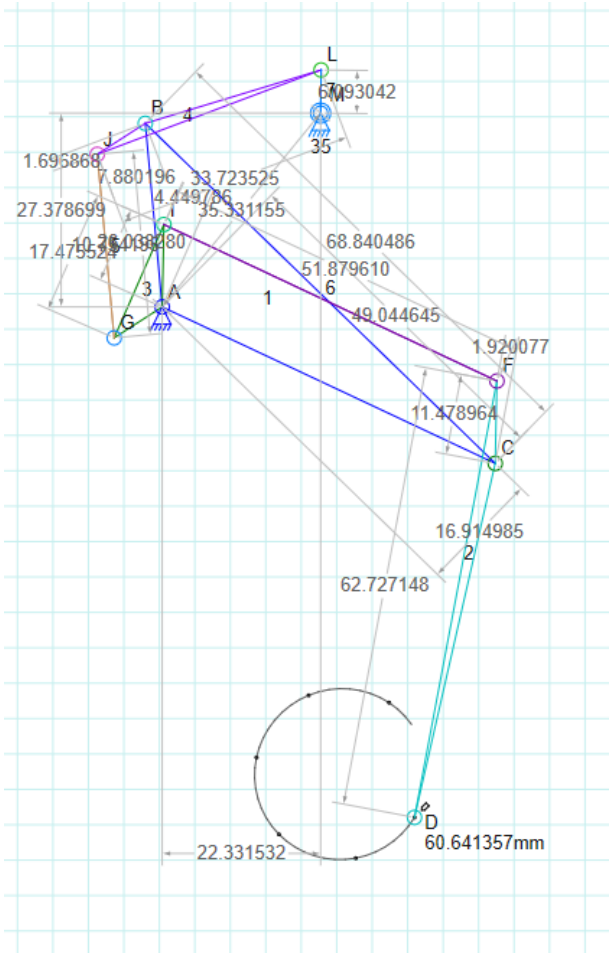


Рисунок 16. Динамическая схема ноги с голеностопом во время имитации движения голеностопа круговым движением, построенной в виртуальной модели в программе Linkage Software.

Таблица 4. Сравнение жесткости при разных углах наклона

Угол θ (°)	Жесткость (кН/м)
-25	30
-15	40
-10	45
0	50
10	60
20	70
30	85

Рисунок 17. График зависимости жесткости пружины от угла наклона

С увеличением угла наклона в положительную сторону наблюдается рост жёсткости за счёт усиленного сопротивления упругих элементов сжатия. Отрицательные значения угла приводят к снижению жёсткости, что обусловлено изменением направления приложения внешней нагрузки и эффективной работы демпфирующего модуля. Данные являются приближенными и получены на основании анализа модели в CAD-среде и предварительных теоретических расчётов.

В отличие от стандартного анализа прямолинейной походки, данная модель ориентирована на воспроизведение кругового движения, характерного для велоэргометра. Это позволило рассмотреть более сложные сценарии нагружения и проверить надёжность конструкции при повторяющихся циклических движениях. Linkage Software продемонстрировала высокую точность в расчётах и визуализации, обеспечив возможность оперативной настройки параметров модели и анализа поведения конструкции в реальном времени.

В рамках дипломной работы по разработке универсального протеза голеностопного сустава для различных возрастных групп и полов, важно

опираться на актуальные стандарты и нормативные документы, действующие в Республике Казахстан. Это обеспечит соответствие изделия требованиям национального законодательства и повысит его практическую ценность.

СТ РК 69-99 «Протезы нижних конечностей, изготовленные по индивидуальному заказу. Общие технические условия» [11] - этот стандарт распространяется на протезы нижних конечностей, предназначенные для восстановления функций опоры и ходьбы после ампутации. Он устанавливает общие технические требования к таким протезам, включая требования к материалам, конструкции и испытаниям.

Приказ Министра труда и социальной защиты населения РК от 27 декабря 2021 года № 502 - утверждает классификатор технических вспомогательных (компенсаторных) средств, специальных средств передвижения и услуг, предоставляемых лицам с инвалидностью. В данном классификаторе указаны виды протезно-ортопедических средств, включая протезы нижних конечностей, и их краткие характеристики. [12]

«Инструкция о порядке предоставления протезно-ортопедической помощи в Республике Казахстан» - согласно этой инструкции, замена протезов нижних конечностей на основе модулей и узлов, изготовленных по современной технологии, производится не ранее чем через три года, а для детей-инвалидов до 16 лет — не ранее чем через два года со дня их получения. [13]

3.2 Перспективы развития данной отрасли для стран Центральной Азии

Учитывая вышеуказанные стандарты и нормативные документы, предлагается разработать универсальный модульный протез голеностопного сустава, который может быть адаптирован под различные возрастные группы и пол пациента. Такой протез должен учитывать анатомо-физиологические особенности стопы у детей и взрослых, а также обеспечивать возможность быстрой замены отдельных компонентов в соответствии с ростом и развитием пациента.

Ключевые особенности предлагаемой конструкции соблюдают требоваия к ним: модульная структура, позволяющая заменять отдельные компоненты протеза без необходимости полной замены изделия. Использование материалов, соответствующих требованиям биологической безопасности и прочности, установленных в СТ РК 69-99. [14]

Возможность индивидуальной настройки протеза под анатомические особенности пациента, что соответствует принципам, изложенным в классификаторе технических вспомогательных средств. [15]

Существуют профессиональные программы позволяющие проводить глубокое исследование анатомии человеческого тела, в том числе кинематику движения отдельно взятых органов или костной системы как показано на рисунке 18. На данном рисунке показан интерфейс программы OpenSIM creator.

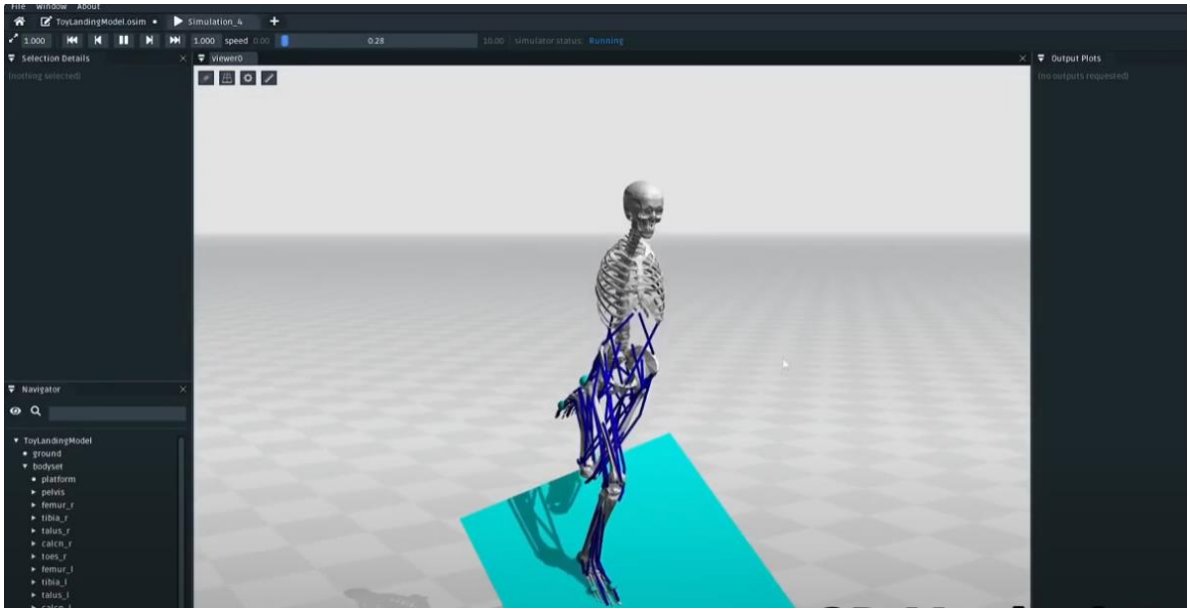


Рисунок 18. Интерфейс программного обеспечения OpenSIM

Для проведения более точного биомеханического анализа и медицинского заключения на разрабатываемые протезы, в дальнейшем планируется использование специализированной научной платформы OpenSim (SimTK), разработанной Стэнфордским университетом. OpenSim позволяет строить и исследовать динамические модели опорно-двигательной системы человека, включая симуляции мышечных усилий, торсионных нагрузок и нейромышечного контроля. Это открывает перспективу интеграции разработанной механической модели протеза в анатомически корректную симуляционную среду.[4]

Так как для проведения полномасштабного компьютерного моделирования протеза голеностопа требуется конвертация моделей форматов CAD а именно .dwg, .a3d, .stl в прогаммную среду OpenSIM работающий с собственными форматами .osim, то для этого требуются специальные авторские права разработчика, чем я не обладаю на данный момент. Но, я надеюсь, что сообщество предоставит такие возможности в будущем.

