

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

Институт автоматки и информационных технологий
Кафедра «Робототехники и технических средств автоматки»

Багдәулет Жылкелді Эльнарулы

Дипломная работа

Образовательная программа: 6В07114 – Биомедицинская инженерия

Алматы 2025

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский
технический университет имени К.И.Сатпаева»

Институт Автоматики и информационных технологий
Кафедра Робототехники и технических средств автоматизации

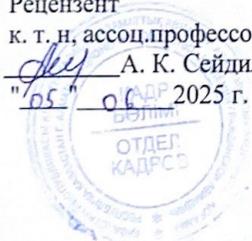
ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ
Заведующий кафедрой РТиТСА
кандидат технических наук, профессор
Ожикенов К. А.
« » 2025 г.

ДИПЛОМНАЯ РАБОТА

На тему: «Исследование биомеханики человека и протеза коленного сустава»

Специальность: 6В07114 – Биомедицинская инженерия

Выполнил
Рецензент
к. т. н, ассоц. профессор
А. К. Сейдилдаева
" 05 " 06 2025 г.



Багдаулет Жылкелді Эльнарұлы
Научный руководитель
Магистр техн. наук,
старший преподаватель
В. К. Байтурганова
" 06 " 06 2025 г.

Алматы 2025

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

Институт автоматизации и информационных технологий
Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизации»

УТВЕРЖДАЮ

Заведующий кафедрой РТиТСА

канд.тех.наук., профессор

К.А. Ожигенов

« 03 » 06 2025г

ЗАДАНИЕ

на выполнение дипломного проекта

Обучающийся: Багдәулет Жылкелді Эльнарұлы

Тема: Исследование биомеханики человека и протеза коленного сустава

Утверждена приказом проректора по академической работе:

№ 521-П10	13.11.2024	от
Срок сдачи законченного проекта		« 03 » 06 2025 г.

Исходные данные к дипломному проекту:

- А) Изучение анатомии и биомеханики коленного сустава;
- Б) Сбор информации о типах протезов и технологиях эндопротезирования;
- В) Сравнительный анализ характеристик современных моделей протезов;
- Г) Проведение анализа походки и данных пациентов после ТКС;
- Д) Оформление выводов и списка литературы;
- Е) Подготовка документации

Перечень подлежащих разработке в дипломном проекте вопросов: (с точным указанием обязательных чертежей): представлены 18 слайда презентации. Рекомендуемая основная литература: из 30 наименований.

ГРАФИК
подготовка дипломного проекта

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю и консультантам	Примечание
1. Изучение анатомии и биомеханики коленного сустава	01.10.2024 – 15.11.2024	Выполнено
2. Сбор информации о типах протезов и технологиях эндопротезирования	17.11.2024 – 16.02.2025	Выполнено
3. Сравнительный анализ характеристик современных моделей протезов	24.02.2025 – 08.03.2025	Выполнено
4. Проведение анализа походки и данных пациентов после ТКС	15.03.2025 – 05.04.2025	Выполнено
5. Оформление выводов и списка литературы	05.04.2025 – 16.04.2025	Выполнено
6. Подготовка документации	05.05.2025 – 15.05.2025	Выполнено

Подпись

нормоконтролера на законченный дипломный проект с указанием относящихся к ним разделов проекта

Наименования разделов	Консультанты И.О.Ф. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Программное обеспечение	Аймуханбетов Е.А. Ст. преподаватель		
Нормоконтролер	Игембай Е.А. Преподаватель	09.06.2025	

Научный руководитель  Байтурганова В.К.

Задание принял к исполнению обучающийся  Багдәулет Ж.Э.

Дата «09» 06 2025 г

Аннотация

Тема дипломной работы «Исследование биомеханики движения человека и протеза коленного сустава». В работе анализируются особенности работы коленного сустава, а также современные протезы, подчеркивая их актуальность и значение в настоящее время.

Исследование охватывает следующие ключевые аспекты: биомеханика коленного сустава, его анатомию, методы протезирования, типы протезов коленного сустава и эксперимент, направленный на изучение влияния эндопротезирования на параметры ходьбы, а также краткие рекомендации.

В первой части рассматривается биомеханика движения человека с акцентом на коленный сустав. Описывается движение, сгибание, разгибание и кинематика коленного сустава

Во второй части исследования анализируется общая характеристика коленного сустава, кости, связки, а также патологии от чего они появляются и к чему могут привести.

В третьей части представлены виды протезов, сравнение протезов по материалам и другим характеристикам. Проведён эксперимент с людьми прошедшими эндопротезирование, как оно повлияло на их характеристики ходьбы.

В заключительной части описаны рекомендации для будущих протезов и заключение на основе проведенного исследования работы.

Abstract

The topic of this thesis is «Investigation of Human Movement Biomechanics and Knee Joint Prosthesis». The study analyzes the functional characteristics of the knee joint as well as modern prosthetic solutions, emphasizing their relevance and importance in contemporary medical practice.

The research encompasses the following key aspects: the biomechanics of the knee joint, its anatomical structure, prosthetic methods, types of knee joint prostheses, and an experimental study aimed at examining the effects of knee arthroplasty on gait parameters, along with brief recommendations.

The first section focuses on the biomechanics of human movement, with particular attention to the knee joint. The mechanics of flexion, extension, and overall joint kinematics are described in detail.

The second section provides an overview of the anatomical characteristics of the knee joint, including bones, ligaments, and common pathologies—exploring their causes and potential consequences.

The third section presents a classification of prostheses, a comparison of prosthetic materials and other performance characteristics. An experimental study was conducted involving individuals who had undergone total knee arthroplasty, assessing how their gait characteristics were affected post-surgery.

The concluding section offers recommendations for the development of future prosthetic designs and presents the final conclusions drawn from the findings of this research.

Аңдатпа

Дипломдық жұмыстың тақырыбы — «Адам қозғалысының биомеханикасын және тізе буынының протезін зерттеу». Бұл зерттеуде тізе буынының функционалдық ерекшеліктері мен заманауи протездік шешімдер талданып, олардың қазіргі медициналық практикадағы маңыздылығы мен өзектілігі көрсетіледі.

Зерттеу мынадай негізгі аспектілерді қамтиды: тізе буынының биомеханикасы, оның анатомиялық құрылысы, протездеу әдістері, тізе буыны протездерінің түрлері және эндопротездеудің жүру параметрлеріне әсерін зерттеуге бағытталған эксперимент, сондай-ақ қысқаша ұсыныстар.

Бірінші бөлімде адам қозғалысының биомеханикасы қарастырылады, әсіресе тізе буынына баса назар аударылады. Тізе буынының бүгілуді, жазылуды және жалпы кинематикасын сипаттау егжей-тегжейлі беріледі.

Екінші бөлімде тізе буынының анатомиялық сипаттамалары, атап айтқанда сүйектері, байламдары және жиі кездесетін патологиялары, олардың пайда болу себептері мен ықтимал салдары талданады.

Үшінші бөлімде протездердің жіктелуі, протездік материалдардың және басқа да техникалық сипаттамалардың салыстырмалы талдауы берілген. Тізе буынының толық эндопротездеуін бастан өткерген адамдармен эксперимент жүргізіліп, отадан кейін олардың жүру параметрлерінің қалай өзгергені бағаланды.

