

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ
КАЗАХСТАН

Некоммерческое Акционерное Общество «Казахский Национальный
Исследовательский Технический Университет имени К.И.Сатпаева»

Институт Автоматики и информационных технологий
Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»



Ким Валерия Алексеевна

«МОДЕЛИРОВАНИЕ МЕХАНИКИ ГНАТОДИНАМОМЕТРА ДЛЯ
ОПРЕДЕЛЕНИЯ НАГРУЗКИ НА ЗУБЫ»

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

7M07106 – Биомедицинская инженерия

Алматы 2025 г.

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

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

Институт автоматизации и информационных технологий

УДК 681.2:616.314-073

На правах рукописи

Ким Валерия Алексеевна

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

На соискание академической степени магистра

Название диссертации	Моделирование механики гнатодинамометра для определения нагрузки на зубы
Направление подготовки	7M07106–Биомедицинская инженерия

Научный руководитель
к.т.н., профессор,
заведующий кафедрой «РТиТСА»



Ожикенов К.А.

« 11 » июнь 2025 г.

Рецензент
Доктор философии PhD,
преподаватель кафедры
«Информационные технологии и
библиотечное дело»



Алимбаева Ж.Н.

« 11 » июнь 2025 г.

Нормоконтроль
Магистр технических наук, старший
преподаватель кафедры «РТиТСА»



Кальменов Е.Т.

« 5 » июнь 2025 г.

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ

Заведующий кафедрой
«РТиТСА», к.т.н., профессор



Ожикенов К.А.

« 11 » июнь 2025 г.

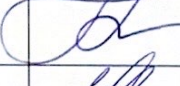
Алматы 2025

ГРАФИК
подготовки магистерской диссертации

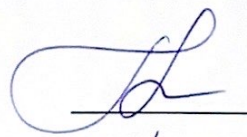
Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечание
Обзорный раздел Анализ литературных данных и результатов исследования силы укуса с учётом половых и возрастных различий	23. 11. 2024г.	выполнено
Исследовательский раздел Сравнительный анализ существующих устройств для измерения нагрузки на зубы	17. 12. 2024г.	выполнено
Технологический раздел Моделирование механики и корпуса гнатодинамометра Подбор биосовместимых материалов	15. 03. 2025г.	выполнено
Экспериментальный раздел Тестирование устройства и анализ результатов	12. 04. 2025г.	выполнено

Подписи

консультантов и норм контролера на законченную магистерскую диссертацию с указанием относящихся к ним разделов диссертации

Наименования разделов	Консультанты, И.О.Ф. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Обзорный раздел	Кальменов Е.Т. Магистр технических наук	05.06.25г.	
Исследовательский раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	05.06.25г.	
Технологический раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	05.06.25г.	
Экспериментальный раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	05.06.25г.	
Норм контролер	Кальменов Е.Т. Магистр технических наук	05.06.25г.	

Научный руководитель



Ожикенов К.А.

Задание принял к исполнению обучающийся



Ким В.А.

Дата

« 5 » июня 2025 г.

АНДАТПА

Осы диссертациялық жұмыста гнатодинамометр корпусын әзірлеу және аталған құрылғының механикасын модельдеу мәселелері қарастырылады. Гнатодинамометр жеке тістерге немесе олардың топтарына әсер ететін шайнау қысымының күшін өлшеуге мүмкіндік береді. Бұл көрсеткіш шайнау жүйесінің жағдайын бағалауда және ықтимал асқынуларды болжауда маңызды рөл атқарады.

Зерттеудің мақсаты — адам тіс-ұрт жүйесінің физиологиялық ерекшеліктерін ескере отырып, жеке тістерге түсетін нақты жүктемені анықтау үшін гнатодинамометрдің механикасын әзірлеу және модельдеу.

Осы мақсатқа жету үшін келесі міндеттер қойылды: ұрыс күшін өлшеуге арналған қолданыстағы әдістер мен құрылғыларды талдау; гнатодинамометрге қойылатын техникалық және биомеханикалық талаптарды анықтау; жақтың анатомиялық ерекшеліктерін ескере отырып, гнатодинамометр конструкциясын әзірлеу; электрондық схема мен бағдарламалық қамтамасыз етуді жасау; сондай-ақ эксперименттік зерттеулер жүргізу.

Схемотехника мен бағдарламалық қамтамасыз етуді жүзеге асыру үшін микроконтроллерлер, тензометрлік датчиктер, аналогтық-сандық түрлендіргіштер (АЦП), Bluetooth модулі және басқа да қажетті элементтер таңдалды. Олардың әзірлеу барысында жүйенің дәлдігі, тұрақтылығы және сенімділігі талаптары ескерілді.

Жұмыстың барысында SolidWorks бағдарламалық ортасында құрылғының инженерлік моделі құрылып, оның дәлдігі, ықшамдылығы және функционалдылығы бойынша талаптар белгіленді. Құрылғының дұрыс жұмыс істеуі мен жоба талаптарына сәйкестігін растау үшін эксперименттік өлшемдер жүргізілді.

Аталған құрылғының жаңалығы мен өзектілігі — заманауи тензометрлік датчиктер мен жобалау әдістерін пайдалана отырып, шайнау қысымының күшін ыңғайлы және дәл өлшеуге бағытталған жаңа тәсілді ұсынуында.

Зерттеу нысаны — шайнау функциясын бағалауда, ортопедиялық емдеуді жоспарлауда, дисфункцияларды диагностикалауда, жарақаттардан немесе хирургиялық араласулардан кейінгі реабилитацияда және пародонт ауруларымен ауыратын науқастарды емдеуде қолданылатын гнатодинамометрді жасау.

Жұмыстың теориялық маңызы — жаңа корпус, схемотехника және бағдарламалық қамтамасыз етуді әзірлеу арқылы тіс диагностикасы мен емдеу саласындағы білімді кеңейтуге ықпал етуінде.

Зерттеудің практикалық маңызы — гнатодинамометрді өндірістің нақты жағдайларында жоғары жылдамдықпен және салыстырмалы түрде төмен шығындармен шығаруға мүмкіндік беруінде.

АННОТАЦИЯ

В данной диссертационной работе рассматривается разработка корпуса гнатодинамометра и моделирование механики данного устройства. Гнатодинамометр позволяет измерять силу жевательного давления на отдельные зубы или их группы. Этот показатель играет важную роль в оценке состояния жевательной системы и прогнозировании возможных осложнений.

Целью данного исследования является разработка и моделирование механики гнатодинамометра для определения точной нагрузки на отдельные зубы с учетом физиологических особенностей зубочелюстной системы человека.

Для достижения данной цели были поставлены следующие задачи: анализ существующих методов и устройств для измерения силы укуса, определение технических и биомеханических требований к гнатодинамометру, разработка конструкции гнатодинамометра с учётом анатомических особенностей челюсти, анализ существующих методов и устройств для измерения силы укуса, разработка электронной схемы и программного обеспечения, а также проведение экспериментальных исследований.

Для реализации схемотехники и программного обеспечения подбираются компоненты, такие как микроконтроллеры, тензометрический датчик, АЦП, Bluetooth модуль и другие необходимые элементы. При разработке схемотехники и программного обеспечения учитывались требования к точности, стабильности и надежности системы.

Разработка включала в себя построение инженерной модели прибора в программной среде SolidWorks, определив требования к точности, компактности и функциональности устройства. Были проведены экспериментальные измерения над прибором, чтобы убедиться в корректном функционировании и соответствии требованиям проекта.

Новизна и актуальность данного устройства заключаются в предложении нового подхода к удобному и точному измерению силы жевательного давления управлению, основанного на использовании современных тензометрических датчиков и методов проектирования.

Объектом исследования является создание гнатодинамометра, который может использоваться при оценке жевательной функции, планировании ортопедического лечения, диагностики дисфункций, реабилитации после травм или хирургических вмешательств и при лечении пациентов с заболеваниями пародонта и другие.

Теоретическая значимость работы заключается в разработке нового корпуса, схемотехники и программного обеспечения, что способствует расширению знаний в области диагностики и лечения зубов.

Практическая значимость исследования заключается в возможности выпускать гнатодинамометр в реальных условиях производства с высокой скоростью и сравнительно низкими расходами.

ABSTRACT

The dissertation considers the development of the gnathodynamometer body and mechanical modeling of the device. The gnathodynamometer measures the chewing force exerted on individual teeth or groups of teeth. This parameter plays a decisive role in assessing the functional state of the masticatory apparatus and predicting possible complications.

The aim of this study is to design and model the mechanical components of the gnathodynamometer to accurately determine the load on individual teeth, taking into account the physiological features of the human dentoalveolar system.

To achieve this goal, the following tasks were set: analyze the existing methods and devices for measuring bite force; determine the technical and biomechanical requirements for the gnathodynamometer; design the device taking into account the anatomical features of the jaw; develop electronic circuits and software; and conduct experimental studies.

The implementation of the circuits and software included the selection of such components as microcontrollers, strain gauges, ADC, Bluetooth modules and other necessary elements. The design process included strict requirements for the accuracy, stability and reliability of the system.

The development included creating an engineering model of the device in the SolidWorks software environment, setting technical requirements for accuracy, compactness and functionality. Experimental measurements were carried out to check the correct operation of the device and its compliance with the project requirements.

The novelty and relevance of this device lies in the fact that it offers an innovative way of convenient and accurate measurement of chewing force based on the use of modern strain gauges and advanced design methods.