Следует отметить, что полученные результаты являются предварительными и ориентированы на кинематическую симуляцию с помощью Linkage Software. Данная среда подходит для отработки механических принципов работы рычажно-пружинных систем, однако она не учитывает сложную анатомическую структуру мышечно-связочного аппарата человека.

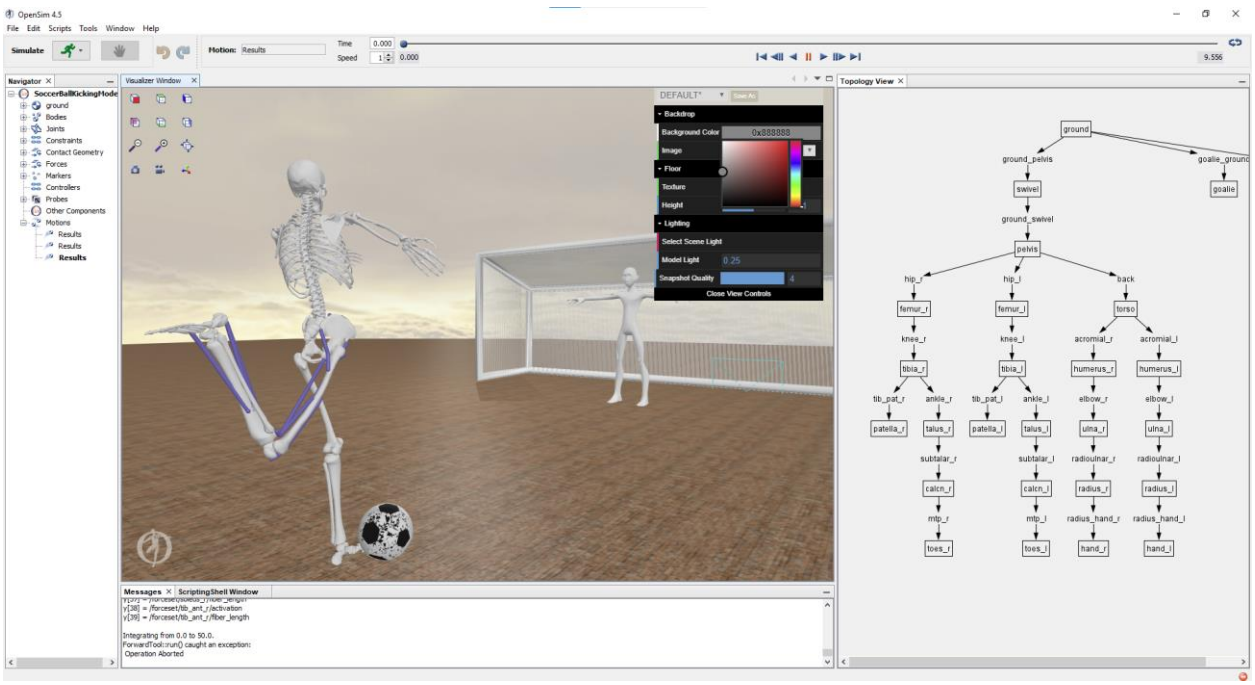


Рисунок 19. Интерфейс программного обеспечения OpenSIM с диалоговым окном древа зависимостей объектов и слоев для компьютерного моделирования

Разработка универсального модульного протеза голеностопного сустава, соответствующего национальным стандартам и нормативным документам Республики Казахстан, позволит обеспечить эффективную реабилитацию пациентов различных возрастных групп и полов. Такой подход способствует повышению качества жизни лиц с ампутацией нижних конечностей и соответствует современным требованиям к протезно-ортопедическим изделиям.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В перспективе развития по данной теме можно провести интеграцию разработанной конструкции в OpenSim (SimTK) — научную платформу для биомеханического моделирования, что позволит расширить возможности анализа за счёт учёта мышечной активности, связок и точных анатомических параметров. Это будет особенно актуально при адаптации модели под конкретные анатомические особенности пациентов и при подготовке к физическим испытаниям.

1. Разработана 2D-модель протеза голеностопа с пружинными элементами.
2. Определены предельные значения жесткости: 65.5 кН/м (статическая нагрузка) и 70 кН/м (динамическая).
3. Рекомендованы материалы (сталь 35Г2) для обеспечения устойчивости конструкции.
4. Модель может быть использована для проектирования биопротезов.

Перспективы:

- Доработка модели с учетом индивидуальных анатомических особенностей.
- Испытания физического прототипа.

Результаты работы могут быть расширены в рамках биомеханической платформы OpenSim с последующим сравнением конфигураций упругих элементов, аналогично исследованию Grimmer, M. ; Eslamy, M. ; Gliech, S. ; Seyfarth (2012), где была показана эффективность комбинированных приводов SE+PEA при имитации биомеханики голеностопа. Это позволит не только повысить точность симуляции, но и определить оптимальные параметры жёсткости и энергетического баланса конструкции.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. https://forbes.kz/articles/kak_ispolzovannyie_protezyi_iz_ssha_stavyat_na_nogi_kazahstantsev
2. Смирнова Л.М., Пономаренко Г.Н., Сусляев В.Г. Методология и информационно-измерительная система для персонификационного синтеза протезов нижних конечностей // Информационно-управляющие системы. – 2021. – №6. – С. 64-74.
3. https://www.solidworks.com/
4. https://simtk.org/projects/opensim
5. https://blog.rectorsquid.com/linkage-mechanism-designer-and-simulator/
6. https://kpfu.ru/portal/docs/F968620840/metod..II.tablicy.artrosindesmologiya.26.09.18.pdf
7. A comparison of parallel- and series elastic elements in an actuator for mimicking human ankle joint in walking and running. Grimmer, M. ; Eslamy, M. ; Gliech, S. ; Seyfarth, A. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2012
8. https://aviastal.kz/sprav/marochnik/nerzhaveushaya-stal/stal-konstruktcionnaya/stal-nizkolegirovannaya/35g2
9. https://springactive.com/
10. https://qazpatent.kz/ru/
11. СТ РК 69-99. Протезы нижних конечностей, изготовленные по индивидуальному заказу. Общие технические условия. — Астана: КГС, 1999.
12. Приказ Министра труда и социальной защиты населения РК от 27 декабря 2021 г. № 502 «Об утверждении классификатора технических вспомогательных (компенсаторных) средств» https://adilet.zan.kz/rus/docs/V2100026087
13. https://adilet.zan.kz/rus/docs/V980000763_
14. https://adilet.zan.kz/rus/docs/V2300032984
15. https://online.zakon.kz/Document/?doc_id=30017353

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН
КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ им. К.И. САТПАЕВА

РЕЦЕНЗИЯ

на дипломный проект студентки образовательной программы
6B07111 – Робототехника и мехатроника
Чалой Дарьи Алексеевны

Тема работы: **«Разработка компьютерной модели протеза голеностопа»**

Объём выполненной работы:
а) графическая часть — 19 листов
б) пояснительная записка — 27 страниц

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Дипломный проект Дарьи посвящена актуальной и социально значимой теме — проектированию универсального модульного протеза голеностопного сустава с учётом индивидуальных антропометрических особенностей пациентов различного возраста и пола. Работа отличается высокой степенью практической направленности и демонстрирует уверенное владение студенткой современными методами компьютерного моделирования и анализа.

Актуальность темы обоснована статистическими данными Всемирной организации здравоохранения о высоком уровне ампутаций нижних конечностей, а также низкой доле пациентов, получающих протезы, адаптированные под биомеханику конкретного пользователя. Это подчёркивает значимость разработки конструкций, способных обеспечить индивидуализированный подход к восстановлению двигательных функций.

Структура работы логична, последовательно изложена теоретическая база, отражена практика применения CAD-инструментов (в частности, SolidWorks и Linkage Software), а также выполнен анализ прочности и подвижности конструкции. Проведён выбор оптимального материала (сталь 35Г2), рассчитаны параметры жесткости и обоснована работоспособность конструкции на этапе имитационного моделирования.

Следует отметить соблюдение нормативных требований, включая стандарты СТ РК 69-99, а также осведомлённость автора о законодательной базе в сфере протезирования в Республике Казахстан. Это усиливает прикладную ценность исследования.

Положительным моментом является определение направлений дальнейшего развития: студентка предлагает использовать платформу OpenSim для оценки динамики модели с учетом мышечной активности, что свидетельствует о глубоком понимании перспектив цифровой ортопедии и биомеханики.