Қорытынды бөлімде болашақтағы протездік конструкцияларды жетілдіруге арналған ұсыныстар беріліп, жүргізілген зерттеу нәтижелері бойынша түйіндеме жасалған.

Содержание

Введение

1. Биомеханика коленного сустава
2. Анатомия коленного сустава
- 2.1 Дегенеративные повреждения коленного сустава и остеоартроз
3. Протезы коленного сустава
- 3.1 Сравнение протезов по характеристикам
- 3.2 Наблюдение за изменением походки после эндопротезирования
- 3.3 Рекомендации

Заключение

Список литературы

Введение

За последнее время стало очевидно, что для улучшения конкурентоспособности современной промышленности нужно уделять внимание разработке протезных систем, которые будут полезны в восстановлении двигательной активности у людей. Рост науки и техники заметно влияет на улучшение медицины, в частности в таких сферах, как биомеханика и инженерия, завязанная на медицинских технологиях.

Одним из самых важных направлений в данной области является создание надёжных и функциональных протезов, которые помимо восстановления утраченных функций позволяют двигаться человеку с минимальным отклонением от естественной биомеханики. Это необходимо, если речь идет о коленном суставе, так как его роль в работе нижней конечности и всей опорно-двигательной системе невообразимо важна.

Большую часть времени коленный сустав находится в состоянии напряжение и подвергается нагрузкам, в частности во время ходьбы, бега, приседаний либо подъема по лестнице. За счёт своей анатомической сложности сустав легко повредить. Усложнения с коленом часто сопровождаются болями, ограниченностью в движении и ухудшением качества жизни. Проще говоря человек не может функционировать с прежней эффективностью и выполнять ежедневные рутины с той же пылкостью.

Разработка протеза коленного сустава – довольно сложная задача, которая требует понимания анатомии и физиологии, а также необходимо иметь понятия основ биомеханики и методов инженерного моделирования. При неправильно подобранной конструкции, протез может вызвать осложнения такие как, неудобная походка, дополнительная нагрузка на другие суставы или несвоевременный износ протеза.

Для должной эффективности изделия важно чтобы они имитировали движения здорового сустава с максимальной точностью. Для этого необходимо проводить подробный биомеханический анализ – с учётом кинематики, кинетики и активности мышц, которые обеспечивают стабильность и движение. В этом способствуют разные методы: 3D моделирование, видеосъёмка движений, электромиография, измерения с помощью силовых платформ и специализированное программное обеспечение.

Данная тема до сих пор остаётся очень актуальной так как, растёт число людей с травмами, которые получают от спорта от ожирения либо даже от несчастного случая, также с увеличением количества пожилых людей увеличивается и нужда в имплантировании протезов коленного сустава. Поэтому появляется нужда в новых улучшенных протезах, которые будут точнее соответствовать индивидуальным особенностям пациентов и физиологическим условиям эксплуатации.

Цель дипломной работы:

Проанализировать биомеханики и анатомию коленного сустава и провести анализ протезов.

Задачи дипломной работы:

Провести анализ биомеханики коленного сустава при сгибании разгибании, ходьбы и бега.

Исследовать анатомию коленного сустава, костей и суставов, которые его соединяют. Изучить патологии коленного сустава, отчего они появляются и к каким последствиям ведут.

Изучить протезы на рынке и провести сравнительный анализ протезов по таким характеристикам как, материалы, износостойкость и цена.

Рассмотреть эксперимент с людьми прошедшими эндопротезирование и проанализировать как изменились их параметры ходьбы после операции.

1. Биомеханика коленного сустава

Коленный сустав отличается высокой степенью сложности как в анатомическом строении, так и в биомеханическом функционировании. Он выполняет сгибательные и разгибательные движения голени, а также вращательные движения как наружной, так и внутренней ротации голени по отношению к бедру. [1]

Коленный сустав выполняет две важные функции во время ходьбы: стабилизация тела в фазе опоры и обеспечение амортизации при переносе массы тела. Первичный контакт стопы с поверхностью сопровождается сгибанием колена до 15° , что понижает ударную нагрузку на скелет и защищает позвоночник. После этого, по мере продвижения тела вперед, колено немного разгибается, а затем снова сгибается в фазе переноса, обеспечивая свободное прохождение стопы над поверхностью. [8]

Главные группы мышц, задействованные в обеспечении движений коленного сустава, делятся в зависимости от выполняемой ими функции.

Разгибание в коленном суставе происходит за счёт четырёхглавой мышцы бедра, которая состоит из четырёх составляющих: прямой мышцы, медиальной широкой мышцы, латеральной широкой мышцы и промежуточно широкой мышцы. [2]

Сгибательные движения проводятся за счёт работы двухглавой мышцы бедра, полусухожильной и полуперепончатой мышц, а также икроножной мышцы. [2]

Вращение голени относительно бедра возможно при согнутом колене на 90° .

Внутренняя ротация обеспечивается полусухожильной и полуперепончатой мышцами, медиальной головкой икроножной мышцы, а также подколенной мышцей. [2]

Наружная ротация осуществляется за счёт двуглавой мышцы бедра и латеральной головки икроножной мышцы.

Не считая основных мышц, в движении участвуют также и синергисты:

- подколенная мышца задействует сгибание, тем самым разблокируя сустав, и также помогает внутренней ротации.

- тонкая мышца участвует в сгибании и ротации внутрь.

- портняжная мышца, которая считается самой длинной мышцей тела, участвует во вращении голени внутрь.

- напрягатель широкой фасции бедра, оперируя через илиотибиальный тракт, участвует как в сгибании, так и в разгибании сустава. [2]

Важную роль играет и внутренняя кинематика, то есть скольжение суставных поверхностей. Оно обеспечивается за счёт формы мыщелков бедренной кости и менисков, которые распределяют нагрузку и стабилизируют сустав в динамике. При изменениях дегенеративного характера, например остеоартроз, нарушается конгруэнтность поверхностей, что приводит к

смещению центра вращения сустава, возникновению боли и изменению походки. [9]

Медиальные латеральные и промежуточные широкие мышцы бедра начинаются с бедренной кости и составляют мощный разгибательный механизм, играющий ключевую роль в сохранении баланса коленного сустава при нагрузках. Также стоит отметить важность медиальной широкой мышцы, расположенной наиболее дистально, её активное сокращение проявляется в последние 10° разгибания, помогая блокировке внутренней ротации бедра в отношении большеберцовой кости. Прямая мышца бедра является четвёртым элементом квадрицепса, который начинается на передней верхней подвздошной ости, тем самым влияя как на тазобедренный, так и на коленный сустав. [3]

Бедро и голень могут образовать приблизительно прямую линию в прямом положении нижней конечности. В этом случае коллатеральные связки находятся в сильном натяжении, ограничивая боковые смещения. Крестообразные связки и задняя часть суставной капсулы также максимально натянуты. В данном случае возможно активное сгибание до 130° , а при давлении извне пассивное сгибание достигает $150-160^\circ$. Во время такого сгибания крестообразные связки перекручиваются и удлиняются, а надколенник смещается вниз вдоль суставной поверхности мыщелков бедра, за счёт чего контур колена приобретает округлую форму. [3]

Наибольшую амплитуду ротации голени можно достичь при его сгибании на 70° . Внутреннее вращение возможно на 10° , ограниченное натяжением крестообразных связок, в соответствии с этим наружная ротация достигает 40° , так как её ограничивает медиальная коллатеральная связка. [3]

Фазы движения при ходьбе и беге также сопровождаются активацией специфических мышц:

- в фазе переноса активируется подколенная мышца, стимулируя сгибание, а мышца задней поверхности бедра замедляют разгибание.