The aim of the study is to develop a gnathodynamometer suitable for use in assessing chewing function, planning orthopedic treatment, diagnosing dysfunctions, rehabilitation after injuries or surgeries, treating patients with periodontal diseases and other areas.

The theoretical significance of this work lies in the development of a new design of the case, circuit and software that will contribute to the expansion of knowledge in the field of dental diagnostics and therapy.

The practical significance of the study lies in the possibility of using the gnathodynamometer in real production conditions with high productivity and relatively low costs.

ПЕРЕЧЕНЬ ПРИНЯТЫХ СОКРАЩЕНИЙ, ТЕРМИНОВ

ADC – Аналого-цифровой преобразователь (англ. Analog-to-digital converter)

ВНЧС – Височно-нижнечелюстной сустав

In vitro – Проведение экспериментов в искусственной среде

BLE-канал – Спецификация быстрого переключения Bluetooth

SoC – (Security Operations Center) организация отвечающая за кибербезопасность

ЕАЭС - Евразийский экономический союз

НИОКР - Научно-исследовательские и опытно-конструкторские работы

MEMS-ячейки – устройства небольшого размера, состоящие из электрических и механических составляющих

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	11
1. Актуальность	13
2. Цель исследования	17
3. Научная проблема	19
4. Изучение анатомо-физиологических особенностей	21
5. Анализ существующих технологий и устройств для измерения жевательной нагрузки.....	27
5.1.1 Тензорезистивные датчики на металлических фольгах	27
5.1.2 Пьезорезистивные микродатчики на кремнии	28
5.1.3 Пьезоэлектрические керамики и полимеры.....	28
5.1.4 Пленочные резистивные датчики давления.....	28
5.1.5 Клинические испытания современных гнатодинамометров.....	29
5.1.8 Алгоритмы цифровой фильтрации и обработки сигналов	29
6. Научная новизна.....	32
7. Задачи исследования.....	36
8. Разработка и изготовление прибора	37
8.1 Теоретическое обоснование конструкции	45
8.5 Алгоритм калибровки и программная логика	47
8.6 Автозагрузка и самотестирование	47
9 Биосовместимость PLA-пластика при использовании в медицинских устройствах.....	48
10. Износостойкость PLA-пластика и химические свойства	50
11. Результаты экспериментов	52
12. Моделирование механики гнатодинамометра.....	55
12.1 Расчет напряжения по Мизесу	55
13. Экономический расчет.....	58
13.1 Цель и методика расчёта	58
13.2 Капитальные и операционные затраты	59
13.4 Ценообразование и выручка.....	59
13.5 Расчёт денежного потока.....	60
13.6 Индикаторы эффективности	60
13.7 Социально-экономический эффект	60
13.1 Нормативная база	62
13.2 Процедура информированного согласия	62
13.3 Управление рисками и постмаркетинговый надзор	62
14. Обсуждение, ограничения и перспективы.....	64
14.1 Обобщение ключевых результатов	64

14.2 Ограничения проведённого исследования.....	64
14.3 Направления дальнейших исследований и развития проекта.....	65
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	67
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ	69

ВВЕДЕНИЕ

Сила жевательного давления является одним из ключевых параметров, характеризующих состояние жевательной системы человека. Этот показатель играет важную роль в диагностике и лечении различных стоматологических заболеваний, включая восстановление зубного ряда, терапию заболеваний пародонта и коррекцию окклюзии. Измерение жевательного давления также имеет большое значение для оценки эффективности ортодонтического лечения. Основным инструментом для таких измерений – гнатодинамометр, который позволяет фиксировать нагрузку на отдельные зубы и оценивать их функциональную устойчивость.

Гнатодинамометрия, впервые предложенная в конце XIX века, остается актуальным направлением исследований и разработок. Несмотря на прогресс в создании измерительных устройств, многие аспекты измерения нагрузки на зубы требуют дальнейшего совершенствования. Исторически первая версия гнатодинамометра, разработанная Блэком в 1895 году, представляла собой механический прибор с пружинным механизмом. Он фиксировал силу смыкания зубов, однако был ограничен в точности и охвате измерений, регистрируя давление только в вертикальном направлении. С тех пор прибор претерпел множество изменений и модернизаций, включая внедрение электронных датчиков, которые обеспечивают более высокую точность измерений и возможность анализа нагрузки в различных направлениях. Современные гнатодинамометры широко применяются в клинической практике и научных исследованиях. Они позволяют изучать распределение нагрузки на зубы, выявлять особенности окклюзии, а также диагностировать нарушения в работе височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС). Однако, несмотря на достижения в области измерительной техники, многие существующие устройства имеют ограничения, связанные с износостойкостью датчиков, ограничением диапазона измеряемых нагрузок и сложностью эксплуатации.

Особое внимание уделяется применению современных датчиков, таких как пьезорезистивные и пьезоэлектрические элементы. Эти датчики обладают рядом преимуществ, включая высокую чувствительность, широкий диапазон рабочих температур и возможность интеграции с микропроцессорными системами для анализа данных. Однако их использование сопряжено с определенными трудностями, такими как недостаточная устойчивость к многократным механическим воздействиям и ограниченная долговечность.

Таким образом, моделирование механики гнатодинамометра представляет собой комплексную задачу, включающую междисциплинарный подход, объединяющий знания в области стоматологии, материаловедения, механики и информационных технологий. Решение этой задачи способствует созданию более эффективных диагностических инструментов, что, в свою очередь, повысит качество стоматологической помощи и улучшит прогноз лечения пациентов.

В работе также подчеркивается необходимость учета анатомо-физиологических особенностей зубочелюстной системы, включая структуру и функции ВНЧС, распределение нагрузки на различные зубы и параметры пародонта. Это позволит обеспечить точность и надежность результатов измерений, а также их применение в клинической практике и научных исследованиях.

1 Актуальность

Современная стоматология и ортодонтия предъявляют высокие требования к точности диагностики и эффективности лечения. Одним из ключевых параметров, характеризующих состояние жевательной системы, является сила жевательного давления. Для ее измерения используется специализированный прибор — гнатодинамометр. Его разработка и внедрение имеют значительные перспективы, обусловленные важностью диагностики нагрузки на зубы, пародонт и височно-нижнечелюстной сустав (ВНЧС), а также необходимостью объективной оценки лечебных мероприятий.

Гнатодинамометр позволяет измерять силу жевательного давления на отдельные зубы или их группы. Этот показатель играет важную роль в оценке состояния жевательной системы и прогнозировании возможных осложнений. В клинической практике устройство используется для диагностики жевательной эффективности, контроля ортодонтического лечения, оценки состояния пародонта и изучения особенностей работы височно-нижнечелюстного сустава.

С помощью гнатодинамометра можно определить функциональную нагрузку на каждый зуб и выявить дисбаланс в распределении жевательных усилий. Это особенно актуально для пациентов с дефектами зубного ряда или неправильным прикусом. В процессе лечения, направленного на исправление прикуса, важно оценивать изменения распределения нагрузки на зубы. Гнатодинамометр помогает отслеживать динамику этих изменений, обеспечивая более точный подбор корректирующих мероприятий.

Прибор позволяет определить степень устойчивости пародонта к нагрузке и выявить зоны риска. Это важно при лечении заболеваний пародонта, а также при планировании протезирования и имплантации зубов. Сила жевательного давления тесно связана с функционированием височно-нижнечелюстного сустава. Нарушения в его работе могут проявляться в виде асимметрии нагрузки, что легко фиксируется с помощью гнатодинамометра. Разработка современных гнатодинамометров обусловлена необходимостью повышения точности измерений и удобства их использования. Исторически приборы этого типа измеряли силу давления только в вертикальном направлении (рис.1). Однако жевательное движение представляет собой сложный процесс, включающий не только вертикальные, но и горизонтальные и диагональные усилия. Современные устройства должны быть способны учитывать эти параметры для получения более достоверных данных [9].

Первый гнатодинамометр сконструировал в 1895 г. Блэк. По форме напоминает роторасширитель, имеющий в своем составе две накусочные пластинки, разъединенные 2 пружинами. Пружина отводит стрелку по шкале с делениями в зависимости от силы смыкания зубов. Стрелка, связанная с пружиной, показывала на шкале силу жевательного давления в килограммах. Используя гнатодинамометр, Блэк обнаружил, что полученные им данные не дают полного представления о возможной величине мышечной силы, поскольку отражают также выносливость пародонта, а при адентиях - слизистой альвеолярного отростка; при этом появление боли служит сигналом к прекращению жевательной нагрузки.