ОТМЕЧАЕМЫЕ ОСОБЕННОСТИ И РЕКОМЕНДАЦИИ

Вместе с тем, следует отметить, что в работе отсутствует представление экспериментального прототипа либо натурная верификация разработанной модели, что ограничивает возможность практической оценки её эксплуатационных характеристик. Динамический анализ конструкции изложен недостаточно подробно, без углублённого рассмотрения нагрузочных сценариев. Текст работы в целом оформлен корректно, однако требует незначительной редакторской доработки в части стилистики и логической связности отдельных фрагментов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН
КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ им. К.И. САТПАЕВА

В целом, работа выполнена на высоком уровне, демонстрирует профессиональную компетентность автора, владение инструментами проектирования и ориентацию на прикладные задачи в области медицинской мехатроники. Работа соответствует установленным требованиям и заслуживает оценки **«отлично» (A)** с рекомендацией к защите.

Рецензент

«29» 05 2025 г

Старший преподаватель кафедры информационных технологий и библиотечного дела Казахского национального женского педагогического университета, PhD Алимбаева Ж. Н.

ОТЗЫВ
НАУЧНОГО РУКОВОДИТЕЛЯ
на дипломный проект
(наименования вида работы)

Чалая Дарья Алексеевна
(Ф.И.О. обучающегося)

6В07111 - "Робототехника и мехатроника"
(название специальности и шифр)

Тема: «Разработка компьютерной модели протеза голеностопа»

В дипломном проекте разработана концепция универсального модульного протеза голеностопного сустава, предназначенного для использования пациентами разных возрастных групп и пола. Были проанализированы анатомо-физиологические особенности стопы у детей и взрослых, приведена сравнительная таблица биомеханических параметров и нормативные требования, регламентированные СТ РК 69-99.

Моделирование конструкции осуществлялось в CAD-среде SolidWorks с последующим анализом на прочность. Разработанный протез учитывает возможности индивидуальной настройки за счёт модульной архитектуры и способен обеспечить биомеханическую адаптацию под параметры конкретного пациента. В перспективе работа может иметь практическую ценность и может быть использована при протезировании голеностопа.

Задачи, поставленные для данного дипломного проекта, были выполнены, студентка Чалая Дарья. продемонстрировала свои навыки и знания при выполнении дипломного проекта, поэтому считаю, что она заслуживает академической степени бакалавра робототехники и мехатроники, и оцениваю работу в 82 балла.

Научный руководитель

К.т.н., ассоциированный профессор

_____ Л.А. Курмангалиева

9.06. 2025 г.

Протокол

о проверке на наличие неавторизованных заимствований (плагиата)

Автор: Чалая Дарья Алексеевна

Соавтор (если имеется):

Тип работы: Дипломная работа

Название работы: Разработка компьютерной модели протеза голеностопа

Научный руководитель: Ляззат Курмангалиева

Коэффициент Подобия 1: 7.1

Коэффициент Подобия 2: 6.6

Микропробелы: 21

Знаки из здругих алфавитов: 14

Интервалы: 0

Белые Знаки: 0

После проверки Отчета Подобия было сделано следующее заключение:

☑ Заимствования, выявленные в работе, является законным и не является плагиатом. Уровень подобия не превышает допустимого предела. Таким образом работа независима и принимается.

☐ Заимствование не является плагиатом, но превышено пороговое значение уровня подобия. Таким образом работа возвращается на доработку.

☐ Выявлены заимствования и плагиат или преднамеренные текстовые искажения (манипуляции), как предполагаемые попытки укрытия плагиата, которые делают работу противоречащей требованиям приложения 5 приказа 595 МОН РК, закону об авторских и смежных правах РК, а также кодексу этики и процедурам. Таким образом работа не принимается.

☐ Обоснование:

Дата

Заведующий кафедрой

Отчет подобия

Метаданные

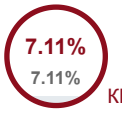
Название организации
Satbayev University
Название
Разработка компьютерной модели протеза голеностопа

Автор
Чалая Дарья Алексеевна
Научный руководитель / Эксперт
Ляззат Курмангалиева

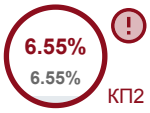
Подразделение
ИАиИТ

Объем найденных подобий

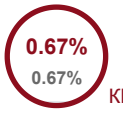
КП-ия определяют, какой процент текста по отношению к общему объему текста был найден в различных источниках.. Обратите внимание!Высокие значения коэффициентов не означают плагиат. Отчет должен быть проанализирован экспертом.



КП1



КП2



КЦ

25
Длина фразы для коэффициента подобия 2

5051
Количество слов

42265
Количество символов

Тревога

В этом разделе вы найдете информацию, касающуюся текстовых искажений. Эти искажения в тексте могут говорить о ВОЗМОЖНЫХ манипуляциях в тексте. Искажения в тексте могут носить преднамеренный характер, но чаще, характер технических ошибок при конвертации документа и его сохранении, поэтому мы рекомендуем вам подходить к анализу этого модуля со всей долей ответственности. В случае возникновения вопросов, просим обращаться в нашу службу поддержки.

Замена букв		14
Интервалы	A→	0
Микропробелы		21
Белые знаки		0
Парафразы (SmartMarks)	a	2

Подобия по списку источников

Ниже представлен список источников. В этом списке представлены источники из различных баз данных. Цвет текста означает в каком источнике он был найден. Эти источники и значения Коэффициента Подобия не отражают прямого плагиата. Необходимо открыть каждый источник и проанализировать сожержание и правильность оформления источника.

10 самых длинных фраз — Цвет текста

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ И АДРЕС ИСТОЧНИКА URL (НАЗВАНИЕ БАЗЫ)	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	https://kpfu.ru/portal/docs/F968620840/metod..II.tablicy.artrosindesmologiya.26.09.18.pdf	147 2.91 %
2	https://kpfu.ru/portal/docs/F968620840/metod..II.tablicy.artrosindesmologiya.26.09.18.pdf	114 2.26 %
3	https://kpfu.ru/portal/docs/F968620840/metod..II.tablicy.artrosindesmologiya.26.09.18.pdf	70 1.39 %
4	https://kpfu.ru/portal/docs/F968620840/metod..II.tablicy.artrosindesmologiya.26.09.18.pdf	17 0.34 %

5	https://kpfu.ru/portal/docs/F968620840/metod..II.tablicy.artrosindesmologiya.26.09.18.pdf	11	0.22 %

из базы данных RefBooks (0.00 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)

из домашней базы данных (0.00 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)

из программы обмена базами данных (0.00 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)

из интернета (7.11 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	ИСТОЧНИК URL	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	**https://kpfu.ru/portal/docs/F968620840/metod..II.tablicy.artrosindesmologiya.26.09.18.pdf**	**359 (5) 7.11 %**

Список принятых фрагментов (нет принятых фрагментов)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	СОДЕРЖАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)

StrikePlagiarism.com

SATBAYEV UNIVERSITY

Дата отчета 6/9/2025
Дата редактирования ---

Отчет не был оценен

Отчет об обнаружении ИИ-контента

Результат поиска отражает вероятность того, был ли текст создан инструментом ИИ с использованием GPT-2, GPT-J, GPT-NEO, GPT-3, GPT-4 или Bard.

Метаданные

Название организации
Satbayev University
Название
Разработка компьютерной модели протеза голеностопа

Автор
Чалая Дарья Алексеевна
Научный руководитель / Эксперт
Ляззат Курмангалиева

Подразделение
ИАиИТ

Коэффициент Вероятности ИИ 6%

Коэффициент Вероятности ИИ — это показатель, отражающий среднюю вероятность использования ИИ для всего документа. Результат 90% следует рассматривать как 90%-ную уверенность того, что контент был создан с использованием инструментов ИИ.

Система группирует текстовые фрагменты в 5 диапазонов. Каждый из диапазонов имеет свой цветовой код, отражающий уровень вероятности присутствия ИИ в тексте. Зеленый цвет означает низкий уровень вероятности того, что текст был сгенерирован ИИ, а красный, наоборот, высокий уровень.

- 0 - 20%
- 21 - 40%
- 41 - 60%
- 61 - 80%
- 81 - 100%

Индикатор Контента ИИ 0%

Этот коэффициент указывает, какая часть текста могла быть создана с использованием искусственного интеллекта в пределах порогового значения, заранее заданного пользователем. 97% означает, что 97% текста имеет коэффициент вероятности ИИ выше 78% (0,78 - заранее заданный коэффициент вероятности ИИ).

Подробности

Ниже представлен список фрагментов, ранжированных по вероятности ИИ, от фрагментов с самой высокой вероятностью до фрагментов с самой низкой вероятностью ИИ.