- в момент контакта пятки с опорой происходит эксцентрическое сокращение четырёхглавой мышцы, которая выполняет функцию амортизации.

- в период фазы опоры медиальная широкая мышца стабилизирует положение надколенника.

- в фазе отталкивания основное разгибательное усилие обеспечивается латеральной широкой мышцей бедра.

Во время бега, в частности в фазе приземления, выявляется эксцентрическая активность задней группы мышц бедра, у которой есть возможность достичь 70% от максимального усилия. Это снижает нагрузку на переднюю крестообразную связку, что играет важную роль в профилактике травм. [2]

Кроме этого, нужно выделить явление компенсации. При недостаточной подвижности в колене организм перестраивает движение: увеличивается сгибание в тазобедренном суставе, совершается латеральный наклон таза либо же удлинение времени опоры на здоровую конечность. Эти адаптационные механизмы помогают сохранить способность к передвижению, но в то же время

перенапрягают соседние суставы и мышечные группы, приводя их в нестабильность. [9]

Изучение биомеханики колена обретает первостепенное значение при создании и оценке эффективности протезов. Просто заменить коленный сустав нельзя, необходимо что бы протез давал возможность воссоздать нормальную кинематику движения, которая не будет нарушать взаимодействие всех звеньев нижней конечности. 10 современные протезы стремятся лучше имитировать естественные движения, обеспечивая не только сгибание и разгибание, но и определенную степень скольжения и вращения.

2. Анатомия коленного сустава

Структура коленного сустава формируется за счёт взаимодействия костных элементов, мышц, связок, менисков, сосудов и нервных окончаний. Коленный сустав формируется за счёт взаимодействия трёх костей:

Бедренная кость

Самая крупная и прочная кость в скелете человека. Является соединителем тазовой кости с коленным суставом и образует верхнюю часть коленного сустава. Обеспечивает передачу механической нагрузки от таза к голени и участвует в формировании опорно-двигательной функции нижней конечности. Дистальный отдел бедренной кости расширяется, образуя два мыщелка медиальный и латеральный, они в свою очередь участвуют в сочленении с большеберцовой костью тем самым формируя коленный сустав. [5]

Большеберцовая кость

Главная кость голени, находится медиально и простирается от коленного до голеностопного сустава. В положении стоя и при движении основная нагрузка попадает на неё. Образует нижнюю часть коленного сустава, участвует в стабилизации и передаче усилий. Верхняя суставная поверхность большеберцовой кости включает медиальную и латеральную площади, которые предназначены для сочленения с соответствующими мыщелками бедренной кости. [5]

Надколенник

Самая большая сесамовидная кость организма, расположена в толще сухожилия четырёхглавой мышцы бедра, впереди коленного сустава. В обязанности кости входят – защита передней поверхности сустава от внешних факторов и увеличение эффективности работы четырёхглавой мышцы бедра за счёт усиления её рычага. Находясь в постоянном скольжении по межмыщелковой поверхности бедренной кости, обеспечивает стабильность и направленность движения коленной чашечки при сгибании и разгибании конечности. [5]

У новорожденных надколенник не до конца сформировал свою костную форму и состоит в основном из хрящевой ткани. Такое строение обеспечивает амортизационные свойства, которые снижают риск травм при частых падениях в детстве. По мере взросления происходит постепенное окостенение структуры. [5]

Функция сгибания приходит в действие благодаря скоординированной работе ряда мышц, среди которых самыми значимыми являются двуглавая, полусухожильная, полуперепончатая, подколенная, икроножная, подошвенная, портняжная и тонкая мышцы.

Разгибание колена осуществляется с помощью четырёхглавой мышцы бедра, являющейся крупнейшей по объёму в теле человека. Она состоит из прямой, латеральной, медиальной и промежуточной широкой мышцы.

Пронация, проще говоря вращение голени внутрь, обеспечивается за счёт участия подколенной, полусухожильной, полуперепончатой, тонкой, портняжной мышц, а также медиальной икроножной.

Супинация, которая заключается в развороте голени наружу, возможна благодаря двуглавой мышцы бедра и латеральной головки икроножной мышцы. [5]

Формирование сустава обеспечивается соединением дистального конца бедренной кости и проксимального отдела большеберцовой, в передней части сустав защищен надколенником, маленьким округлым костным образованием, который выполняет важную роль в механике разгибания и стабилизации колена. [4]

Анатомическое формирование поверхностей сустава обусловлено двумя процессами: увеличением их кривизны и их уплощением. Наиболее изогнутые поверхности образуются в тех частях сустава, в котором проявляются активные движения, в то время как плоские участки формируются там, где приходится наибольшая нагрузка. Функционально горизонтальное деление отражается благодаря такому различию. Также есть вертикальное деление: латеральный отдел сустава является более подвижным, а медиальный считается стабилизирующим, это связано с различиями в форме суставных поверхностей и радиусах кривизны. [12]

Стабильность коленного сустава относительна. Она в основном полагается на фиброзные капсулы и комплексы связок.

Смотря анатомически, фиброзная капсула широкая, в меру тонкая, особенно в задней части, там её укрепляют две основные структуры: косая и дугообразная подколенные связки. Задние волокна связки направлены косо вниз и медиально ориентируясь в сторону подколенной мышцы, они берут начало от суставных краёв бедренных мышечелков и межмышечелковой линии и заканчиваются у краёв большеберцовой кости. [14]

С латеральной стороны капсула крепится выше латерального мышечелка бедра, за счёт этого подколенная мышца начинает своё прикрепление изнутри капсулы. Боковые отделы капсулы плотные и сравнительно короткие, которые усиливаются за счёт медиальной и латерально коллатеральными связками. Спереди капсула замкнута не полностью, она сливается с пателлярными ретинакулами, прикрепляясь к краям надколенника и к сухожилию четырёхглавой мышцы бедра и связке надколенника. [14]

В нижней части суставной комплекс ограничен хрящевыми мышечелками бедра, которые входят в контакт с суставной поверхностью большеберцовой кости. Эта анатомическая особенность способствует формированию межсуставного углубления, который играет важную роль в биомеханике человеческого движения, особенно при сгибании и разгибании колена. [5]

По причине несовпадения суставных поверхностей между мышечелками бедренной и большеберцовой костей расположены внутрисуставные хрящевые образования, то есть мениски. Их структура и функции достаточно хорошо описаны в научной литературе. 12 Мениски выступают в качестве буферов,

равномерно распределяя нагрузку, улучшая смазку суставных поверхностей, и ко всему прочему поглощая удары при движении, в процессе сгибания и разгибания они смещаются, назад при сгибании и вперёд при разгибании. Латеральный мениск является подвижнее медиального и идёт вслед за движением мыщелка бедренной кости, несмотря на наличие анатомических ограничений.

Несмотря на внешнее сходство с гиалиновым хрящом, мениски имеют разную структуру. Они состоят из значительного количества эластичных волокон, которые делают их более гибкими и устойчивыми к высоким нагрузкам. Благодаря этим свойствам мениски обеспечивают плавное взаимодействие между костями, предотвращая их износ и повреждение.