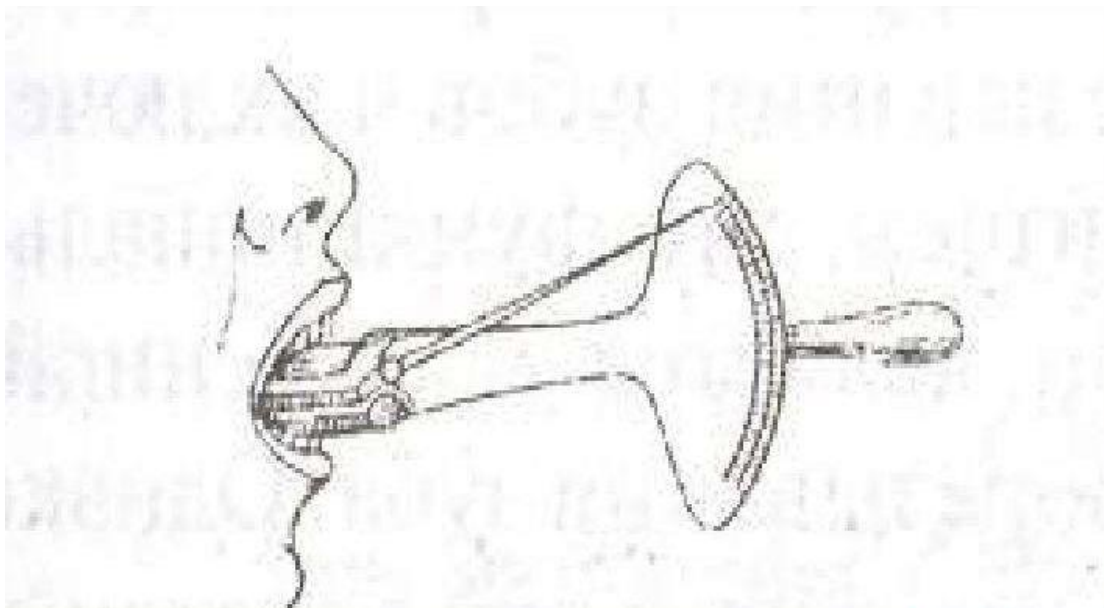


Рисунок 1 – Гнатодинамометр Блэка

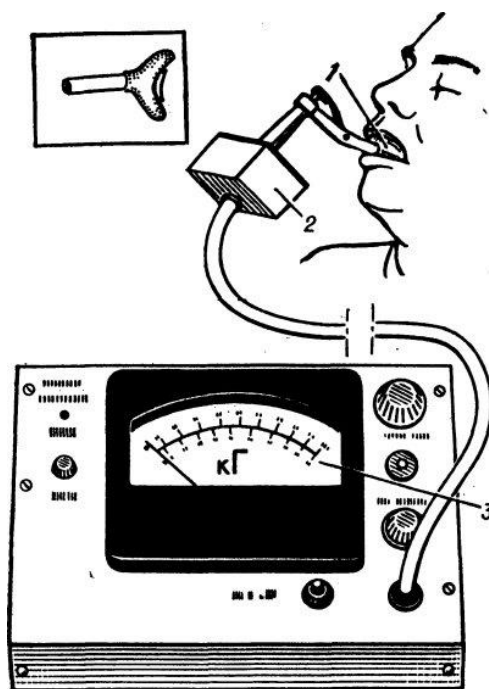


Рисунок 2 – Электронный гнатодинамометр И.С. Рубинова

В последующие годы были предложены различные модификации этого устройства. Все они регистрировали нагрузку, оказываемую жевательными мышцами при сжатии челюстей. Однако нагрузка на зуб регистрировалась только в вертикальном направлении.

В 1948 году Клейтман И.А. разработал пружинный динамометр, который отличался от предыдущих устройств тем, что давление на зуб оказывалось силой исследователя, а не силой жевательных мышц. С помощью этого динамометра можно измерить давление на зуб не только в вертикальном, но и в горизонтальном направлении.

В 1950 году Д.П. Конюшко усовершенствовал это устройство и предложил новый метод гнатодинамометрического исследования зубов, основанный на чувствительности порога давления в пяти направлениях. Современный гнатодинамометр для определения давления на зубы состоит из тензометрического датчика, расположенного между двумя

лучами равного сопротивления, к свободным концам которых прикреплены прикусные пластины. Устройство состоит из функциональных блоков и источника питания. Двойные балки крепятся к ручке. Сигнал с тензометрического датчика передается на функциональные блоки, которые состоят из модуля ввода сигнала, панели управления, интерфейсного преобразователя и ПК с USB-портом. Прикусные пластины и ручка изготовлены из титановых пластин. Недостатками тензометрического датчика являются толщина пластин и неполное отслеживание окклюзии, а также низкий предел давления устройства, составляющий примерно 50 кг [5].

Компактные размеры датчиков и их малая толщина особенно важны, поскольку громоздкие конструкции нарушают естественную окклюзию. Внедрение новых технологий, таких как пьезорезистивные и пьезоэлектрические датчики, позволяет существенно улучшить функциональные свойства устройств.

Применение гнатодинамометра решает ряд важных задач, связанных с диагностикой и лечением заболеваний зубочелюстной системы. Прибор помогает диагностировать скрытые проблемы жевательной системы, такие как перегрузка отдельных зубов или функциональная недостаточность пародонтальной связки, что позволяет выявлять патологии на ранней стадии. На основании данных гнатодинамометрии врач-стоматолог может составить индивидуальный план лечения, учитывающий распределение нагрузки на зубы, что значительно повышает эффективность терапии.

При ортодонтическом или протезировании измерение жевательного давления позволяет объективно оценить результаты принятых мер и, таким образом, обеспечить контроль их эффективности. За счет исправления неравномерной нагрузки на зубы снижается риск возникновения боли, повреждения зубов и заболеваний височно-нижнечелюстного сустава, что улучшает общее качество жизни пациентов. Кроме того, при изготовлении зубных протезов важно учитывать распределение жевательной нагрузки, что обеспечивает долговечность конструкций и их надежную функциональность.

Будущее этого прибора — во внедрении цифровых технологий и методов моделирования. Современные устройства уже имеют функции передачи данных на компьютер или мобильное устройство для дальнейшего анализа. Развитие таких технологий, как 3D-моделирование, искусственный интеллект и Интернет вещей, открывает новые горизонты для применения гнатодинамометрии. В перспективе потенциально могут быть разработаны устройства, которые не только измеряют нагрузку, но и автоматически моделируют идеальное распределение силы и дают рекомендации по коррективке окклюзии. Кроме того, интеграция с мобильными приложениями может сделать гнатодинамометрию доступной для более широкой аудитории, в том числе для использования пациентами в домашних условиях.

Стоит отметить, что гнатодинамометр является важным инструментом не только в стоматологии, но и в других областях медицины. Полученные данные могут быть полезны, например, в неврологии, где изучается влияние жевательной нагрузки на функцию центральной нервной системы. Кроме того, приборы также используются в исследованиях по изучению возрастных изменений жевательной системы и влияния различных заболеваний на окклюзию. В современной стоматологии гнатодинамометрия способствует улучшению качества диагностики и лечения, повышению их эффективности и точности. Прибор способствует повышению профессионального уровня специалистов и расширению возможностей персонализированного ухода за пациентами.

2 Цель исследования

Целью данного исследования является разработка и моделирование механики гнатодинамометра для определения фактической нагрузки на отдельные зубы с учетом анатомических и физиологических особенностей зубочелюстной системы человека. Эта задача состоит в разработке высокоточного и простого в эксплуатации устройства, способного измерять нагрузку на зубы в нескольких направлениях, что важно для диагностики, лечения и оценки жевательной системы.

Современная стоматология и биомедицинская техника предъявляют высокие требования к диагностическим и контрольным приборам. Гнатодинамометр — это диагностический прибор, который измеряет жевательное давление, распределяемое по зубному ряду. Однако существующие приборы имеют ряд ограничений, таких как ограниченная точность измерения, невозможность регистрации горизонтальных нагрузок, износ датчиков и сложность в эксплуатации. Поэтому одной из основных задач исследовательской работы является устранение этих недостатков путем моделирования механических и функциональных свойств прибора.

Разработка гнатодинамометра направлена на решение нескольких важных задач. Во-первых, он повышает точность измерения нагрузки на зубы и, таким образом, позволяет выявить дисбаланс в распределении жевательной нагрузки. Этот дисбаланс может привести к ряду проблем, таких как перегрузка отдельных зубов, пародонтит и дисфункция височно-нижнечелюстного сустава. Во-вторых, новая модель устройства должна быть способна измерять как вертикальные, так и горизонтальные нагрузки, что особенно важно для анализа сложных жевательных движений.

Технологии моделирования играют ключевую роль в разработке нового поколения гнатодинамометров. Использование современных методов механического моделирования позволяет проанализировать распределение сил и оптимизировать конструкцию устройства. Например, внедрение пьезорезистивных и пьезоэлектрических датчиков значительно повышает чувствительность устройства, улучшает его долговечность и позволяет регистрировать напряжение в режиме реального времени. В данном исследовании было изучено использование таких датчиков и оценена их эффективность в решении поставленных задач.

Целью исследования является изучение взаимодействия данного устройства с зубочелюстной системой. Важно учитывать анатомические особенности зубочелюстной системы, пародонтальные параметры и строение височно-нижнечелюстного сустава. Устройство должно быть безопасным для пациента и как можно меньше влиять на естественные окклюзионные контакты. Это достигается за счет использования датчиков минимальной толщины, не мешающих нормальному жевательному процессу. Кроме того, исследование направлено на улучшение функциональности гнатодинамометра. Устройство должно быть удобным в использовании как для специалистов, так и для пациентов. К этому относятся эргономичный дизайн, минимальное время настройки и возможность интеграции в современные системы цифрового анализа данных. Подключив устройство к компьютеру или мобильному устройству, можно проводить подробный анализ данных, визуализировать нагрузки и отслеживать изменения в ходе лечения.

Важную роль играют технические аспекты, непосредственно связанные с проведением клинических исследований с помощью измерительных приборов. Сюда входит эффективность диагностики, ортодонтии и планирования защиты. Компания должна полагаться на специализированные компании, которые контролируют соблюдение правил безопасности государственной системы и обеспечивают соблюдение многочисленных правил защиты данных. В последние годы этот аспект приобретает все большее значение в

связи с возможностью использования измерительных приборов. Например, пользователь может использовать общедоступную систему для проведения ряда тестов и анализа возможных окклюзий у пациентов.