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	ФРАГМЕНТ	ВЕРОЯТНОСТЬ КОНТЕНТА ИИ	ЧИСЛО СЛОВ
1	Это позволило рассмотреть более сложные сценарии н...	43%	15
2	В отличие от стандартного анализа прямолинейной по...	38%	17
3	Поддержка нагрузки экзоскелетов - это, по сути, рю...	36%	60
4	Протезы с электроприводом, созданные в SpringActiv...	33%	56
5	Детали машиностроения: Используется для изготовлен...	31%	116
6	Linkage Software продемонстрировала высокую точнос...	31%	50
7	Поиск существующих компаний производителей голенос...	30%	41
8	Рисунок 5. Кинематика перемещения с протезом и гра...	29%	55
9	Рисунок 1. Основные контуры органов человеческого ...	29%	63
10	2. Определены предельные значения жесткости: 65.5 ...	28%	39

11	Данная среда подходит для отработки механических п...	27%	61
12	В отличие от традиционных CAD-систем, Linkage обес...	24%	42
13	При выборе мотор-редуктора рассматриваются вариант...	23%	22
14	Существующие базы данных о характеристиках пружин ...	21%	17
15	Финансовая поддержка со стороны программы SBIR был...	11%	73
16	ВВЕДЕНИЕ По данным Всемирной организации здравоох...	5%	333
17	Такой подход способствует повышению качества жизни...	4%	80
18	Это обеспечит соответствие изделия требованиям нац...	4%	432
19	2. Хорошая обрабатываемость: Сталь 35Г2 легко обра...	4%	101
20	Также компания активно ведёт исследования в област...	4%	628
21	Рисунок 2. 3D модель голеностопа взрослого человек...	3%	816
22	Подобная конструкция позволяет реализовать адаптив...	3%	245
23	В таблице 3 представлены характеристики. Рисунок ...	3%	604
24	- Испытания физического прототипа. Результаты рабо...	2%	196
25	Стоит добавить о отсутсвии каких-либо готовых прог...	2%	75
26	Прототип был ориентирован на биомеханическое модел...	2%	543
27	Виды эндопротезирования голеностопного сустава: 1....	2%	212

ВВЕДЕНИЕ

По данным Всемирной организации здравоохранения, в мире ежегодно проводится свыше 1 миллиона ампутаций нижних конечностей, из которых около 30% касаются области голеностопного сустава. Несмотря на развитие технологий протезирования, лишь около 10% пациентов получают протезы, учитывающие индивидуальные биомеханические особенности. В этой связи особенно актуальны исследования в области персонализированного проектирования и моделирования протезов, что позволяет повысить качество жизни пациентов, сократить период реабилитации и снизить риск вторичных травм. В мире около ста миллионов человек нуждаются в протезировании. Ежегодно миллион человек по всему свету теряют руку или ногу по разным причинам: в 54% случаев ампутации происходят из-за диабета, в 44% - из-за механических травм, в 2% случаев - из-за онкологии. В Казахстане, по данным Минздрава, ежегодное число операций по ампутации достигает почти шести тысяч.[1]

Современные тенденции в области протезирования направлены на создание адаптивных устройств, способных изменять жёсткость и амортизационные свойства в зависимости от условий эксплуатации. Например, бионические протезы нового поколения используют обратную связь от сенсоров давления и угла наклона, что позволяет системе автоматически подстраиваться под фазу шага. Однако высокая стоимость и сложность управления ограничивают их массовое применение. Сравнительный анализ типов протезов представлен в таблице 1.

При разработке протеза, имитирующего движение голеностопа в процессе, к примеру, кручения педали велосипеда, критически важна точная передача кинематических характеристик сустава. В данной работе использовались программы SolidWorks[2], Linkage Software[3] и OpenSIM от компании SIMTK[4].

Данное решение обусловлено необходимостью построения динамической модели, близкой к реальному биомеханическому движению - в частности, круговой траектории вращения, характерной для велосипедного хода. Программа Linkage позволяет в интерактивном режиме отслеживать движение всех элементов конструкции, задавать пружинные связи и рассчитывать силы в звеньях, что делает её эффективным инструментом для анализа биомеханических систем.

I АНАТОМИЯ ГОЛЕНОСТОПА

- Объект исследования

Современные протезы голеностопа должны обеспечивать естественную биомеханику движения, минимизировать дискомфорт и предотвращать травмы. Компьютерное моделирование позволяет оптимизировать конструкцию протеза, сократить время разработки и снизить затраты на производство. Так объектом исследования является наилегчайший метод для компьютерного моделирования.

Цель работы: разработать компьютерную модель протеза голеностопа, провести исследования в области виртуальных компьютерных симулляционных программ для проектирования биомеханических протезов.

Задачи:

1. Расчитать жесткость механизма протеза;
2. Поиск существующих компаний производителей голеностопных протезов;
3. Провести компьютерное моделирование с использованием САПР и других узконаправленных программных продуктов.
Прежде чем приступить, необходимо определиться с типом протеза. Они делятся на две группы, первая - механические протезы, и вторая - эндопротезы голеностопного сустава. Виды эндопротезирования голеностопного сустава:
1. Однополюсное - замещается только часть сустава, например таранная кость или тибальный компонент, чаще используется при локальных травм;
2. Тотальное - замещаются обе суставные поверхности: таранной и большеберцовой костей, применяется при тяжелых артрозах, некрозе, и механических деформациях костей;
3. С индивидуальным аксонометрическом имплантатом - протез изготоавливается по КТ пациента, показан при анатомических особенностях, деформациях или повторных операциях.
Медицинские показания для использования протезов голеностопного сустава пациентом являются являются следующие заболевания: постравматический остеоартроз, некроз таранной кости, деформации варуса, деформации вальгуса, деформации эквиноваруса и другие типы деформации. Так же в медицинской практике предусмотрены частные случаи боли, ограничесния подвижности, неэффективности консервативного лечения. Между тем есть и осложения от имплантов, а именно инфекции, асептичсекое расшатывание протеза, нарушение фиксации импланта, болевой синдром - в следствие чего нестабильность, повреждение костей - сухожилий - сосудов. Эндопротез - это внутрисуставная замена, пассивный компонент, не имеющий активной механики, то есть он не двигается сам, движение происходит за счет мыщц пациента. Он так же биосовместим, вживляется в организм и остаётся там надолго. Точных сроков и гарантий не предусмотрено, есть лишь статистические данные из развитых стран таких как, США, Канада, Япония, Израиль, с которыми можно ознакомиться и провести поиск самостоятельно с помощью поисковых систем. Я в данной работе исследовала и спроектировала механический протез, так как не являюсь студентов медицинского университета.

Рисунок 1. Основные контуры органов человеческого тела для осуществления ходьбы

Современные тенденции в области протезирования направлены на создание адаптивных устройств, способных изменять жёсткость и амортизационные свойства в зависимости от условий эксплуатации. Например, бионические протезы нового поколения используют обратную связь от сенсоров давления и угла наклона, что позволяет системе автоматически подстраиваться под фазу шага. Однако высокая стоимость и сложность управления ограничивают их массовое применение.

Рисунок 2. 3D модель голеностопа взрослого человека

Данную модель можно скачать с официальных источников предоставивших общий свободный доступ для исследовательских целей.[5]
Сравнительный качественный анализ типов протезов представлен в таблице 1 и отражает лишь относительные параметры. К сожалению автору не удалось проверить эмперическим методом каждого из типов протезов.

Таблица 1. Сравнение доступных типов протезов.

Тип протеза	Источник энергии	Регулируемая жёсткость	Биомиметика	Стоимость (условная)	Надёжность
Пассивный	Отсутствует	Нет	Низкая	Низкая	Высокая
Активный	Внешний привод	Частично	Средняя	Средняя	Средняя
Бионический	Встроенные моторы	Да	Высокая	Высокая	Средняя
Модель из проекта	Пружинная система	Частично	Средняя	Низкая	Высокая

Одной из задач исследования является построение графика, отражающего зависимость жёсткости пружинного элемента от угла наклона стопы. Такая постановка задачи особенно актуальна при моделировании движений, аналогичных кручению педали велосипеда, где голеностопный сустав совершает круговое движение с переменным моментом сопротивления. Понятие жёсткости в контексте моделирования пружинной системы протеза отражает способность элемента сопротивляться деформации. В классическом виде жёсткость определяется согласно закону Гука, установленному английским физиком Робертом Гуком в XVII веке. Он формулируется следующим образом:
где:
F - сила, приложенная к пружине; Δx - удлинение пружины; k - коэффициент жёсткости.
Данный закон справедлив для линейно-упругих тел в пределах упругой деформации и является основой для проектирования элементов, работающих на растяжение или сжатие, включая компоненты биомеханических протезов.