Анатомия коленного сустава состоит из всех спектров компонентов, характерных для опорно-двигательной системы: нервные окончания, связки, мышечные структуры, а также костно-хрящевые элементы.

Нервные волокна менисков проходят по периферии хрящевой ткани и сопровождают кровеносные сосуды. Они образуют как миелинизированные, так и безмиелиновые окончания, обеспечивая чувствительную и вегетативную иннервацию структур сустава. Большеберцовый нерв отвечает за чувствительность задней части сустава, с помощью суставных ветвей. Малоберцовый нерв иннервирует переднюю область колена, также и надколенник. [5]

Переднемедиальные и переднелатеральные участки капсулы связочного аппарата коленного сустава обретают иннервацию от веточек, которые входят в переднюю афферентную группу. Самая выраженная ветвь начинается от нерва, иннервирующего медиальную широкую мышцу бедра, после этого направляясь к передневнутренним отделам суставной капсулы. Похожую функцию выполняет ветвь латеральной широкой мышцы, которая иннервирует уже верхне-наружную часть капсулы. [13]

Коленный сустав как таковой является самым уязвимым местом в опорно-двигательной системе человека. Абсолютно любое повреждение, связанное с мышцами, хрящевой тканью, связками или с костной структурой существенно влияет на дальнейшую функциональность сустава. Даже малозначительный ушиб либо воспаление могут стать спусковым механизмом дегенеративных осложнений, требующих длительного лечения. [5]

Суставные составляющие костей не в состоянии самостоятельно сохранять стабильное соединение без поддержки окружающих мягких тканей. Из-за этого при ослаблении связочного аппарата либо повреждении менисков нарушается естественная биомеханика колена. Данный процесс в следствии приводит к постепенному разрушению хрящевой ткани, которое длительное время может оставаться незамеченным и может проявиться лишь в поздних стадиях в виде продолжительной боли, нестабильности походки и хруста при движении. [5]

2.1 Дегенеративные повреждения коленного сустава и остеоартроз

Остеоартрит является хроническим заболеванием суставов, которое чаще называется деформирующий остеоартроз. при данном заболевании в первую очередь затрагивается суставной хрящ, который выстилает поверхность костей. Данное заболевание усугубляется из-за нарушения обменных процессов в хрящевой ткани, поэтому она и утрачивает свою гладкость, эластичность и способность к регенерации. Такие изменения приводят к постепенному разрушению хряща, что способствует снижению амортизационной способности сустава и нарушение плавности движений между поверхностями. [15]

Начальные повреждения хряща провоцируют ряд нарушений, которые медленно, но, верно. ведут к разрушению суставной ткани. Со временем в разрушающемся суставе на краевых участках формируется костные наросты. то есть остеофиты, травмирующие окружающие ткани и ухудшающие течение заболевания. Такие разрастания визуализируются при рентгенологическом исследовании, где они выглядят как шиповидные структуры. [15]

По мере того, как прогрессирует заболевание, начинает развиваться экзостоз – избыточный рост костной ткани на поверхности сустава. Это может привести к деформации, и сопровождается вторичным воспалением мягких тканей, вызванным механическим раздражением. [15]

Заболевание проявляется в виде:

- боли в суставах, появляются при физической нагрузке и в конце дня, которая исчезает после отдыха;
- увеличение болевого синдрома по мере прогрессирования заболевания, боли приобретают постоянный характер;
- вспышки боли при движениях, связанные с ущемлением внутрисуставных тел;
- последовательная деформация сустава с ограничением подвижности.

[15]

Стоит упомянуть то, что остеоартрит не провоцирует повышение температуры, показатели крови в лабораторных исследованиях остаются в норме, не наблюдается и никакой мышечной атрофии или признаков системного воспаления. Наиболее частые участки образования остеоартрита являются коленные и тазобедренные суставы и суставы дистальных фаланг пальцев рук.

3. Протезы коленного сустава

Хирургическая замена коленного сустава, называемая эндопротезирование, представляет собой вмешательство, в процессе которого повреждённые элементы сустава заменяются искусственными аналогами. Главная цель данной операции – устранение болевого синдрома, восстановление утраченной функции и улучшение общего качества жизни пациента. На данный момент операция занимает одно из ведущих мест в ортопедической практике, особенно у пациентов пожилого возраста. [16]

Главные виды операций:

- тотальное протезирование – является полной заменой трёх анатомических компонентов: бедренного большеберцового и надколенника.
- частичное протезирование – применяется при замене одного отдела сустава, чаще всего медиального.
- ревизионная операция – проводится при износе или нарушении ранее установленного протеза. [16]

Протезы коленного сустава делятся на две основные группы: механические и компьютеризированные. Механические, подразделяются на одноосевые и многоосевые конструкции. [16]

По способу фиксации протезы делятся на:

- цементируемые, фиксируются костным цементом;
- не цементируемые, приживаются из-за костной интеграции с пористой поверхностью

Современные модели коленных эндопротезов удовлетворяют установленным международным стандартам и в состоянии эффективно выполнять функции натурального сустава. На рынке представлены изделия, исключительно прошедшие сертификацию, отвечающие основным критериям безопасности и эффективности. Различия между моделями заключаются лишь в качестве материалов, сроке службы и степени соответствия анатомическим и функциональным особенностям пациента. [11]

К главным требованиям, предъявляемым к эндопротезам коленного сустава, относятся:

- биологическая совместимость. Материалы импланта должны подходить к тканям организма, не вызывая аллергических реакций и отторжения.
- анатомическая точность. Протез обязан соответствовать индивидуальным особенностям каждого пациента, в которые входят форма размер и иногда вес суставных поверхностей.
- надёжность и механическая прочность. Протез должен быть в состоянии выдержать постоянные физические нагрузки, в которые также входят осевые и ротационные, при этом не утрачивая целостность и функциональность [11, 20]
- оптимальная подвижность. Стандартный протез обеспечивает физиологический объём движений, сгибание и разгибание, в пределах ожидаемого без ощущения ограничений.

– срок эксплуатации. На протяжении многих лет активного использования протез не должен терять механические свойства или функциональность.

– устойчивость к износу. На данный момент протезы рассчитаны на срок службы от 15 до 20 лет, несмотря на это встречаются случаи более длительного функционирования от 25 до 30 лет. [11]

Материалы, которые используют для изготовления протезов коленного сустава:

1. Металлы [18, 19]

В основном применяются для бедренных и тибиальных компонентов:

Кобальт хромовые сплавы:

- очень прочные и износостойкие
- хорошо переносят сильные нагрузки
- хорошая устойчивость к коррозии
- чаще всего используется в бедренном компоненте

Титан и его сплавы:

- намного легче чем кобальт хром
- отличная биосовместимость
- чаще всего применяется в тибиальном основании

Нержавеющая сталь:

- редко используемый, часто во временных конструкциях
- менее прочный и износостойкий, но дешёвый

2. Полиэтилен [18, 19]

Применяется в качестве вставки между металлическими компонентами:

Ультравысокомолекулярный полиэтилен:

- отличается прочностью и износостойкостью
- образует фиксированную либо подвижную вставку между металлическими компонентами

3. Керамика [18, 19]

Оксид алюминия и оксид циркония

- невероятно гладкая поверхность, способствует снижению износа
- высокая биосовместимость
- устойчивость к коррозии
- не используется так часто, из-за хрупкости и высокой цены