Снижение требований и создание новых методов и профилей. Многие достижения могут быть достигнуты за счет предоставления инновационных диагностических инструментов и тестирования всех требований к измерениям, надежности и стабильности в эксплуатации.

И наконец, что не менее важно, это устройство является универсальным инструментом, который облегчает диагностику, диагностику и профилирование высокопроизводительных систем для стоматологов, ортодонтот и практикующих стоматологов.

3 Научная проблема

Новейшие технологии стоматологии, ортопедии и ортодонтиров увеличивают факторы продолжительности жизни, которые отличаются от предыдущих поколений, требуя тем самым дополнительных и более точных инструментов диагностики. Сила зубного давления является одним из наиболее важных показателей стоматологической жевательной силы, отражающих состояние жевательной системы и нагрузку на зубы и зубные аппараты. Тем не менее, техники измерения не делают ее точным, воспроизводимым и получаемым целенем, тестированием и поддержанием. Данный фактор дает актуальность новейшим методам измерения жевательного пояса жевательного режима и действительности жевательного зуба новейшего гнатодинамометра [19].

Главная дефектура заключается в том, что текущие гнатодинамометры не всегда точно измеряют силу нагрузки на зубы, особенно в сложных случаях. Многие из них ориентированы на давление только в вертикальном направлении, а также включает горизонтальные и диагональные силы. Следовательно, аппараты имеют ограниченную возможность измерения и не могут быть использованы для оценки взаимодействия между зубами и челюстями с высокой диагностической точностью.

Таким образом, с точки зрения клинического применения, измерение силы жевательной нагрузки имеет важное значение для диагностики заболеваний зубочелюстной системы. К скрытым патологиям, не вызывающим характерных болевых ощущений, относятся перегрузка отдельных зубов и нарушение окклюзии, симптомы которых проявляются только при возникновении серьезных осложнений. И таким образом, разработка гнатодинамометра позволяет выявлять вышеупомянутые проблемы на ранних стадиях развития. Предложенные в выпуске приборы позволяют это сделать, но существующие устройства не всегда обладают необходимой точностью измерений [12].



Рисунок 3 – Последствия бруксизма

Очень важно следить за тем, как проходит ортодонтическое лечение, и при этом нужно учитывать, как меняется нагрузка на зубы во время исправления прикуса. К сожалению, большинство современных приборов не учитывают особенности строения челюстей у каждого человека, из-за чего результаты могут быть не совсем точными и полезными для врача.

Если человек собирается ставить импланты или делать протезирование, важно знать, как именно распределяется жевательная нагрузка. Если прибор измеряет неправильно, это может привести к тому, что протезы будут перегружены, начнут портиться или просто не подойдут, и тогда лечение может не дать нужного результата.

Кроме медицинских проблем имеется ещё и технические. Например, некоторые гнатодинамометры — это устройства для измерения силы укуса — слишком большие и мешают нормальному прикусу, из-за чего измерения получаются неточными. Датчики, которые в них используются, могут быстро изнашиваться и терять точность, особенно если использовать прибор много раз. Также некоторые устройства не подходят людям с сильной жевательной нагрузкой — они рассчитаны только на слабые значения, и поэтому приборы сложно подстроить под каждого пациента [14].

Есть ещё одна проблема: современные приборы почти не используют цифровые технологии. Большинство из них не умеют автоматически анализировать данные, и врачу приходится делать всё вручную, что занимает время и может привести к ошибкам. Всё это мешает использовать такие устройства в реальной медицинской практике.

Чтобы создать новое поколение таких приборов, нужно объединить знания из разных областей — это не только стоматология, но и инженерия, механика, материаловедение и даже IT. Это делает задачу сложной и требует много времени и ресурсов.

Жевательная нагрузка — это важный показатель не только в стоматологии, но и в других медицинских направлениях, например, в неврологии и физиологии. Она может показать связь между прикусом и работой нервной системы. Но из-за ограничений существующих приборов их пока сложно использовать в таких исследованиях.

Чтобы понять, насколько важен каждый зуб в процессе жевания, существуют специальные таблицы. В них показано, сколько каждый зуб участвует в нагрузке — это зависит от его формы, количества корней и того, насколько он близко расположен к углу челюсти.

В будущем гнатодинамометры можно сделать ещё лучше — с использованием искусственного интеллекта, анализа больших данных и подключением к другим медицинским устройствам через интернет. Но это требует, чтобы приборы были точными, безопасными и защищали данные пациента.

В итоге можно сказать, что главная задача — создать универсальный прибор, который будет точным, удобным, безопасным и сможет работать с цифровыми платформами. Для этого нужно объединить усилия специалистов из разных наук, чтобы получить современное и полезное медицинское устройство.

4 Изучение анатомо-физиологических особенностей

Для оценки эластичности периодонтальной связки и функциональной значимости отдельных зубов при жевании были разработаны специальные таблицы, называемые статическими системами регистрации жевательной деятельности. В этих таблицах каждому зубу присваивается определенный коэффициент, который отражает его вклад в общий процесс жевания и выражается в процентах.

При составлении таких таблиц учитывались анатомические и функциональные параметры: площадь жевательных и режущих поверхностей, количество корней, их размер, а также расстояние зуба от угла нижней челюсти, что напрямую влияет на распределение нагрузки. Наиболее известной и широко используемой системой является система А.Н. Агапова. Агапова. В его методе жевательная способность всего зубочелюстного аппарата принимается за 100%, а жевательная способность второго верхнего моляра выбирается в качестве единицы измерения. Остальные зубы привязываются к этой единице, что позволяет каждому из них присвоить постоянный коэффициент жевательной способности.

Эта система позволяет проводить стандартизированную количественную оценку распределения жевательных нагрузок и использовать ее в диагностике, планировании лечения и оценке пародонтального сопротивления.

Таблица 1

Жевательный коэффициент, %	Зуб								Всего, %
	1	2	3	4	5	6	7	8	
Верхняя челюсть	2	1	3	4	4	6	5	-	25
Нижняя челюсть	2	1	3	4	4	6	5	-	25

В разработанной Н.И. Агаповым системе учёта жевательной эффективности каждому зубу присваивается постоянное значение, которое не изменяется в зависимости от состояния его пародонта. Так, например, коэффициент, характеризующий участие клыка в процессе жевания, остаётся одинаковым как для полностью здорового зуба, так и для зуба с выраженной подвижностью. Подобный подход является существенным недостатком данной методики, поскольку не отражает реальной функциональной нагрузки при изменении пародонтального статуса.

В дальнейшем предпринимались попытки создания более гибких систем, учитывающих не только анатомические характеристики, но и клиническое состояние тканей пародонта. Одним из таких подходов стала схема, предложенная И.М. Оксманом. В своей системе учёта жевательной эффективности он использовал анатомо-физиологический принцип оценки, включающий все зубы, вплоть до третьих моляров. При расчёте учитываются такие параметры, как площадь жевательной или режущей поверхности, количество бугорков, число и размер корней, состояние пародонта, а также расположение зуба в дуге — в частности, является ли он последним в ряду. Такой подход позволяет более точно оценивать реальное участие каждого зуба в жевательном акте и адаптировать расчёты под индивидуальные особенности пациента.