Рисунок 3. зависимость жёсткости пружины от угла наклона, построенная с учётом обобщения закона Гука:

Зависимость жёсткости пружины от угла наклона: график вида: Ось X: угол наклона θ (°), диапазон от 0 до 40°. Ось Y: Жёсткость (кН/м). Будет отображён рост жёсткости с увеличением угла (например, от 50 до 70 кН/м при 0-40°), что дает нам линейную зависимость согласно закону Роберта Гука.

- Обзор литературы

Для того чтобы правильно определить какой тип протеза необходимо изготовить, требуется медицинское освидетельсвтвование и подробно изучить структуру костной анатомии человека. Для этого нам потребуется обратиться к медицинским источникам которые распространяются в свободном доступе, среди них я выбрала работу Тутова М.А., Калитин М.С., Шафиуллина А.К. «СОБЛИНЕНИЯ КОСТЕЙ Суставы в таблицах

свободном доступе, среди них я выбрала работу Титова М.А., Калигин М.С., Шафигуллина А.К. «СОЕДИНЕНИЯ КОСТЕЙ Суставы в таблицах Учебно-методическое пособие». В таблице 2 подробно описывается кинематика голеностопного сустава.[6]

Таблица 2. Кинематика голеностопного сустава.

Голеностопный сустав (articulatio talocruralis)						
Образование сустава	Прикрепление капсулы	Классификация	Вспомогательные элементы	Связки		
				Название	Расположение	Функции
движения: тыльное и подошвенное сгибание; при подошвенном сгибании могут совершаться незначительные боковые		движения				
суставные поверхности латеральной и медиальной лодыжек, нижняя суставная поверхность большеберцовой кости и блок таранной кости						
спереди прикрепляется на 5-8 мм кпереди от суставного хряща, а сзади и с боков по краям суставный поверхностей		сложный, блоковидный,				
одноосный				медиальная коллатеральная (дельтовидная) связка (lig. collaterale mediale, s. deltoideum)		большеберцово- ладьевидная
связка (lig. tibionaviculare) от: медиальной лодыжки до: тыльной поверхности ладьевидной кости						укрепляют капсулу
						большеберцово- пяточная связка (lig. tibiocalcanea) от: переднего края медиальной лодыжки до: опоры таранной кости
					передняя	большеберцово- таранная связка (lig. tibiotalaris anterior) от: переднего края медиальной лодыжки до: заднемедиальной поверхности таранной кости
					задняя	большеберцово- таранная связка (lig. tibiotalaris posterior) от: заднего края медиальной лодыжки до: заднемедиальной поверхности таранной кости
				латеральная коллатеральная связка (lig. collaterale laterale, s. deltoideum)	передняя таранно-	малоберцовая связка (lig. talofibulare anterius) от: наружной поверхности латеральной лодыжки до: шейки таранной кости
					задняя	большеберцово- таранная связка (lig. tibiotalaris posterior) от: заднего края медиальной лодыжки до: заднемедиальной поверхности таранной кости

				латеральная коллатеральная связка (lig. collaterale laterale, s. deltoideum)	передняя таранно-	малоберцовая связка (lig. talofibulare anterius) от: наружной поверхности латеральной лодыжки до: шейки таранной кости
					задняя	таранно- малоберцовая связка (lig. tabofibulare posterius) от: латеральной лодыжки до: латерального бугорка заднего отростка таранной кости
					пяточно-	малоберцовая связка (lig. calcaneofibulare) от: латеральной лодыжки до: наружной поверхности пяточной кости

Учебно-методическое пособие Соединения костей. Суставы в таблицах подготовлено в соответствии с требованиями учебной программы дисциплины «Анатомия» темы Артросиндесмология для медицинских ВУЗов и положениями Международной анатомической номенклатуры (2003). Учебно-методическое пособие Соединения костей. Суставы в таблицах дополняет основные сведения, изложенные в учебно-методическом пособии Соединения костей. Общая и частная Артросиндесмология. Сведения по общей артросиндесмологии в данном пособии даны кратко, но позволяют быстро вспомнить основную информацию по общей артросиндесмологии, представленную подробно в учебно-методическом пособии Соединения костей. Общая и частная Артросиндесмология. Материал по суставам представлен в виде таблиц, что позволит не только самостоятельно структурировать сведения по суставам, но и поможет обучающимся быстро повторить или вспомнить изученный материал. Данное пособие предназначено для аудиторного и внеаудиторного использования.[6]

На сегодняшний день, использования компьютерных симуляционных программ, позваоляют сэкномить драгоценное время на проектирование и дизайн протезов. Среди ярких представителей научных трудов следует обратить вниамение на работу Grimmer,M. ;Eslamy,M.;Gliech,S.;Seyfarth, (2012) проведено сравнение последовательных (SEA) и параллельных (PEA) пружин в приводах протезов в симуляции моделировании ходьбы и бега.[7]

Результаты показали, что последовательное расположение приводов снижают общее энергопотребление, но требуют более мощных двигателей постоянного тока. Параллельные системы, напротив, уменьшают пиковые нагрузки на электромотор за счёт частичного поглощения кинетической энергии в пружинах, однако увеличивают общее энергопотребление. Самым эффективным оказался комбинированный подход (SE+PEA), который обеспечивает необходимы баланс в разных фазах движения. Эти выводы имеют прямое значение при выборе типа конструкции для протезов с активными механизмами протезов или полупассивными протезами. [7]

Рисунок 4. Типы механических протезов в мнемосхеме.

Существуют различные конструкционные решения по комбинации актуаторов и механических элементов в протезных устройствах, в работе мы расмотрим лишь один из видов.

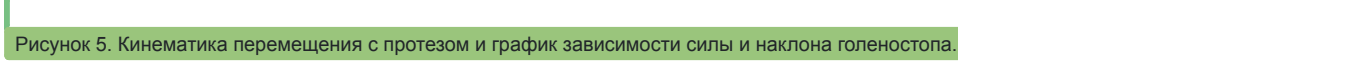


Рисунок 5. Кинематика перемещения с протезом и график зависимости силы и наклона голеностопа.

Существующие протезы требуют улучшения динамических характеристик, что подтверждает необходимость дальнейшего исследования в данной отрасли. Я предлагаю переключить фокус внимания на реализуемость и практичность будуших моделей протезов, так как такой вид медицинских устройств не применяется широко как например слуховые аппараты или контактные линзы. Стоит добавить о отсутсвии каких-либо готовых программных продуктов позволяющих в одном репозиторий выполнять сразу несколько функции. К ним можно отнести простой расчет кинематики движения механизмов, моделирование аксинометрии кинематики, инженерное проектирование разрабатываемого устройства протеза голеностопа. В связи с чем в следующей главе читатель может ознакомится с процессом моделирования глубже.

2 КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

2.1. Построение 2D-модели

Для построения и анализа виртуального протеза использовалась среда Linkage Software - инструмент, широко применяемый при исследовании кинематических цепей и биомеханических механизмов. В отличие от традиционных CAD-систем, Linkage обеспечивает интерактивную визуализацию движения, включая вращение, натяжение пружин и ограничение углов, что важно при моделировании сустава, участвующего в педалировании.

Модель состоит из четырёх ключевых компонентов: имитации голени, стопы, вращающегося кривошипа и пружинного элемента, обеспечивающего возвратную силу. Прототип был ориентирован на биомеханическое моделирование вращательного движения - аналогичного тому, как человек крутит педали велосипеда. Такая постановка задачи в первую очередь уникальна и ранее не использовалась в других работах, так же она позволила более реалистично оценить нагрузку на протез и его поведение в динамике.

Следует отметить что данное ПО распространяется свободно и не требует лицензии. Но для полной компьютерной модели требуется узкоспециализированные программы позволяющие добавить другие элементы в симуляцию. К примеру модель суставов, мыщц, кровяных и других каналов где протекают жидкости в человеческом или в теле млекопитающего.

Что касается самой программы то она не требует особых навыков в проектировании или глубоких знаний в теоретической или прикладной механике. Так что любой пользователь имеющий ПК с операционной системой Windows сможет легко установить и быстро научиться пользоваться ею. Ссылку на источник данного ПО указана в списках использованной литературы. Во время установки данной программы, было обнаружено отсутсвие других языков в пользовательском интерфейсе.

Рисунок 6. Элементы для построения виртуальной модели в программе Linkage Software

В основу конструкции настоящей модели положены принципы пассивной компенсации усилий, реализуемые через пружинную систему. При этом опора на данные исследования Grimmer, M.; Eslamy, M.; Gliech, S.; Seyfarth,(2012) позволила оценить перспективность сочетания серийной и параллельной упругости в протезных системах.[7]

Поскольку в данной работе моделировалась биомеханика вращательного движения (аналог кручения педали), была выбрана пассивная система с предварительной нагрузкой - аналог параллельной упругости, что обеспечивает возврат энергии в фазе отталкивания. Дальнейшая интеграция в активные или полуактивные решения с применением электромеханических приводов требует использования SEA/PEA-комбинаций, как показано в вышеуказанной работе.