4. Композиты и полимеры нового поколения [18, 19]

РЕЕК и карбоновые волокна

- не применяются на постоянной основе, пока только экспериментально
- облагают лёгкостью и эластичностью
- используются для понижения веса и повышения амортизации

5. Покрытия [18, 19]

Для улучшения остеоинтеграции и биосовместимости используются:

- гидроксипатитное покрытие, которое имитирует структуру кости

– пористое титановое покрытие, применяемое для нецементного крепления

3.1 Сравнение протезов по характеристикам

Таблица 1 – Сравнительный анализ протезов коленного сустава на основе материалов износостойкости цены и показаний

Тип протеза	Износостойкость	Вес (г)	Цена (≈)	Показания
Цементируемый	Высокая, срок службы ≈ 15-20 лет	≈ 2 70-330	2,00 0-5,000	Пожилые пациенты с низкой активностью
Нецементируемый	Очень высокая	≈ 2 70-330	3,00 0-10,000	Молодые активные пациенты с хорошей костной плотностью
Окислённый цирконий	Довольно высокая, устойчив к коррозии	≈ 3 00	10,0 00-15,000	При активном образе жизни
Керамика	Максимально высокая, очень низкое трение	≈ 3 00	12,0 00-18,000	Спортсмены
Полимер	Зависит от модификации	60 -80	1,00 0-2,000	Используется в комбинации с металлом как вставка

Исходя из данных, взятых с этих источников [22, 24, 25, 26, 27, 28, 29, 30], можно сделать вывод что самым оптимальным вариантом в виде износостойкости и веса является керамика и за счёт этого он и является самым дорогим и в основном пользуется популярностью у спортсменов. Окислённый цирконий также является отличным вариантом для людей с активным образом жизни. Однако, смотря на соотношение цена качество можно выявить что протезы из нецементируемого материала имеют высокую износостойкость среднюю цену и могут быть применены в активном образе жизни, несмотря на это у пациента должна быть твёрдая костная плоть, для поддержания данного протеза из-за его веса.

3.2 Наблюдение за изменением походки пациентов прошедших эндопротезирование

Данное исследование проводили и описывали Suraj Kanase и Harshada Joshi. [26]

Методы исследования:

Проведённый анализ носит исключительно наблюдательный характер и был направлен на анализ перемены походки пациентов перенёсших ТКС.

Участники:

Исследование включало 30 участник с возрастом 50 лет и старше, у которых операция на ТКС была выполнена не менее 12 месяцев назад.

Распределение по возрасту:

- 2 участника от 55 до 59 лет;
- 7 участников от 60 до 64 лет;
- 12 участников от 65 до 69 лет;
- 9 участников от 70 до 75 лет.

Гендерный состав группы: 19 участников мужского и 11 женского пола.

Тип эндопротезирования:

- у 6 пациентов двухстороннее ТКС;
- у 15 правостороннее;
- у 9 левостороннее.

Индекс массы тела:

- у 4 в пределах нормы (20-24);
- у 5 избыточный вес (25-29);
- 12 человек с ожирением 1 степени (30-34).

Средний рост мужчин 165см, женщин 152см.

Сроки послеоперационного периода на момент исследования:

- 6 пациентов 12 месяцев после ТКС;
- 9 пациентов от 12 до 18 месяцев;
- 8 пациентов от 18 до 24 месяцев;
- 7 пациентов от 24 до 30 месяцев.

Во время исследования участники проходили 3 метра каждый, а время прохождения расстояния фиксировали с помощью секундомера. [26]

Для сбора данных о походке использовалось программное обеспечение Kinovea это специализированный инструмент, который анализирует движения через видео и активно используется в спорте и клинической практике. Он применяется в:

- захвате и замедленном воспроизводстве видео;
- измерении углов, расстояний и времени с большой точностью;

Частоту шагов рассчитывали с помощью подсчёта количества шагов в замедленной записи и делали перерасчёт шагов в минуту. Скорость движения рассчитывали с помощью отношения пройденной дистанции ко времени. Длину шага фиксировали во время остановки видео, измеряли расстояние пятки одной ноги до пятки другой. Длину полного шага рассчитывали, как двойную длину шага. Угол сгибания колена в начальной фазе маха определяли с помощью Kinovea. Чтобы оценить ширину шага участникам нужно было пройти по поверхности намочив подошвы обуви. [3]

Обработка данных проводилась с использованием программ MS Excel и GraphPad InStat. Для оценки статистической значимости результатов применялся t-критерий для одной выборки. Результаты были представлены в табличной и графической форме. Основной анализ походки выполнялся в программной среде Kinovea, а числовая обработка проводилась в MS Excel и InStat. [26]

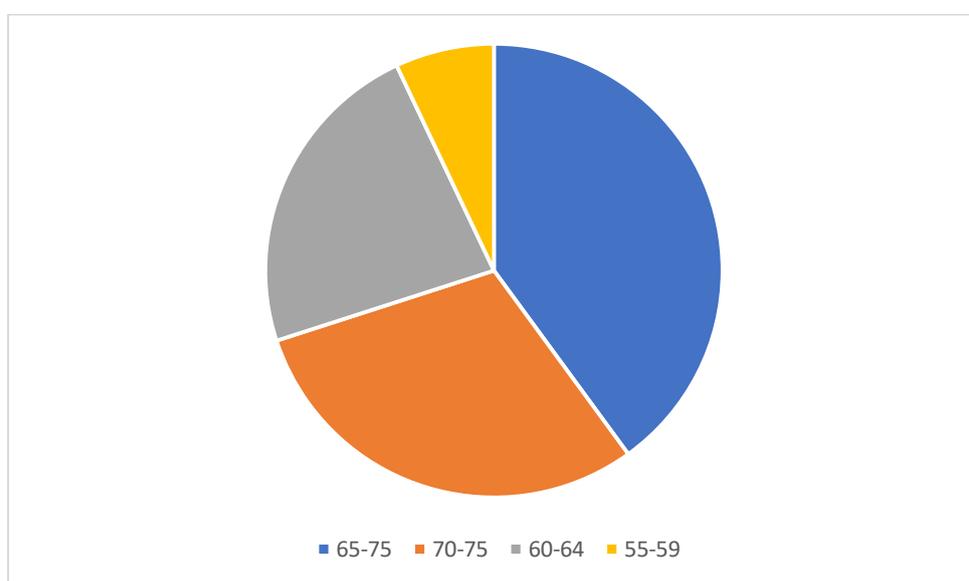


Рисунок 3.1 Процентное распределение участников по возрасту

Результаты исследования:

Таблица 2 Демографические данные

	Общее количество	Среднее значение ± стандартное отклонение
Возраст	30	67,13 ± 5,07
Индекс массы тела (кг/м ²)	30	29,83 ± 4,06

Таблица 3 Частота шагов

Частота шагов в минуту	Количество участников
70-74	1
75-79	0
80-84	0
85-89	3
90-94	11
95-99	8
100-104	6
Общее число участников	30

Как видно на таблице только у четырёх участников частота шагов была ниже нормы, то есть меньше 90 шагов в минуту. Этот показатель продемонстрировал статистически значимое отклонение от нормы

Таблица 4 Скорость передвижения

Скорость(м/с)	Количество участников
<0,65	0
0,66-0,7	2
0,71-0,75	1
0,76-0,8	3
0,81-0,85	2
0,86-0,9	9
0,91-0,95	6
>0.95	7

У шести участников скорость передвижения была выражена уменьшена, менее 0,8 м/с, что тоже является статистически значимым.