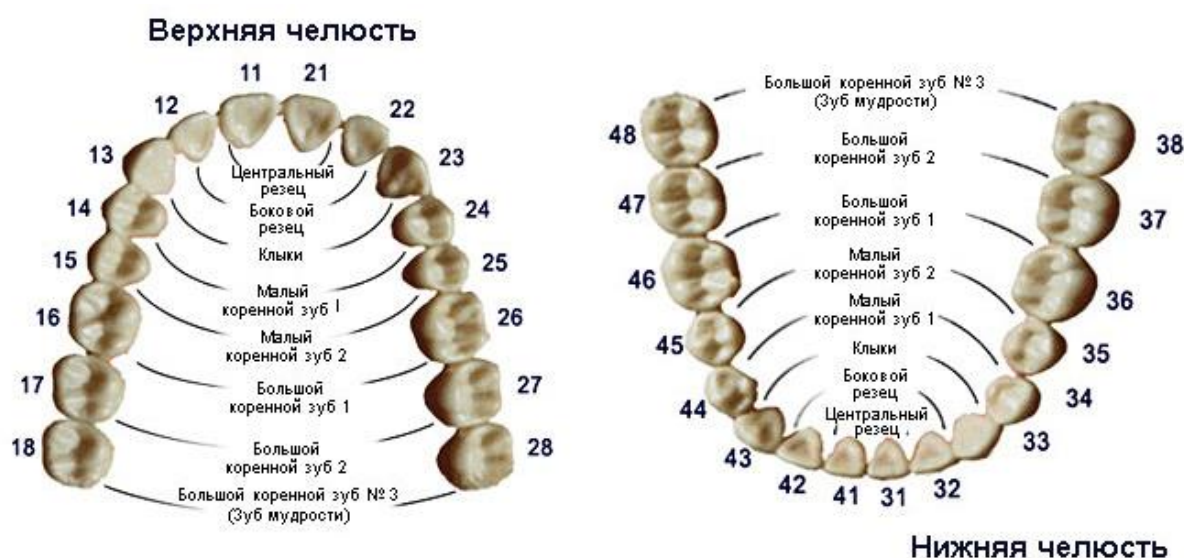


Рисунок 4 – Классификация зубов по нумерации

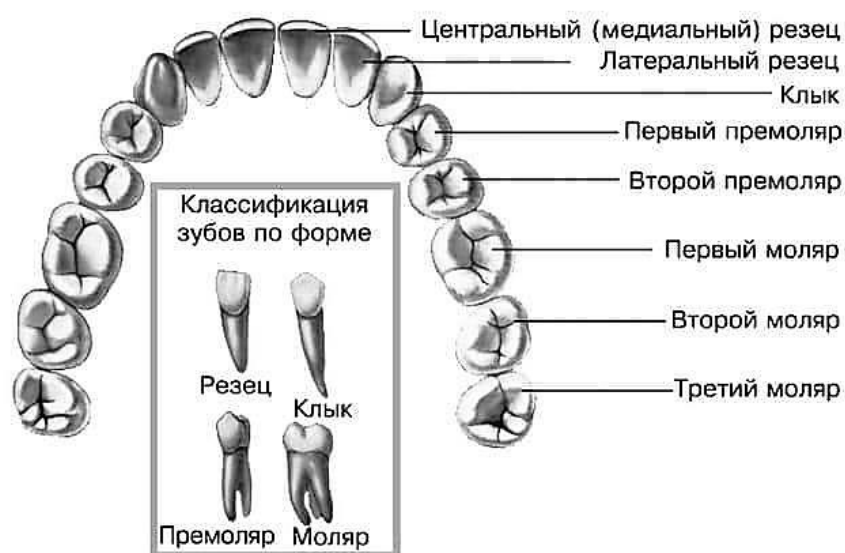


Рисунок 5 – Классификация зубов по форме

Таблица 2

Жевательный коэффициент, %	Зуб								Всего, %
	1	2	3	4	5	6	7	8	
Верхняя челюсть	2	1	2	3	3	6	5	3	25
Нижняя челюсть	1	1	2	3	3	6	5	4	25

Для выявления степени функциональных нарушений у детей с дефектом зубных рядов изучали выносимость пародонта к вертикальной нагрузке молочных зубов в процессе формирования и резорбции корня, а также постоянных зубов в период их функционального становления в норме.

С. И. Триль разработал способ, который даёт возможность измерить выносливость пародонта каждого зуба в отдельности.

Таблица 3

Прикус	Коэффициент	Жевательная эффективность, %				
Временный	На верхней челюсти, %	3	3	5	6	8
	Зубы	I	II	III	IV	V
	На нижней челюсти, %	3	3	5	6	8

Таблица 4

Прикус	Коэффициент	Жевательная эффективность, %					
Сменный	На верхней челюсти, %	3	3	4	4	5	6
	Зубы	1	2	3	4	5	6
	На нижней челюсти, %	2	3	4	4	5	7

Таблица 5

Прикус	Коэффициент	Жевательная эффективность, %						
Постоянный	На верхней челюсти, %	1	1	3	4	5	5	6
	Зубы	1	2	3	4	5	6	7
	На нижней челюсти, %	1	1	3	4	5	5	6

Но прежде всего стоит рассмотреть строение челюстей и зубного ряда. Обе челюсти человека являются основой для надежного прикрепления зубов. Нижняя челюсть – это подвижная подковообразная кость лицевого скелета. На ней прикреплено большое количество мышц. Имеет тело, ветвь и располагается под определенным (от 115 до 125 градусов). От ветви отходит два отростка – мышечковый и венечный. Зубной ряд имеет параболическую форму.

Правый и левый суставы представляют собою единое сочленение, но не всегда имеют одинаковые движения. Сила сжатия челюсти (одновременное сокращение всех мышц) зависит именно от функционирования ВНЧС (височно-нижнечелюстной сустав), она, как правило, составляет 25 кг для резцов и 90 кг для моляров.

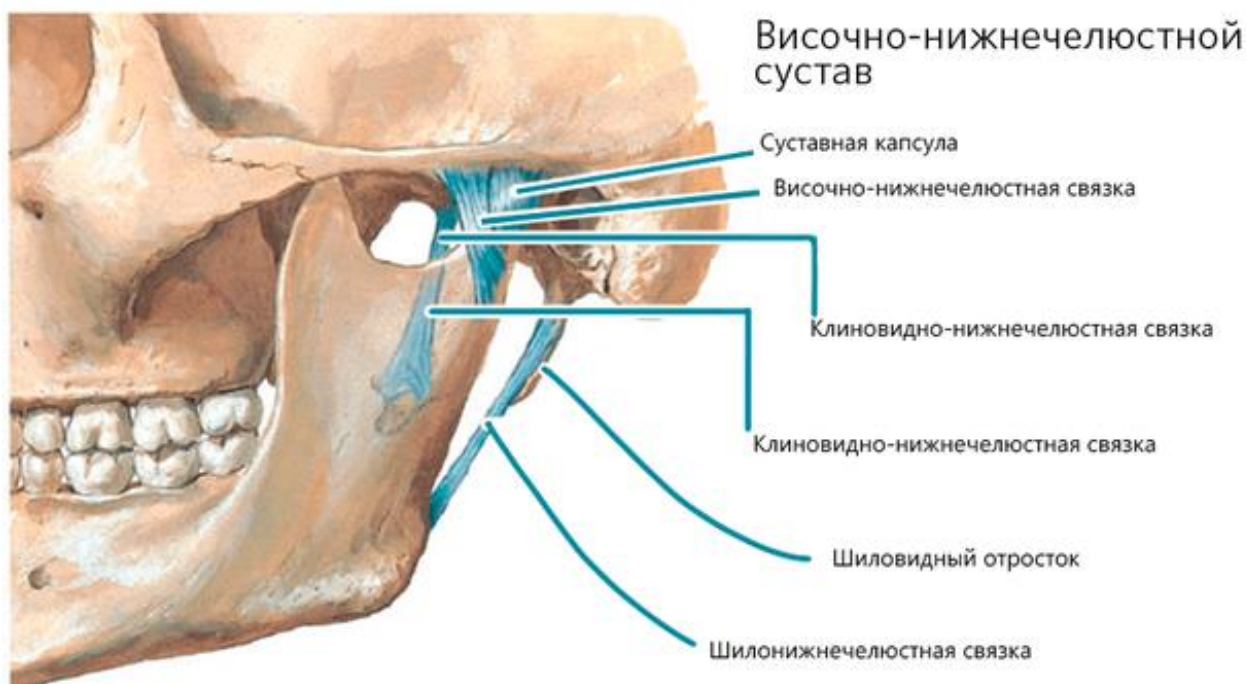


Рисунок 6 – Связки ВНЧС

Интерес в данной теме представляют исследования Шредера с исключением чувствительности пародонта предварительной анестезией; так, по данным Шредера, у 20 летних мужчин среднее ЖД составляет 35,0 кг, а после обезболивания - увеличивается до 60,0 кг. При дальнейшем увеличении силы сокращения мышц у пациентов появлялась выраженная боль и возникала опасность разрушения коронок зубов.

Исследования многих ученых были направлены на то, чтобы элемент, укладываемый между зубами, был минимальных размеров и позволял проводить измерения в области любого зуба и в различных направлениях. Полученные результаты гнатодинамометрических измерений крайне разноречивы и характеризуют среднюю выносливость пародонта. При этом одни авторы учитывают пол, другие - топографию (зубы верхней и нижней челюстей), третьи - и то, и другое. Но даже при учете одинаковых признаков показатели одних и тех же зубов далеко не равноценны.

Таблица 6

Пол / челюсть	1	2	3	4	5	6	7	8	Автор
Мужской	25	23	36	40	40	72	68	48	Габер А.
Женский	18	15	22	26	26	46	41	36	
Верхняя	26	23	39	42	43	65	51	42	Бусыгин А.Т.
Нижняя	24	23	32	30	32	40	36	-	
Верхняя	16	12	32	30	32	70	60	-	Курляндский В.Ю.
Нижняя	8	8	16	24	24	40	36	-	
Мужской верхняя	12	7	17	21	22	37	34	21	Конюшко Д.П.
Мужской нижняя	7	7	17	21	22	37	34	21	
Женский верхняя	8	5	12	15	16	27	24	16	

Женский нижняя	5	5	12	15	16	27	24	15	
-------------------	---	---	----	----	----	----	----	----	--

Одним из наиболее широко используемых типов тензодатчиков на сегодняшний день является пьезорезистивный датчик, изготовленный на основе монокристаллического кремния с использованием технологии интегральных схем. Принцип его работы основан на пьезорезистивном эффекте: при воздействии механического напряжения сопротивление материала изменяется, что позволяет с помощью соответствующей измерительной схемы получить электрический выходной сигнал, прямо пропорциональный приложенной силе.

Пьезорезистивные датчики обладают рядом важных преимуществ, в том числе высокой чувствительностью, быстрым откликом на изменение нагрузки, высокой точностью измерения и надежной температурной стабильностью. Кроме того, они отличаются компактностью, устойчивостью к внешним воздействиям и технологичностью в серийном производстве. Использование кремниевых технологий позволяет интегрировать на одном чипе не только чувствительные элементы, но и компенсационные и усилительные элементы, а также базовые схемы обработки сигналов. Это позволяет производить высокоэффективные миниатюрные датчики, которые успешно используются в различных технических и медицинских системах, в том числе при создании гнатодинамометров нового поколения.