2.2. Расчет статической жесткости

Расчёт усилия возвратной пружины с учётом массы пользователя

С целью обеспечения биомеханической функции возврата стопы при сгибании-разгибании в голеностопном суставе, была выполнена оценка необходимого усилия от упругого элемента на основании средней массы пользователя (60-80 кг). Для человека массой 75 кг сила, соответствующая весу тела, составляет:

$$= m \cdot g = 75 \cdot 9{,}81 = 735{,}75\ \text{Н} \qquad (1)$$

Была рассмотрена пружина с жёсткостью k = 12 000 Н/м и свободной длиной L_0 = 120 мм. При стандартном сжатии в 10-40% результирующая сила оказывалась недостаточной:

- при сжатии на 30% (ΔL = 36 мм) → F = 432 Н;
- при сжатии на 40% (ΔL = 48 мм) → F = 576 Н.

Таким образом, одиночная пружина не обеспечивает требуемую величину сопротивления в рабочем диапазоне деформации. Несмотря на сложность моделирования и реализации, двухпружинная компановка протеза голеностопа является наилучшим вариантом.

Для решения задачи была предложена двойная симметричная компоновка, при которой две одинаковые пружины работают параллельно. В этом случае эффективная жёсткость системы удваивается:

$$= 2 \cdot k = 24\,000 \qquad (2)$$

Расчёт показал:
- при сжатии на 30% (ΔL = 36 мм) → F=864Н;
- при сжатии на 40% (ΔL = 48 мм) → F=1152Н.

Оба значения превышают массу тела пользователя и обеспечивают необходимую фазу отталкивания при движении. Кроме того, такая компоновка позволяет варьировать параметры индивидуально - используя пружины меньшей массы и диаметра, достигается баланс между компактностью конструкции и требуемыми характеристиками. Учитывая все вышеперечисленное, можно сделать короткий вывод о механических конструкциях и сложности подбора материалов. Далее, нам потребуется обратиться к государственным стандартам по прокатным металлам и изделиям изготавливаемых на заводах производителей пружин. Техническая документация как правило доступна лишь для ознакомительного характера, но учитывая мои задачи, мне потребуется воспользоваться данными из открытых источников где можно будет получить данные о пружинах сжатия для построения приближенной к реальности компьютерной модели голеностопа. Существующие базы данных о характеристиках пружин есть у различных поставщиков товаров и заводов-производителей пружинных и амортизационных механизмов. В таблице 3 представлены характеристики.

Рисунок 7. Изображение двух пружин сжатия

Таблица 3. Характеристики пружины для протеза голеностопа

Таблица 3. Характеристики пружины для протеза голеностопа

Параметр	Значение
Вариант оформления опорных витков	Поджаты, зашлифованы
Диаметр средний (D_sp)	46,32 мм
Диаметр внутренний (D_n)	41,14 мм
Количество витков полное (n_1)	26,00 шт
Предварительная нагрузка (F*)	59,24 Н
Рабочая нагрузка (F)	118,48 Н
Максимальная нагрузка (F'*)	10,22 Н
Длина при соприкосновении витков (L_3)	116,55 мм
Жёсткость пружины (c)	2,966 Н/мм
Шаг (t)	4,68 мм
Развертка пружины	1758,40 мм
Масса одной пружины (m_1)	0,62527 кг
Вес партии пружин (m_2)	1125,49 кг

Уравнение для осевой жесткости пружины:

(3)

Результаты показывают нам предельную жесткость при статической нагрузке - 65.5 кН/м, что удовлетворяют нашим требованиям. Если сравнивать линейные актуаторы и или пневмоцилиндры, то выбор между этими сложными в эксплуатации устройствами и пружинным механизмом очевиден. В следствиях чего актуатор определен.

2.3. Динамический анализ

Прямая задача кинематики

Прямая задача кинематики заключается в определении положения, скорости и ускорения выходного звена (в данном случае - стопы) по заданному положению входного звена - голени. Для моделирования механизма использовалась рычажная схема с возвратной пружиной. При известном угле наклона голени θ определяется удлинение пружины ΔL(θ), которое приблизительно выражается через тригонометрическую зависимость:

$$\Delta L = r \cdot \quad (4)$$

$$F = k \cdot \Delta L \quad (5)$$

Где: r - расстояние от оси вращения до точки крепления пружины,

k - жёсткость пружины,

F - создаваемое усилие.

Данная модель позволяет определить реакцию пружины и движение стопы при заданном входном угле.

Обратная задача кинематики

Обратная задача кинематики направлена на определение угла и усилия, которые необходимо приложить ко входному звену (голени), чтобы стопа прошла по заданной траектории (например, описала круговую траекторию при кручении педали). Решение задачи требует моделирования всей системы и может быть выполнено в среде Linkage или аналогичной. При этом при заданной функции перемещения стопы φ(t) численно определяется функция θ(t), соответствующая движению приводного звена.

- Линеаризация уравнений для малых углов.
- Графики зависимости жесткости от угла наклона (аналогично рис. 7).

Математическая модель и уравнения движения протеза

Для описания движения протеза применяются уравнения Лагранжа второго рода, которые в общем виде записываются как:

(6)

Где:

T - кинетическая энергия системы.

q_i - обобщённые координаты (например, угол поворота голеностопа).

Q_i - обобщённые силы, действующие на систему.

- - обобщённые скорости

Построение модели на основе Лагранжа

Предположения модели

Механизм состоит из одного подвижного звена (стопы), вращающегося вокруг шарнира.

Обобщённая координата - угол поворота стопы$q=\theta$.

Возвратная пружина создаёт момент:

(7)

Энергии системы

1. Кинетическая энергия:

(8)

гдеJ- момент инерции стопы.

2. Потенциальная энергия пружины:

(9)

Уравнение Лагранжа:

ПодставляяTиV, получаем:

(10)

3. Линеаризация уравнений для малых углов

Для малых углов$\theta \approx 0$справедливо приближение:

Для малых углов~Несправедливо приближение:
(11)
Тогда потенциальная энергия упрощается:
(12)
Уравнение движения принимает вид гармонического осциллятора:
(13)
Собственная частота колебаний:
(14)
Момент, создаваемый пружиной:
(15)
Эффективная угловая жёсткость(производная момента по углу):
(16)

Рисунок 8. График зависимости эффективной жесткости от угла наклона

Таким образом, линеаризованная модель справедлива лишь для малых угловθ. В реальной системе необходимо учитывать нелинейные эффекты, например, выбирать пружины с переменной жёсткостью или вводить дополнительные механизмы стабилизации.