Таблица 5 Длина шага

Длина шага	Количество участников
<30	0
31	1
32	0
33	1
34	2
35	1
36	2
37	2
38	2
39	3
40	5

41	3
>41	7

У четырех участников было заметно отклонение от нормы шага, которым является 35 см.

Таблица 6 Ширина шага

Ширина шага	Количество участников
<4	0
4	0
5	0
6	0
7	5
8	10
9	9
>10	6

В случае с шириной шага ни у одного участника ширина шага не была отклонена от нормы, что является 7 см.

Таблица 7 Длина полного шага

Длина полного шага	Количество участников
<65	0
67	1
68	1
69	1
70	2
71	1
72	1
73	0
74	2
75	1
76	1
77	4
78	3
79	5
>80	7

У пяти участников было выявлено отклонение от нормы и снижение полного шага до 70 см.

Обобщение результатов

В результате анализа участников на угол сгибания коленного сустава в фазе переноса было выявлено то, что у большинства испытуемых имеется отклонение от нормы по данному параметру. Анализ проводился с помощью программного обеспечения Kinovea.

Если посмотреть на таблицы, то можно увидеть, что у ряда испытуемых имеются отклонения практически по всем характеристикам кроме ширины шагов. Таким образом у участников с отклонениями в частоте шагов, скорости и длине шага также наблюдалось изменение длины полного шага. К тому же у трёх участников было зафиксировано снижение угла сгибания колена в фазе переноса цикла ходьбы в таблице 8.

Таблица 8 Угол сгибания в ранней фазе переноса

Угол сгибания в ранней фазе переноса	Количество участников
<40	0
40-45	1
46-50	2
51-55	6
56-60	14
>60	7

Таблица 9 Количество, участников с изменёнными характеристиками

Параметры	Количество участников
Частота шагов	5
Скорость передвижения	1
Длина шага	2
Длина полного шага	0
Ширина шага	0
Угол сгибания в ранней фазе переноса	3
Общее количество	11

У 36,67% (11 из 30) участников выявили отклонения как минимум одного параметра походки.

Таблица 10 Изменённые параметры походки

	Общее число	Среднее значение	P значение

		±стандартное отклонение	
Частота шага	30	94,33±6,89	<0,0001
Скорость передвижения	30	0,88±0,08	<0,0001
Длина шага	30	39,1±3,5	<0,0001
Ширина шага	30	8,1±1,68	<0,0001
Длина полного шага	30	77,7±6,28	<0,0001
Угол сгибания ранней переноса в фазе	30	56,76±4,77	<0,0001

Данное исследование дало возможность провести всесторонний анализ изменения параметров походки у пациентов, перенёвших тотальное эндопротезирование коленного сустава меньше года назад. Целью эксперимента являлось детальное изучение влияния тотального эндопротезирования на биомеханику ходьбы, которые включают в себя структурные и функциональные изменения и уменьшения мышечной формы и силы.

Последствия после операции ТКС заметно влияют на ключевые параметры походки. Это можно заметить со снижением угла сгибания колена, которое влечёт за собой уменьшение длины шага. На протяжении исследования было выявлено уменьшение длины шага у четырёх пациентов, что свидетельствует о сокращении полной длины шага во время ходьбы. Полученные данные подтверждают взаимосвязь между изменением в суставных структурах и параметрами походки. Только полная комплексная оценка ходьбы помогла выявить такие отклонения.

Если перейдём к частотам шагов, то их уменьшение тесно связано с уменьшением скорости передвижения, это также указывает на взаимосвязь различных биомеханических компонентов походки. Данные результаты прямо показывают то, что у ряда пациентов параметры ходьбы, характерный для дооперационного периода, сохраняется и при снижении болевого синдрома в начальные сроки после операции. Такое показание даёт свидетельство о многофакторной природе нарушений, вызванной как анатомически, так и функциональными адаптациями после операции.

В следствие снижение силы мышц нижней конечности, в особенности четырёхглавой мышцы бедра и подколенных сухожилий, показывает значительное влияние на характеристики ходьбы. Последствия отмечаются не только на прооперированной, но также и на здоровой конечности, это указывает на общий дисбаланс в двигательной системе. Слабость в мышцах сопровождается уменьшением угла сгибания и разгибания колена и увеличением

страха падения, что ведёт к понижению скорости и устойчивости в ходьбе. Это также способствует ухудшению кинематических показателей.

В исследовании акцентированное внимание уделено углу сгибания коленного сустава в фазе переноса, так как он является одним из индикаторов функциональной подвижности колена. Отклонения от нормы были продемонстрированы девятью участниками, это указывает на ограничение объема движений даже после успешного протезирования. Жесткость колена во время движений способна привести к перегрузке коллатеральной конечности и увеличивает риск необходимости повторной операции. Смотря на это достижение симметрической походки и сбалансированного распределения нагрузки, обретает первостепенное значение в процессе реабилитации, даже при завершении стандартной терапии.

Если брать скорость передвижения, как параметр оценки функционального состояния, то у шести участников она ниже нормы что вызывает дискомфорт в повседневной жизни, как у молодых, так и особенно у пожилых пациентов. Даже при общем улучшении самочувствия после операции, скорость передвижения остаётся ниже, чем у здоровых людей, это может быть связано с неправильным восстановлением биомеханических параметров сустава. В качестве рекомендации можно посоветовать, не слишком активную физическую нагрузку с акцентом на реабилитацию, которая будет направлена на укрепление мышц.

Вдобавок исследование показало то, что у пациентов сохраняется болевой синдром даже после операции. Это может быть связано с психологическим фактором и с внутренним вращением самих имплантов что затрудняет ходьбу и причиняет боль. Если учитывать фактор боли, то можно понять почему у большинства людей параметры ходьбы отклоняются от нормы и им становится труднее вести повседневную жизнь.

Наличие двух или более хронических заболеваний наряду с остеоартрозом, являются дополнительной преградой при восстановлении походки и требуют систематического подхода. Обобщенный анализ выяснил что примерно у 36,67% участников сохранились отклонения в параметрах походки даже спустя год после операции. Благодаря этому можно сделать вывод в необходимости многоуровневой реабилитации, которая будет помогать не только в устранении боли и функционирования.

Стоит обратить внимание и на то, что пациенты реже продолжают выполнять упражнения по реабилитации после завершения курса физиотерапии, в частности по прошествии года после операции. Держа это у ме стоит разработать стратегию, направленную на повышение мотивации и внедрении долгосрочных индивидуализированных методов восстановления.

В довершение можно указать то, что данное исследование показывает, что, даже спустя год после операции у значительного количества пациентов сохраняются отклонения в параметрах походки. Благодаря данным результатам можно подчеркнуть важность реабилитационного периода и активности движений для восстановления полноценной биомеханики движения.

Рекомендации

По мере исследования и изучения биомеханики, анатомии и протезов коленного сустава, как они влияют и какие выявляются противопоказания можно сделать пару выводов и дать небольшую рекомендацию для создания протезов и восстановления биомеханики движения пациента после эндопротезирования.