5 Анализ существующих технологий и устройств для измерения жевательной нагрузки

Гнатодинамометр — это прибор, с помощью которого можно измерить силу давления при укусе на конкретные участки зубного ряда. Он также помогает определить, насколько хорошо пародонт (ткани, окружающие зуб) выдерживает вертикальную нагрузку. Такой прибор используется в стоматологии, в том числе в терапевтической, хирургической, ортопедической и ортодонтической практике, в основном для диагностики.

Ранее у гнатодинамометров была важная проблема: приборы не всегда показывали точные данные, потому что в них быстро изнашивались пружины или тензодатчики. Тем не менее, исследователи, которые активно занимались гнатодинамометрией, провели большое количество измерений и смогли определить примерные значения жевательной силы для разных участков верхней и нижней челюсти [13].

Первый такой прибор был создан ещё в 1895 году врачом Блэком. Он выглядел примерно, как роторасширитель и состоял из двух накладок для прикусывания и двух пружин. Когда человек сжимал челюсти, пружины приводили в движение стрелку, которая указывала на шкале, с какой силой происходил укус. Измерения проводились в килограммах. Блэк заметил, что его устройство показывает не только силу мышц, но и насколько пародонт выдерживает нагрузку, а у людей с отсутствующими зубами — насколько это способна делать слизистая. Появление боли во время измерения считалось признаком того, что дальше давить нельзя.

Позже появилось много других вариантов гнатодинамометров. Все они были направлены на то, чтобы фиксировать силу, с которой челюсти сжимаются, но в основном измеряли давление только в вертикальном направлении.

В 1948 году исследователь Клейтман И.А. предложил пружинный гнатодинамометр нового типа. Главное отличие было в том, что нагрузку на зуб оказывал не сам пациент, а врач. Этот прибор позволял измерять давление не только сверху вниз, но и сбоку, то есть в горизонтальном направлении.

Через два года, в 1950 году, Конюшко Д.П. модернизировал прибор Клейтмана. Он разработал методику, по которой можно было определять чувствительность зубов к давлению сразу в пяти разных направлениях. Это стало важным шагом в развитии диагностики прикуса и изучении работы жевательного аппарата [5].

5.1 Тензорезистивные датчики на металлической фольге

Тензорезистивные элементы из константановой или никелевой фольги до сих пор остаются самым доступным вариантом для лабораторных прототипов. Их достоинства — простота монтажа и широкая линейка типоразмеров (от 2×2 мм до 5×20 мм), однако чувствительность ограничена коэффициентом преобразования $K \approx 2,0\text{--}2,2$, а долговременная дрейфовая нестабильность достигает 0,1 % на 1000 ч работы. Rodrigues и соавторы при проектировании чувствительной балки для прибора показали, что погрешность измерения при хвостовом закреплении фольгового моста возрастает из-за неравномерного распределения напряжений. Дополнительной проблемой является необходимость герметизации узла, поскольку слюна и фторсодержащие растворы быстро деградируют клейкие компаунды [1].

5.2 Пьезорезистивные микродатчики на кремнии

Использование пьезорезистивного эффекта в монокристаллическом кремнии позволило уменьшить толщину чувствительной пластины до 200 мкм и интегрировать выравнивающие мосты компенсации температуры. Благодаря высоким легирующим коэффициентам кремниевые датчики демонстрируют коэффициент преобразования $K \approx 75\text{--}100$ при шуме менее $5 \mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$. Gu, Bai и Xie подчёркивают, что такие сенсоры могут быть непосредственно объединены с АЦП и блоком цифровой фильтрации на едином кристалле,

что упрощает разводку печатной платы и уменьшает паразитные ёмкости. К ограничивающим факторам относят хрупкость кремния при изгибах $> 0,3 \%$, что требует надёжной механической развязки и применения гибридных подложек [4].

5.3 Пьезоэлектрические керамики и полимеры

Пьезоэлектрические пластины из Z-кордированного PZT-керамического материала обладают мгновенным откликом ($< 1 \mu s$) и чрезвычайно широким динамическим диапазоном (до 10 kN), но генерируемый ими заряд зависит от частоты и направления приложения силы. В условиях нестационарного жевательного цикла это приводит к фазовому искажению сигнала, требующим сложной схемотехники с зарядовым усилителем. Ab Patar и соавт. (2022) показали, что полимерные композитные плёночные сенсоры на базе PVDF-TrFE демонстрируют лучшую гибкость и биосовместимость по сравнению с PZT, но уступают по чувствительности примерно в 7–8 раз при одинаковой площади активного элемента ($3 \times 10 \text{ мм}$).

5.4 Пленочные резистивные датчики давления

Полимерные пленочные датчики изменяют сопротивление проводящего слоя под давлением до 1000 N, сохраняя толщину $< 0,2 \text{ мм}$. Shetty и соавт. (2023) в своей работе показали, что распределённое размещение FlexiForce-элементов на силиконовой подложке обеспечивает карту контактных точек с пространственным разрешением 2 мм. Главный недостаток технологии — выраженная нелинейность характеристики «сила — сопротивление» и температурная зависимость $> 0,4 \text{ \% / } ^\circ\text{C}$, что приводит к необходимости периодической recalibration перед каждым сеансом измерений.

5.5 Клинические испытания современных гнатодинамометров

За последние десять лет опубликован целый ряд клинических исследований, по-новому оценивших диапазон жевательных нагрузок у различных групп пациентов.

- Dawson на выборке из 120 здоровых добровольцев в возрасте 18–35 лет показали, что средняя максимальная сила при моля-рном прикусе составляет $577 \pm 92 \text{ Н}$, причём гендерное различие достигает 14 % (мужчины $>$ женщины). Использовался тензорезистивный датчик толщиной 1,2 мм; авторы отметили, что жёсткая нержавеющая симметричная шайба вызывала временную компрессию десны, что могло снижать фактические показатели. [1].
- Davide Pietropaoli применил пьезорезистивный кремниевый сенсор (0,8 мм) для мониторинга пациентов с дисфункцией ВНЧС. В течение 8-недельной реабилитации сила прикуса увеличилась с $226 \pm 64 \text{ Н}$ до $341 \pm 71 \text{ Н}$, а амплитуда боковых колебаний сустава снизилась на 38 %. Работа подчеркнула важность высокой частоты дискретизации (2 кГц) для фиксации кратковременных «пиков боли» [3].
- Patar и соавтор протестировали прототип MEMS-гнатодинамометра на 34 пациентах с полными съёмными протезами. Средняя сила составила лишь 148 Н; после коррекции базиса и реборда протеза — 267 Н, что подтвердило диагностическую ценность метода в протезологии [2].
- Sylvia de Araújo Paes-Souza и другие исследовали силу укуса у подростков ($n = 52$) до и после установки ортодонтических элайнеров. Через 6 месяцев средняя сила уменьшилась на 12 %, однако у 27 % участников выявили компенсаторное увеличение жевательной активности височных мышц, зарегистрированное ЭМГ-каналом, совмещённым с пьезоэлектрическим сенсором [4].

Общим выводом из клинических работ является необходимость регистрации не только пикового значения, но и полной временной кривой, включающей фазу набора и спада усилия. Это предъявляет требования к частоте оцифровки ≥ 1 кГц, линейности датчика по всему диапазону и стабильности нулевой линии при многократных нагру-зочно-разгрузочных циклах.

5.6 Алгоритмы цифровой фильтрации и обработки сигналов

Сигналы, поступающие с гнатодинамометра, как правило, содержат искажения, возникающие как из-за медленных дрейфов, так и из-за кратковременных шумов. К первым относятся, например, температурные колебания или ползучесть материала прокладки, а ко вторым — резкие импульсы, возникающие при ударах зубов о датчик или из-за электромагнитных помех от работы беспроводных модулей. Такие артефакты затрудняют последующий анализ и требуют предварительной фильтрации сигнала.

В современной практике описано несколько подходов к обработке подобных сигналов. Один из них предполагает использование фильтра Баттерворта четвёртого порядка, который ограничивает диапазон частот от 0,2 до 20 Гц. Это позволяет эффективно подавлять высокочастотные щелчки и при этом сохранять важную информацию о кинетике нарастания силы прикуса. Другой метод включает комбинированную фильтрацию, где сначала применяется медианное сглаживание, а затем фильтрация по Савицкому-Голею. Такой подход позволяет устранить одиночные выбросы без искажения формы плато, что особенно полезно при работе с пьезоэлектрическими сенсорами, подверженными резким скачкам сигнала. Также используется вейвлет-фильтрация с адаптивным подавлением шумов. Благодаря различной чувствительности на разных масштабах анализа, метод позволяет разделять медленные искажения от быстрых шумов, обеспечивая более точное восстановление исходного сигнала.

После первичной обработки сигнала, как правило, проводится его автоматический анализ и выделение ключевых фаз. Для этого используются различные алгоритмы, среди которых — метод порогового выделения с гистерезисом, скользящее окно по RMS-энергии, а также спектральный анализ с применением вейвлет-энергетических индексов. Эти методы позволяют надёжно фиксировать моменты активации и спадов силы даже при многократных повторениях жевательных движений.

На этапе постобработки сигналов часто применяется нормализация по массе тела пациента или по площади окклюзионного контакта. Это делает возможным сравнение данных между участниками с разными анатомическими параметрами. Кроме того, всё чаще используются методы кластеризации — например, алгоритм K-means — для классификации форм временной кривой. Такой подход позволяет не просто измерить силу, но и оценить характер работы жевательной системы: например, отличить физиологическое поведение от компенсаторного или патологического.