- Выбор материалов для проектирования модели

В качестве сырья для изготовления проттипа модели можно использовать различные композитные материалы доступные на местном рынке, но для проектного или промышленного образца рекомендуется использовать сталь 35Г2 (жесткость до 70 кН/м). Выбор пал в связи с тем что имеющиеся производители протезных устройств указывали данную марку как наиболее оптимальный материал для производства протезов голеностопа. Учитывая их практический опыт и за неимением возможности исследовать эмпирическим методом на базе нашего учреждения, то я руководствовалась апробацией реализованных на мировом рынке медицинских протезов.
Сталь марки 35Г2 - это конструкционная легированная марганцевистая сталь, используемая для изготовления деталей с повышенными требованиями к износостойкости и прочности.Основным назначением являетсяизготовление деталей, подверженных высоким нагрузкам и трению, таких как валы, полуоси, шестерни, коленчатые валы и другие.
Подробнее о назначении стали 35Г2:
1. Детали машиностроения:
Используется для изготовления валов, полуосей, цапф, рычагов сцепления, вилок, фланцев, коленчатых валов, шатунов, болтов, колец, кожухов, шестерней и других деталей, которые работают в тяжелых условиях и подвергаются износу.
2. Детали с повышенными требованиями к износостойкости:
Сталь 35Г2 подходит для тех деталей, где важна устойчивость к истиранию и ударным нагрузкам.
3. Машиностроение:
Применяется в различных отраслях машиностроения, где требуется высокая прочность и износостойкость деталей.
4. Турбиностроение:
Использование в тех частях турбин, которые испытывают повышенные механические нагрузки.
5. Изделия с повышенными требованиями к надежности:
Например, в автомобилях для изготовления полуосей, валов и других деталей, где важна долговечность и надежность.
Дополнительные свойства и характеристики стали 35Г2:
1. Легирование марганцем:
Придает стали повышенную прочность, износостойкость и хорошую обрабатываемость.
2. Хорошая обрабатываемость:
Сталь 35Г2 легко обрабатывается механически, что упрощает изготовление сложных деталей.
3. Ограниченная свариваемость:
Требует специальных мер при сварке, но может быть использована в тех случаях, где сварные соединения не критичны.[8]
В качестве примера коммерчески успешного прообраза протеза голеностопа следует обратить внимание на производителя SpringActive - американская компания, специализирующаяся на разработке передовых активных протезов и экзоскелетов, направленных на восстановление и усиление человеческой подвижности.
Разработка усовершенствованных протезов с электроприводом, которые восстанавливают биологическую походку людям с ампутацией нижних конечностей, является основным направлением деятельности SpringActive. За многие годы мы разработали высокофункциональные, прочные и практичные протезы с электроприводом - пишется на официальном сайте.
Протезы с электроприводом, созданные в SpringActive, успешно реализовали полную нормализацию голеностопного сустава, предоставляя всю энергию, наблюдаемую при походке человека. Рынок протезов является конкурентным и требовательным, требуя, чтобы устройства были легкими с длительным сроком службы батареи. Новые подходы к приведению в действие, точные инженерные модели и интуитивные методологии управления имеют решающее значение для соответствия ценностному предложению рынка. Финансовая поддержка со стороны программы SBIR была и продолжает играть важную роль в процессе НИОКР.
В разработках компании используется подход активного управления движением: система привода и встроенные сенсоры позволяют устройству в реальном времени реагировать на изменения положения тела и фазы шага. Это обеспечивает не только биомеханическое соответствие естественным движениям человека, но и компенсирует энергетические потери, характерные для обычных пассивных протезов.
Исследования экзоскелетов в SpringActive приняли множество форм: от поддержки нагрузки до персонального дополнения. Поддержка нагрузки экзоскелетов - это, по сути, рюкзаки с ногами. Сочетание эффективного приведения в действие, элегантных кинематических структур и интуитивно понятных методов управления дает высокопроизводительные, эргономичные и эффективные результаты.
Персональные дополнения экзоскелетов пассивно или активно добавляют крутящий момент к суставам ног. Элегантные решения здесь являются ключевыми для проектирования систем, которые являются легкими и прозрачными для пользователя, что является сложной задачей.
Также компания активно ведёт исследования в области робототехники и биомеханики, разрабатывая четырёхногие роботизированные

платформы для изучения энергоэффективных стратегий ходьбы. Данные разработки служат не только прикладным задачам, но и выполняют роль экспериментальных платформ для тестирования новых типов приводов, систем управления и конструктивных решений с использованием упругих элементов.
SpringActive представляет собой пример технологически ориентированной компании, сочетающей в себе инженерные разработки, фундаментальные исследования и клинические испытанные модели протезов голеностопа.[9]

Рисунок 9. Реальный механический протез на лабораторном стенде

Ниже приведена таблица с рассчитанными параметрами пружин, которые подойдут для протеза голеностопа человека весом от 60 до 80 кг. Они обеспечивают жёсткость в диапазоне от 12 до 18 кН/м и при этом имеют меньшую массу и размеры по сравнению с исходной конструкцией.

Таблица 4. Подбор материалов для пружинного механизма

Жесткость (Н/м)	Диаметр проволоки (мм)	Средний диаметр (мм)	Внешний диаметр (мм)	Длина без нагрузки (мм)	Числов витков (ед)	Масса (г)
12000	5.18	45.07	51.5	50.3	24	291
15000	5.79	47.65	54.46	62.9	19	364
18000	6.35	49.87	57	75.5	16	436

Наилучший компромисс между жесткостью и габаритами обеспечивает пружина 15 кН/м (масса 0.36 кг, длина 63 мм).

3. 3D МОДЕЛИРОВАНИЕ

На данном изображении представлена внутренняя структура протеза, включая механизмы крепления и амортизационные элементы. Модель выполнена в режиме прозрачности для наглядного отображения всех конструктивных элементов. Точные геометрические параметры, материалы, а также конструктивные особенности устройства временно не публикуются в связи с процессом патентования изделия через национальное ведомство интеллектуальной собственности - Qazpatent.[10]

Рисунок 10. Полупрозрачная 3D-модель протеза голеностопного сустава, вид с изометрической проекцией.

Данная конструкция была полностью разработана с использованием систем автоматизированного проектирования (CAD), в частности, в программной среде SolidWorks, что позволило реализовать высокоточное 3D-моделирование узлов и механизмов, провести виртуальную сборку, а также подготовить модель к последующему статическому и кинематическому анализу.
Все элементы конструкции спроектированы с учётом биомеханических требований, эргономики и возможностей последующего 3D-прототипирования, что позволяет интегрировать изделие в реальные клинические условия, сразу после получения охранного документа. FEA-анализ прочности и устойчивости конструкции будет проведён на финальной версии модели после завершения патентных процедур. Модель содержит множество подузлов, включая амортизационный модуль, шарнирный блок и корпусную часть, каждая из которых проектировалась как отдельная сборка с возможностью последующей адаптации под антропометрические параметры пациента.

Рисунок 11. Полупрозрачная 3D-модель протеза, вид сверху.

Детально показаны элементы системы возвратной упругости, а также связи между основными компонентами протеза. Данный вид позволяет оценить компоновку и взаимное расположение частей конструкции.

Рисунок 12. Окрашенная модель протеза в рабочем положении.
Модель представлена с реалистичной текстурой и материалами. Видно, как внешняя оболочка закрывает внутренние узлы, а амортизатор расположен в центральной части конструкции.

Рисунок 13. Вид протеза спереди в сборе.
Отражена симметрия конструкции и элементы контактной поверхности. Такой вид используется для анализа устойчивости и оценки распределения нагрузки в процессе эксплуатации.

Рисунок 14. Вид протеза снизу, с отображением центрального электропривода.
На изображении показана компоновка протеза с установленным в центральной части линейным электродвигателем. Предполагается использование компактного и энергоэффективного электродвигателя постоянного тока с редуктором типа Maxon EC-i 40 (или аналогичных моделей от серии EC-max), обладающего высоким крутящим моментом и ресурсом работы до 20 000 часов. Такая конструкция позволяет обеспечить точное управление подвижными элементами протеза в условиях высоких механических нагрузок.

Таблица 5. сравнительная таблица технических характеристик приводов от производителей Maxon, Faulhaber и Nidec

Таблица 5. Сравнительная таблица технических характеристик двигателей от производителей Maxon, Faulhaber и Nidec.

Модель	Тип двигателя	Номинальная мощность	Номинальный крутящий момент	Диаметр / Габариты	Макс. скорость вращения	Особенности
Maxon EC-i 40 100W	Бесщеточный постоянного тока	100 Вт	270 мН·м	40 мм	12000 об/мин	Высокий крутящий момент, опциональный энкодер
Maxon EC-max 30	Бесщеточный постоянного тока	60 Вт	160 мН·м	30 мм	10000 об/мин	Доступен с датчиками Холла
Faulhaber 3257 CR	Щеточный DC	60 Вт	180 мН·м	32 мм	7000 об/мин	Компактный, длительный срок службы
Nidec Servo NEMA17	Шаговый двигатель	до 70 Вт	до 300 мН·м	42 x 42 мм (NEMA17)	1000 об/мин	Высокая точность позиционирования

Рисунок 15. Вид протеза сверху, демонстрирующий размещение приводного модуля.

Электродвигатель интегрирован в корпус таким образом, чтобы обеспечить компактность и защиту от внешних воздействий. При выборе мотор-редуктора рассматриваются варианты с наличием встроенных энкодеров для обратной связи, к примеру, Maxon EC-i 40 High Torque с контроллером EPOS4. Подобная конструкция позволяет реализовать адаптивное управление движением в зависимости от фазы шага пациента, а не от частоты оборотов вала.

В добавок следует упомянуть что статический анализ показал максимальную жесткость - 65.5 кН/м при θ = 20°, что при самом плачевном сценарий эксплуатации протеза, механизм выдержит нагрузку и продолжить выполнять свою главную полезную функцию.

3.1 Результаты исследования

В ходе проведения исследования по теме «Разработка компьютерной модели протеза голеностопа» мною было установлено по меньшей мере 3 программных продуктов для статического и динамического моделирования механизмов упругих и жестких тел. Для начала был проведен поиск по бесплатным программам позволяющие расчитать кинематику механизмов и распространялись в свободном доступе. Затем было спроектирована группа элементов и соеденино в модель протеза в CAD программе. После был отправлен запрос на обретение лицензии специализированного медицинского ПО для моделирования органов человека, в том числе анатомии голеностопного сустава.