Самым важным можно назвать подбор правильных материалов и их взаимодействие с тканями организма. При ошибочном подборе материалов, у пациентов возобновятся боли при ходьбе, это также может повредить ткани в организме, и следующая операция может вести за собой осложнения. Это также будет влиять на психику человека и при ходьбе его будет сковывать страх, который будет мешать стабильному функционированию. За счёт выбора правильных материалов появится возможность в создании боле лёгких протезов, которые в свою очередь снизят нагрузку и упростят передвижение.

Индивидуальный подход к каждому пациенту является немаловажной частью в создании протеза. Однако это является довольно проблематично, так как с каждым годом увеличивается количество нуждающихся в эндопротезировании. В следствии этого стремление к форме максимально приближенной к анатомически естественного сустава является наиболее эффективным решением, что также повысит комфорт при ходьбе.

Не стоит забывать и о реабилитационном периоде после операции, ведь это является важным фактором в восстановлении естественной походки человека. Необходимо ввести и ряд упражнений для самостоятельной работы, потому что после физиотерапии большинство пациентов, перестают вести довольно активный образ жизни и ленятся делать какие-либо упражнения. Но это необходимо для полного восстановления движений.

Заключение

В данной дипломной работе была рассмотрена биомеханика движений человека с точки зрения коленного сустава. Была изучена амплитуда движений колена, какую нагрузку она выдерживает и важность колена в опорно-двигательном механизме организма.

На основе анатомических исследований было выявлено что коленный сустав отличается особой сложностью в строении и функционировании, а также подвержена высокому риску повреждений. За счёт анатомической сложности коленного сустава воспроизвести его в качестве протеза, который идеально подойдёт для любого человека является непростой задачей даже на данный момент. Именно из-за этого данная тема до сих пор остаётся актуальной.

Всё же многие протезы на сегодняшний день в состоянии симитировать биомеханику движения колена, хоть и не с 100% точностью, но достаточной для передвижения. Протезы в зависимости от материалов и характеристик имеют разные преимущества и недостатки, нельзя с точностью назвать одну модель, которая бы идеально подходила каждому человеку. Основным фактором выбора хорошего протеза является долговечность и биосовместимость.

В целом, достигнутые результаты позволяют сделать вывод, что главное в оптимальном восстановлении после эндопротезирования это правильно подобранный протез и реабилитационный период с последующими упражнениями на механику движения. Также стоит обратить внимание на психологическое состояние пациента, так как фактор страха играет немаловажную роль в походке и активности человека.

Список литературы:

1. Биомеханика коленного сустава, Фидель Субботин, <https://fs-school.ru/blog/1005129>
2. Фазы движений коленного сустава с точки зрения биомеханики, Фидель Субботин, <https://fs-school.ru/blog/1164709>
3. <https://nano-dr.ru/biomehanika-kolennogo-sustava-cheloveka/>
4. <https://rostgmu-nsd.ru/articles/stroenie-i-anatomiya-kolennogo-sustava>
5. <https://www.oum.ru/literature/anatomiya-cheloveka/kolenny-sustav-anatomiya-i-fiziologiya/>
6. <https://mksegment.ru/a/protezy-kolennyh-sustavov-kakie-luchshe-vybrat-po-kvote>
7. <https://gial.by/blog/patsientam/endoprotezirovanie-kolennogo-sustava/>
8. Alterations in Muscle Coordination to Reduce Knee Joint Loading for People with Limb Loss, Jiayu Hu, Ziyun Ding & Anthony M. J. Bull
9. Compensatory strategies due to knee flexion constraint during gait of non-disabled adults, Odair Vacca, Melissa Leandro Celestino, José Angelo Barela, Sergiy Yakovenko, Ana Júlia Silva de Lima, Ana Maria Forti Barela
10. Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Affect It: A Systematic Review, Li Zhang, Geng Liu, Bing Han, Zhe Wang, Yuzhou Yan, Jianbing Ma, Pingping Wei
11. <https://artusmed-msk.ru/endoprotezirovanie/rejting-kolennyh-endoprotezov/>
12. <https://cyberleninka.ru/article/n/strukturno-funktsionalnye-osobennosti-kolennogo-sustava/viewer>
13. http://elib.usma.ru/bitstream/usma/994/1/VR_2016_003.pdf
14. https://uomustansiriyah.edu.iq/media/lectures/2/2_2019_03_29!05_38_00_PM.pdf
15. <https://elamed.com/vse-o-lechenii/degenerativnyy-artrit/>
16. Кавалерский Г.М., Беленький В.Е. Эндопротезирование суставов. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2018. — 288 с.
17. Carr A.J., Robertsson O., Graves S. et al. “Knee replacement.” *The Lancet*, 2012; 379(9823): 1331–1340.
18. AAOS Clinical Practice Guidelines. Management of Osteoarthritis of the Knee (2nd Edition) — American Academy of Orthopaedic Surgeons,
19. Смольянинов А.В. Остеоартроз: диагностика, лечение, профилактика. — СПб.: СпецЛит, 2021. — 240 с.
20. Sathappan S.S., Ginat D.T., Patel V. “Complications following total knee arthroplasty: a review.” *Clinics in Orthopedic Surgery*, 2015; 7(2): 144–151.
21. Бушкевич В.И., Каплан И.А. Ортопедия и травматология: национальное руководство. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2020. — 656 с.
22. <https://www.zimmerbiomet.com/en/products-and-solutions/specialties/knee/persona-osseotikeeltibia.html>
23. <https://catalogs.bb Braun.com/en-01/p/PRID00004381/vega-system-posterior-stabilized-system?bomUsage=overview>

24. <https://www.jnjmedtech.com/en-US/product/attune-knee-system>
25. <https://www.stryker.com/us/en/joint-replacement/products/restoris-mck.html>
26. <https://www.smith-nephew.com>
27. <https://elamed.com>
28. Zhang L. et al. Knee Joint Biomechanics in Physiological Conditions and How Pathologies Can Affect It. // Journal of Healthcare Engineering
29. Carr A.J. et al. Knee replacement. // The Lancet, 2012; 379(9823)
30. Бушкевич В.И., Каплан И.А. Ортопедия и травматология: национальное руководство

ОТЗЫВ

на дипломный проект (работе)
Бағдәулет Жылкелді Эльнарұлы
студента специальности 6В07114 – «Биомедицинская инженерия»

На тему: «Исследование биомеханики человека и протеза коленного сустава»

Дипломная работа студента бакалавриата Бағдәулет Жылкелді Эльнарұлы посвящен «Исследование биомеханики человека и протеза коленного сустава».

Целью работы является исследование биомеханики человека с акцентом на коленный сустав, для лучшего понимания работы коленного сустава как части тела человеческого организма. В ходе выполнения дипломного проекта Бағдәулет Жылкелді Эльнарұлы тщательно изучил анатомию и биомеханику коленного сустава, его патологии, а также эндопротезирование коленного сустава и виды протезов. Выполненный анализ раскрыл функциональность коленного сустава, как изменяется ходьба после эндопротезирования и показал различия протезов по износостойкости, материалам и цене.

В первой части описана биомеханика коленного сустава, его амплитуда движения и кинематика коленного сустава.

Во второй части рассматривается анатомия коленного сустава, общие характеристики костей, связок поддерживающие коленный сустав, его составляющее и патологии.

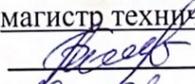
В третьем разделе изучаются виды протезирования и протезов, также ведется сравнительный анализ протезов по характеристикам.