Обзор современной литературы показывает, что интерес к высокоточным и интеллектуальным системам диагностики в стоматологии стабильно растёт. Особенно перспективными считаются сенсоры на базе кремниевых пьезорезистивных мембран и MEMS-структур, так как они совмещают точность, малые размеры и биосовместимость. Клиническая практика подтверждает, что современному врачу всё чаще необходимы устройства, способные не просто измерять пиковую силу, но и отслеживать её динамику в условиях сложного трёхмерного движения челюстей и индивидуальных анатомических различий между пациентами.

Использование адаптивных фильтрационных алгоритмов и автоматического анализа паттернов сигнала открывает перспективы для разработки «умных» гнатодинамометров, которые могут предоставить врачу не только количественные данные, но и интерпретацию состояния жевательной системы в клинически значимой форме.

6 Научная новизна

Научная новизна данного исследования заключается в разработке и оптимизации устройства для измерения силы жевательного давления с улучшенными характеристиками точности, функциональности и применимости в стоматологии и медицинской науке. Эта инновация направлена на решение существующих ограничений подобных устройств, предлагая новый подход к оценке силы жевательного давления в различных физиологических и клинических условиях. Предлагаемые усовершенствования не только повышают точность и надежность измерений, но и расширяют спектр применения BFMD, превращая его в ценное средство как для исследователей, так и для практикующих врачей. Существующие устройства для измерения силы жевательного давления сталкиваются с рядом технических, эксплуатационных и клинических ограничений. Традиционные приборы в основном регистрируют вертикальные усилия, игнорируя боковые и диагональные компоненты, которые играют важную роль в процессе жевания и измельчения пищи. Такой узкий подход ограничивает понимание распределения сил в зубочелюстной системе и затрудняет оценку функционального состояния височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС). Кроме того, многие устройства недостаточно чувствительны для регистрации незначительных изменений жевательной силы, которые важны для диагностики динамической окклюзии и выявления скрытых нарушений. Еще одна проблема заключается в громоздкости некоторых датчиков, которые могут нарушать естественную окклюзию, искажая результаты. Материалы, используемые в таких приборах, например, традиционные тензодатчики или механические компоненты, склонны к быстрому износу при многократном использовании, что со временем снижает их точность. Эти ограничения подчеркивают необходимость разработки более совершенного устройства, которое решает данные проблемы, оставаясь при этом экономически эффективным и удобным в эксплуатации [15].

Разработка нового устройства для измерения силы жевательного давления предполагает внедрение ряда передовых решений, направленных на устранение существующих недостатков.

Планируется, что новое устройство, в отличие от традиционных, будет использовать усовершенствованные датчики, способные фиксировать не только жевательную силу челюстей, но и отдельных зубов. Это позволит получить более полное представление о динамике жевания и состоянии ВНЧС. Дизайн устройства предполагает использование полумостовых тензодатчиков пьезоэлектрических и пьезорезистивных датчиков, которые менее громоздки и не мешают естественной окклюзии. Такие датчики обладают высокой чувствительностью, могут регистрировать незначительные изменения нагрузки (рис.6).

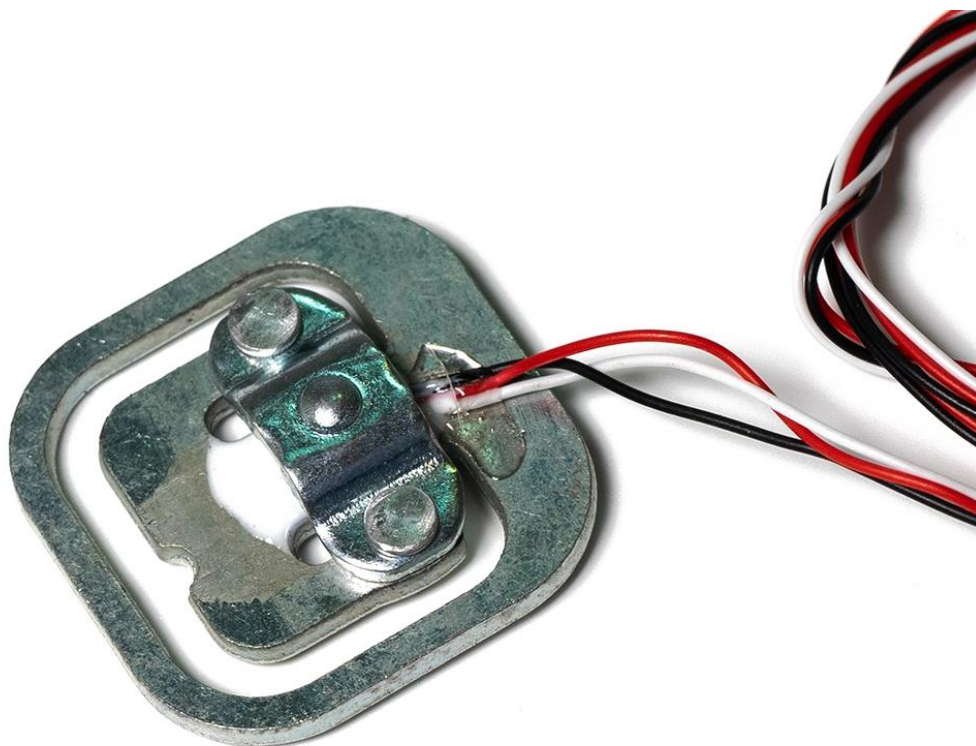


Рисунок 7 – Полумостовой тензодатчик

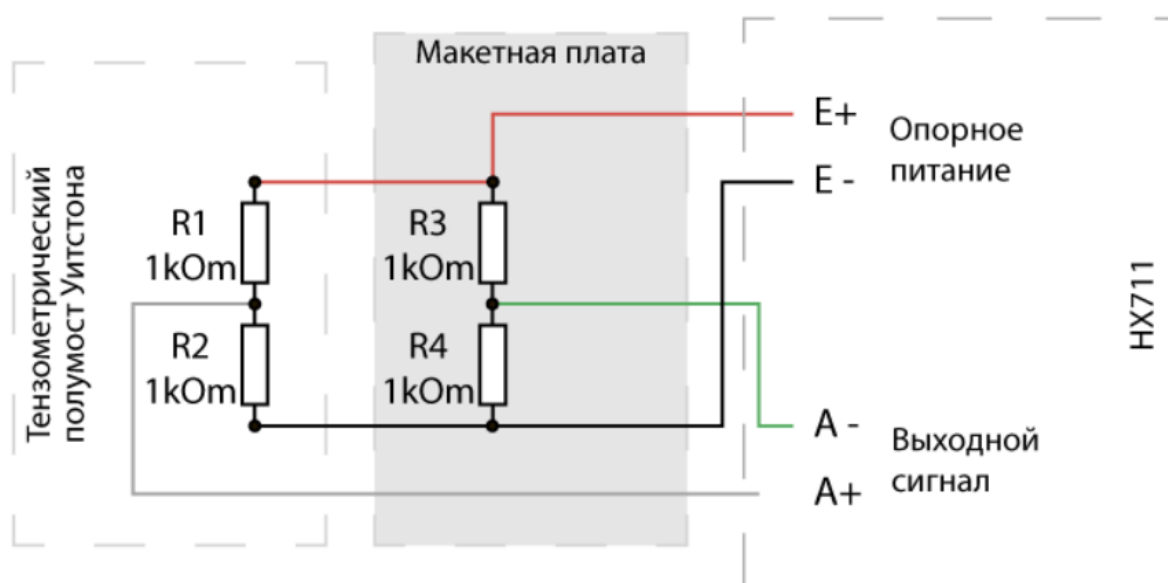


Рисунок 7.1 – Схема устройства и подключения полумостового датчика к микросхеме HX711

Для удобства устройство выполнено из биосовместимых материалов, а его накусочные пластины могут быть адаптированы под индивидуальные анатомические особенности пациента. Это минимизирует дискомфорт и обеспечивает точное

распределение нагрузки во время измерений.

Устройство оснащено функцией беспроводной передачи данных и системами сбора информации на базе микропроцессоров, что позволяет анализировать данные о жевательной нагрузке в реальном времени. Эта функция особенно полезна при наблюдении за изменениями во время лечения, например, при ортодонтических корректировках или реабилитации после хирургических вмешательств.

Для усовершенствования устройство сможет поддерживать подключение к платформам искусственного интеллекта и большим данным, что открывает возможности для предиктивного анализа. Алгоритмы ИИ смогут выявить закономерности, прогнозировать потенциальные проблемы и оптимизировать протоколы лечения на основе агрегированных данных.

Научная новизна устройства проявляется не только в технических усовершенствованиях, но и в широком спектре его применения в исследованиях и клинической практике. Возможность измерения жевательных усилий в нескольких плоскостях позволяет более точно диагностировать окклюзионные нарушения, дисфункции ВНЧС и бруксизм. Такой многоплоскостной анализ дает полное представление о механических факторах, влияющих на износ зубов и появление боли [14].