Рисунок 16. Динамическая схема ноги с голеностопом во время имитации движения голеностопа круговым движением, построенной в виртуальной модели в программе Linkage Software.

Таблица 4. Сравнение жесткости при разных углах наклона

Угол θ (°)	Жесткость (кН/м)
-25	30
-15	40
-10	45
0	50
10	60
20	70
30	85

Рисунок 17. График зависимости жесткости пружины от угла наклона

С увеличением угла наклона в положительную сторону наблюдается рост жёсткости за счёт усиленного сопротивления упругих элементов сжатия. Отрицательные значения угла приводят к снижению жёсткости, что обусловлено изменением направления приложения внешней нагрузки и эффективной работы демпфирующего модуля. Данные являются приближенными и получены на основании анализа модели в CAD-среде и предварительных теоретических расчётов.

В отличие от стандартного анализа прямолинейной походки, данная модель ориентирована на воспроизведение кругового движения, характерного для велоэргометра. Это позволило рассмотреть более сложные сценарии нагружения и проверить надёжность конструкции при повторяющихся циклических движениях. Linkage Software продемонстрировала высокую точность в расчётах и визуализации, обеспечив возможность оперативной настройки параметров модели и анализа поведения конструкции в реальном времени.

В рамках дипломной работы по разработке универсального протеза голеностопного сустава для различных возрастных групп и полов, важно опираться на актуальные стандарты и нормативные документы, действующие в Республике Казахстан. Это обеспечит соответствие изделия требованиям национального законодательства и повысит его практическую ценность.

СТ РК 69-99 «Протезы нижних конечностей, изготовленные по индивидуальному заказу. Общие технические условия» [11] - этот стандарт распространяется на протезы нижних конечностей, предназначенные для восстановления функций опоры и ходьбы после ампутации. Он устанавливает общие технические требования к таким протезам, включая требования к материалам, конструкции и испытаниям.

Приказ Министра труда и социальной защиты населения РК от 27 декабря 2021 года № 502 - утверждает классификатор технических вспомогательных (компенсаторных) средств, специальных средств передвижения и услуг, предоставляемых лицам с инвалидностью. В данном классификаторе указаны виды протезно-ортопедических средств, включая протезы нижних конечностей, и их краткие характеристики. [12]

«Инструкция о порядке предоставления протезно-ортопедической помощи в Республике Казахстан» - согласно этой инструкции, замена протезов нижних конечностей на основе модулей и узлов, изготовленных по современной технологии, производится не ранее чем через три года, а для детей-инвалидов до 16 лет - не ранее чем через два года со дня их получения. [13]

3.2 Перспективы развития данной отрасли для стран Центральной Азии

Учитывая вышеизложенные стандарты и нормативные документы, предлагается разработать универсальный модульный протез голеностопного

Учитывая вышеуказанные стандарты и нормативные документы, предлагается разработать универсальный модульный протез голеностопного сустава, который может быть адаптирован под различные возрастные группы и пол пациента. Такой протез должен учитывать анатомо-физиологические особенности стопы у детей и взрослых, а также обеспечивать возможность быстрой замены отдельных компонентов в соответствии с ростом и развитием пациента.

Ключевые особенности предлагаемой конструкции соблюдают требоваия к ним: модульная структура, позволяющая заменять отдельные компоненты протеза без необходимости полной замены изделия. Использование материалов, соответствующих требованиям биологической безопасности и прочности, установленных в СТ РК 69-99. [14]

Возможность индивидуальной настройки протеза под анатомические особенности пациента, что соответствует принципам, изложенным в классификаторе технических вспомогательных средств. [15]

Существуют профессиональные программы позволяющие проводить глубокое исследование анатомии человеческого тела, в том числе кинематику движения отдельно взятых органов или костной системы как показано на рисунке 18. На данном рисунке показан интерфейс программы OpenSIM creator.

Рисунок 18. Интерфейс программного обеспечения OpenSIM

Для проведения более точного биомеханического анализа и медицинского заключения на разрабатываемые протезы, в дальнейшем планируется использование специализированной научной платформы OpenSim (SimTK), разработанной Стэнфордским университетом. OpenSim позволяет строить и исследовать динамические модели опорно-двигательной системы человека, включая симуляции мышечных усилий, торсионных нагрузок и нейромышечного контроля. Это открывает перспективу интеграции разработанной механической модели протеза в анатомически корректную симуляционную среду.[4]

Так как для проведения полномасштабного компьютерного моделирования протеза голеностопа требуется конвертация моделей форматов CAD а именно .dwg, .a3d, .stl в прогаммную среду OpenSIM работающий с собственными форматами .osim, то для этого требуются специальные авторские права разработчика, чем я не обладаю на данный момент. Но, я надеюсь, что сообщество предоставит такие возможности в будущем.

Следует отметить, что полученные результаты являются предварительными и ориентированы на кинематическую симуляцию с помощью Linkage Software. Данная среда подходит для отработки механических принципов работы рычажно-пружинных систем, однако она не учитывает сложную анатомическую структуру мышечно-связочного аппарата человека.

Рисунок 19. Интерфейс программного обеспечения OpenSIM с диалоговым окном древа зависимостей объектов и слоев для компьютерного моделирования

Разработка универсального модульного протеза голеностопного сустава, соответствующего национальным стандартам и нормативным документам Республики Казахстан, позволит обеспечить эффективную реабилитацию пациентов различных возрастных групп и полов. Такой подход способствует повышению качества жизни лиц с ампутацией нижних конечностей и соответствует современным требованиям к протезно-ортопедическим изделиям.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В перспективе развития по данной теме можно провести интеграцию разработанной конструкции в OpenSim (SimTK) - научную платформу для биомеханического моделирования, что позволит расширить возможности анализа за счёт учёта мышечной активности, связок и точных анатомических параметров. Это будет особенно актуально при адаптации модели под конкретные анатомические особенности пациентов и при подготовке к физическим испытаниям.

1. Разработана 2D-модель протеза голеностопа с пружинными элементами.
2. Определены предельные значения жесткости: 65.5 кН/м (статическая нагрузка) и 70 кН/м (динамическая).
3. Рекомендованы материалы (сталь 35Г2) для обеспечения устойчивости конструкции.
4. Модель может быть использована для проектирования биопротезов.

Перспективы:

- Доработка модели с учетом индивидуальных анатомических особенностей.
- Испытания физического прототипа.

Результаты работы могут быть расширены в рамках биомеханической платформы OpenSim с последующим сравнением конфигураций изгиба

Результаты работы могут быть расширены в рамках биомеханической платформы OpenSim с последующим сравнением конфигураций упругих элементов, аналогично исследованию Grimmer, M. ; Eslamy, M. ; Gliech, S. ; Seyfarth (2012), где была показана эффективность комбинированных приводов SE+PEA при имитации биомеханики голеностопа. Это позволит не только повысить точность симуляции, но и определить оптимальные параметры жёсткости и энергетического баланса конструкции.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. https://forbes.kz/articles/kak_ispolzovannyie_protezyi_iz_ssha_stavyat_na_nogi_kazahstantsev
2. Смирнова Л.М., Пономаренко Г.Н., Сусляев В.Г. Методология и информационно-измерительная система для персонификационного синтеза протезов нижних конечностей // Информационно-управляющие системы. - 2021. - №6. - С. 64-74.
3. https://www.solidworks.com/
4. https://simtk.org/projects/opensim
5. https://blog.rectorsquid.com/linkage-mechanism-designer-and-simulator/
6. https://kpfu.ru/portal/docs/F968620840/metod..II.tablicy.artrosindesmologiya.26.09.18.pdf
7. A comparison of parallel- and series elastic elements in an actuator for mimicking human ankle joint in walking and running. Grimmer, M. ; Eslamy, M. ; Gliech, S. ; Seyfarth, A. IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA), 2012
8. https://aviastal.kz/sprav/marochnik/nerzhaveushaya-stal/stal-konstruktcionnaya/stal-nizkolegirovannaya/35g2
9. https://springactive.com/
10. https://qazpatent.kz/ru/
11. СТ РК 69-99. Протезы нижних конечностей, изготовленные по индивидуальному заказу. Общие технические условия. - Астана: КГС, 1999.
12. Приказ Министра труда и социальной защиты населения РК от 27 декабря 2021 г. № 502 «Об утверждении классификатора технических вспомогательных (компенсаторных) средств» https://adilet.zan.kz/rus/docs/V2100026087
13. https://adilet.zan.kz/rus/docs/V980000763_
14. https://adilet.zan.kz/rus/docs/V2300032984
15. https://online.zakon.kz/Document/?doc_id=30017353