В четвертой части предоставлен эксперимент с группой людей прошедших частичное и полное эндопротезирование

Дипломная работа студента Бағдәулет Жылкелді Эльнарұлы по теме «Исследование биомеханики человека и протеза коленного сустава» выполнен на высоком уровне и полностью соответствует поставленным требованиям, данная работа заслуживает высокой оценки.

Научный руководитель

магистр технических наук, старший преподаватель

 Байтурганова В.К.

«10» 06 2025 г.

РЕЦЕНЗИЯ

дипломного проекта (работы)

студента специальности 6В07114 – «Биомедицинская инженерия»

Бағдаулет Жылкелді Эльнарұлы

На тему: «Исследование биомеханики человека и протеза коленного сустава»

Разработан:

- а) графический раздел _ листов
- б) пояснительная записка на _ странице

ЗАМЕЧАНИЕ

Бакалаврский дипломный проект Бағдаулет Жылкелді Эльнарұлы посвящен " Исследование биомеханики человека и протеза коленного сустава ".

Целью дипломной работы является проведение анализа биомеханики коленного сустава с акцентом на коленный сустав, изучение его анатомии и эндопротезирования. Задачи работы представляют собой анализ протезов коленного сустава в рынке, по таким характеристикам, как материалы, износостойкость и цена.

В первой части описана биомеханика коленного сустава, его амплитуда движения и кинематика коленного сустава.

Во второй части рассматривается анатомия коленного сустава, общие характеристики костей, связок поддерживающие коленный сустав, его составляющее и патологии.

В третьем разделе изучаются виды протезов и самые популярные на рынке, ведется сравнительный анализ протезов по характеристикам.

В четвертой части предоставлен эксперимент с группой людей прошедших частичное и полное эндопротезирование.

Дипломный проект разработан по стандарту организации в соответствии с общими требованиями к созданию, изложению, оформлению и содержанию текстовых и графических материалов.

Оценка работы

Считаю, что дипломный проект студента Бағдаулет Жылкелді на тему "Исследование биомеханики человека и протеза коленного сустава" был выполнен на высоком уровне и полностью соответствует поставленным задачам. Я считаю, что дипломный проект очень хорошо оценен, и студент Бағдаулет Жылкелді заслуживает академической степени бакалавра

Рецензент

Заведующая кафедры «Общенаучные дисциплины» Академии гражданской авиации,
к.т.н, доцент



Сейдилдаева А.К.

2025 г



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

Исследование биомеханики движения человека и протеза коленного сустава

Автор

Научный руководитель / Эксперт

Багдәулет Жылкелді Эльнарұлы Венера Байтурганова

Подразделение

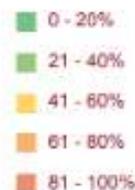
ИАИТ

Коэффициент Вероятности ИИ

12%

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.



Индикатор Контента ИИ

3%

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	The research encompasses the following key aspect...	97%	170
2	Биомеханика коленного сустава, Фидель Субботин, ht...	69%	29
3	[2] Важную роль играет и внутренняя кинематика, то...	41%	51
4	[5] У новорожденных надколенник не до конца сформир...	36%	65
5	[3] Фазы движения при ходьбе и беге также сопровож...	29%	52
6	[11] Материалы, которые используют для изготовлени...	28%	142
7	[5] Фортирование сустава обеспечивается соединение...	26%	47
8	[5] Переднемедиальные и переднелатеральные участки...	25%	52
9	[2] Сгибательные движения проводятся за счёт работ...	24%	119
10	[15] Начальные повреждения хряща провоцируют ряд н...	24%	49

11	[26] Методы исследования: Проведённый анализ носит...	22%	70
12	[9] Медиальные латеральные и промежуточные широкие...	21%	54
13	Наиболее изогнутые поверхности образуются в тех ча...	11%	413
14	[15] По мере того, как прогрессирует заболевание, ...	10%	448
15	[13] Коленный сустав как таковой является самым уя...	10%	170
16	-в фазе отталкивания основное разбивательное усил...	8%	367
17	9 участников от 70 до 75 лет. Гендерный состав гру...	5%	1752
18	Бұл зерттеуде тізе буынының функционалдық ерекшелі...	5%	728
19	Прямая мышца бедра является четвертым элементом кв...	5%	138
20	Аннотация Тема дипломной работы "Исследование биом...	4%	185
21	Композиты и полимеры нового поколения [18, 19] PEE...	3%	256
22	Разгибание колена осуществляется с помощью четырёх...	1%	62
23	Alterations in Muscle Coordination to Reduce Knee ...	1%	249



Отчет подобия

Метаданные

Название организации

Satbayev University

Название

Исследование биомеханики движения человека и протеза коленного сустава

Автор

Научный руководитель / Эксперт

Багдаулет Жылкелді Эльнарұлы Венера Байтурганова

Подразделение

ИАиИТ

Объем найденных подобий

КП-и 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

25

Длина фразы для коэффициента подобия 2



КП2

5793

Количество слов



КЛ

45196

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		0
Интервалы		0
Микропробелы		0
Белые знаки		0
Парафразы (SmartMarks)		3

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 содержание и правильность оформления источника.

10 самых длинных фраз

Цвет текста

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ И АДРЕС ИСТОЧНИКА URL (НАЗВАНИЕ БАЗЫ)	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	1/n Expansion for Weakly Random System P. Henrard;	11 0.19 %
2	PENERAPAN STRATEGI REACT (RELATING, EXPERIENCING, APPLYING, COOPERATING, TRANSFERRING) UNTUK MENINGKATKAN KETERAMPILAN BEREKSPERIMEN PADA PEMBELAJARAN IPA Idam Ragil Widianto Atmojo Tri Suharsih Lies Lestari .;	10 0.17 %

3	https://cyberleninka.ru/article/n/matematiceskaya-model-analiza-effektivnosti-zatrat-dlya-vybora-optimalnyh-meditsinskih-programm-s-tselyu-uvlicheniya	5 0.09 %
4	https://cyberleninka.ru/article/n/matematiceskaya-model-analiza-effektivnosti-zatrat-dlya-vybora-optimalnyh-meditsinskih-programm-s-tselyu-uvlicheniya	5 0.09 %
5	https://cyberleninka.ru/article/n/matematiceskaya-model-analiza-effektivnosti-zatrat-dlya-vybora-optimalnyh-meditsinskih-programm-s-tselyu-uvlicheniya	5 0.09 %

из базы данных RefBooks (0.36 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
Источник: Paperity		
1	1/n Expansion for Weakly Random System P. Henrart;	11 (1) 0.19 %
2	PENERAPAN STRATEGI REACT (RELATING, EXPERIENCING, APPLYING, COOPERATING, TRANSFERRING) UNTUK MENINGKATKAN KETERAMPILAN BEREKSPERIMEN PADA PEMBELAJARAN IPA Idam Ragil Widiyanto Atmojo Tri Suharsih Lies Lestari .;	10 (1) 0.17 %

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 (0.26 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	ИСТОЧНИК URL	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	https://cyberleninka.ru/article/n/matematiceskaya-model-analiza-effektivnosti-zatrat-dlya-vybora-optimalnyh-meditsinskih-programm-s-tselyu-uvlicheniya	15 (3) 0.26 %

Список принятых фрагментов (нет принятых фрагментов)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	СОДЕРЖАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
------------------	------------	---