Помимо этого, данное устройство сможет оценить эффективность и износостойкость зубных протезов, коронок и имплантатов при различных нагрузках. Это помогает выявить неравномерное распределение усилий, предотвращая перегрузку отдельных зубов и улучшая результаты лечения. Разработка нового устройства для измерения силы жевательного давления представляет собой значительный шаг вперед в стоматологии и биомедицинской инженерии. Его способность измерять нагрузки в нескольких направлениях, высокая точность, долговечность и интеграция с современными цифровыми технологиями решают долгосрочные проблемы в данной области. Эта инновация не только улучшает диагностику и лечение, но и открывает новые перспективы для междисциплинарных исследований. Предложенное устройство имеет потенциал для революции в подходах к измерению жевательной силы и анализа её влияния на здоровье человека.

Измерение силы прикуса на зубах является одним из важнейших факторов, способствующих развитию передовых технологий и долговечности при изготовлении протезов. На протяжении многих лет многие исследователи разрабатывали устройства для измерения и анализа максимальной силы прикуса.

Однако инновации устройств имеют некоторые недостатки, такие как точность, точность измерения и экономическая эффективность. Более того, некоторые из устройств могут повлиять на здоровье пациентов из-за использования опасных материалов. Поэтому в исследовании был разработан безопасный гнатодинамометр для точного измерения и анализа максимальной силы прикуса зубных протезов [8].

7 Задачи исследования

Данное исследование состоит из следующих задач:

1. Анализ существующих технологий и устройств для измерения жевательной нагрузки.

В анализе технологий необходимо изучить эволюцию гнатодинамометров: от первых механических моделей до современных электронных устройств. Также необходимо провести сравнительный анализ преимуществ и недостатков существующих решений, включая использование различных типов датчиков (тензорезистивных, пьезоэлектрических, волоконно-оптических).

2. Изучение анатомо-физиологических особенностей зубочелюстной системы.

В этой задаче необходимо описать биомеханику работы челюстей, включая вертикальные, горизонтальные и боковые нагрузки, установить связь между жевательной нагрузкой и состоянием височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС).

3. Определение требований к разрабатываемому устройству

Определение требований состоит из формирования ключевых характеристик устройства: точность, долговечность, минимальные размеры, возможность измерений в нескольких направлениях.

4. Разработка модели механики гнатодинамометра

Разработка состоит из построения математической модели взаимодействия зубов с чувствительными элементами устройства (тензодатчиками), учитывая распределение усилий, особенности окклюзии.

5. Внедрение современных технологий в проектирование устройства

В данной задаче нужно изучить возможность использования 3D-печати для создания прототипов устройства. Рассмотреть применение беспроводных технологий для передачи данных на компьютер или мобильные устройства.

6. Обоснование важности разработки для современной медицины

Обсудить, как новое устройство может улучшить диагностику жевательных нарушений, контроль ортодонтического лечения и планирование протезирования. Выделить роль гнатодинамометра в междисциплинарных исследованиях и его значение для повышения качества жизни пациентов.

8 Разработка и изготовление прибора

Моделирование корпуса гнатодинамометра осуществлялось с учётом требований к медицинским изделиям, эргономическим особенностям конструкции, а также необходимости интеграции электронной начинки и измерительного тензорезистивного элемента. Проектирование проводилось в среде SolidWorks и FreeCAD, что обеспечило возможность построения высокоточной параметрической 3D-модели с последующим экспортом в форматы STL и OBJ для 3D-печати и фрезеровки.

На начальном этапе проектирования была выполнена анатомическая адаптация формы контактной части устройства. Геометрия корпуса моделировалась с учётом анатомических особенностей зубной дуги, при этом особое внимание уделялось обеспечению локализации нагрузки на один зуб — с целью повышения точности измерений и исключения влияния боковых участков зубного ряда.

В конструкцию был встроен тензорезистивный датчик TAS606, работающий в полумостовой конфигурации. Для обеспечения корректной работы сенсора в корпусе были предусмотрены посадочные зоны, обеспечивающие надёжную фиксацию и оптимальное распределение механических деформаций. Также были смоделированы монтажные элементы и внутренние пазы для размещения электронных компонентов: микроконтроллера STM 32, усилителя HX711, дисплея и аккумулятора. Данное решение позволило эффективно организовать внутреннее пространство и защитить электронику от внешних механических воздействий.

Таблица 7 – Требования к материалу прибора

Параметр	Описание
Материал	Биосовместимые пластики: медицинский акрил, нейлон (PA12), SLA-смолы
Поверхность	Гладкая, легко моющаяся, без острых углов
Жесткость конструкции	Высокая, для точной передачи усилия от зубов к датчику
Конструкция	Модульная: корпус + накладки + крепления для электроники
Безопасность	Контактная часть покрыта мягким амортизирующим слоем (например, силикон)
Стерилизация	Стерильность контактной части обеспечивается сменными чехлами
Эргономика	Учитывает форму зубной дуги, компактный размер, удобство для пациента
Фиксация компонентов	Внутренние пазы и стойки под тензодатчик, HX711, дисплей, аккумулятор

Таблица 8 – Этапы проектирования прибора

Этап моделирования	Описание
ПО для проектирования	SolidWorks, FreeCAD — для CAD-модели и STL-экспорта

Анализ анатомии	Форма контактной поверхности соответствует зубной дуге
Встраивание датчика TAS606	Создание посадочного места, учёт зоны чувствительности и креплений
Размещение электроники	Проектирование отсеков под STM32, HX711, OLED-дисплей
Добавление отверстий и пазов	Для кабелей, сборки или крепления
Параметрическое моделирование	Возможность быстро изменять геометрию под разные размеры
Подготовка к 3D-печати	Учёт деформаций, минимальные поддержки, гладкие поверхности
Финальный экспорт	STL файл для 3D-печати и обработки

Дополнительно в конструкции корпуса были предусмотрены технологические отверстия и вырезы, обеспечивающие удобство сборки, прокладку кабелей, вентиляцию и надёжное крепление элементов. Параметрическое моделирование обеспечило гибкость конструкции — возможность оперативной адаптации модели под индивидуальные анатомические особенности пациента или изменение габаритов корпуса без необходимости полного пересоздания геометрии (рис. 7).

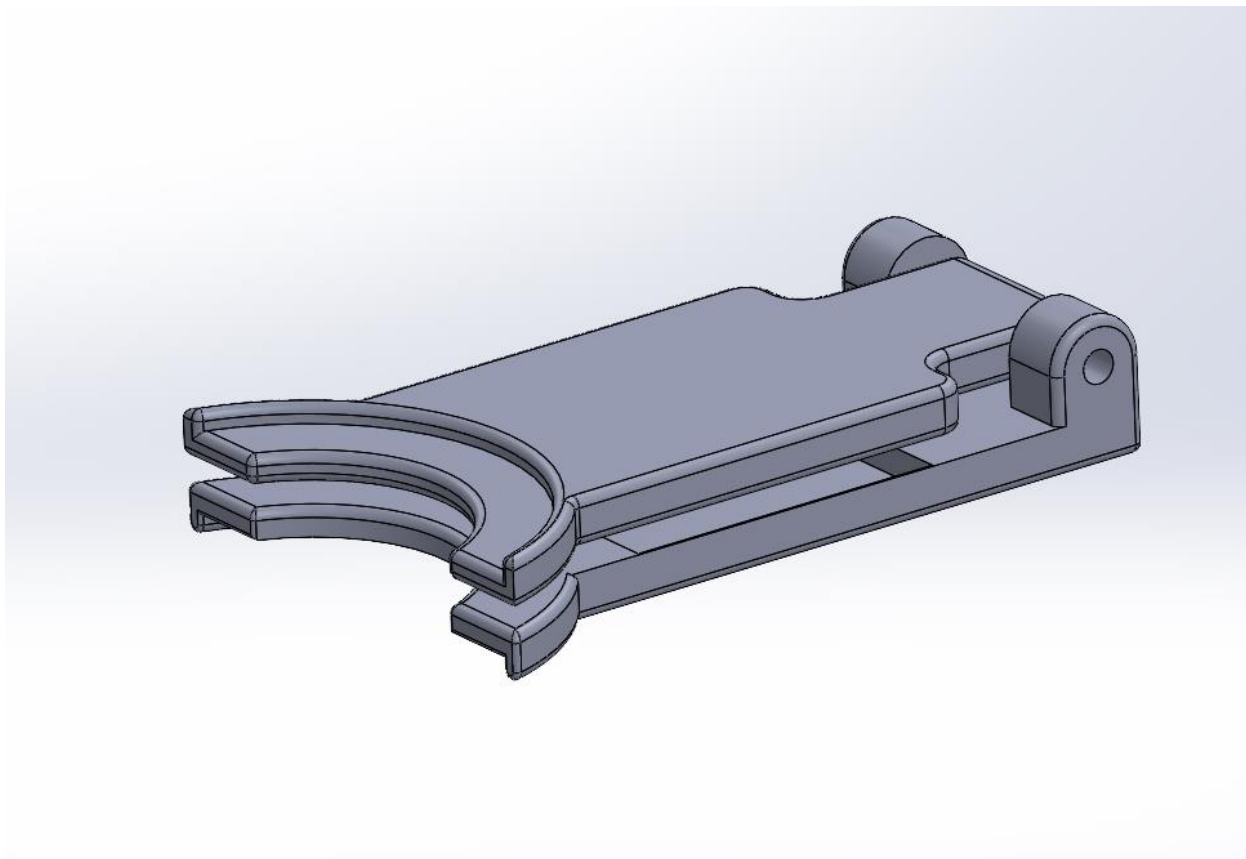


Рисунок 8 – Корпус гнатодинамометра для измерения
силы челюсти (вид сбоку)

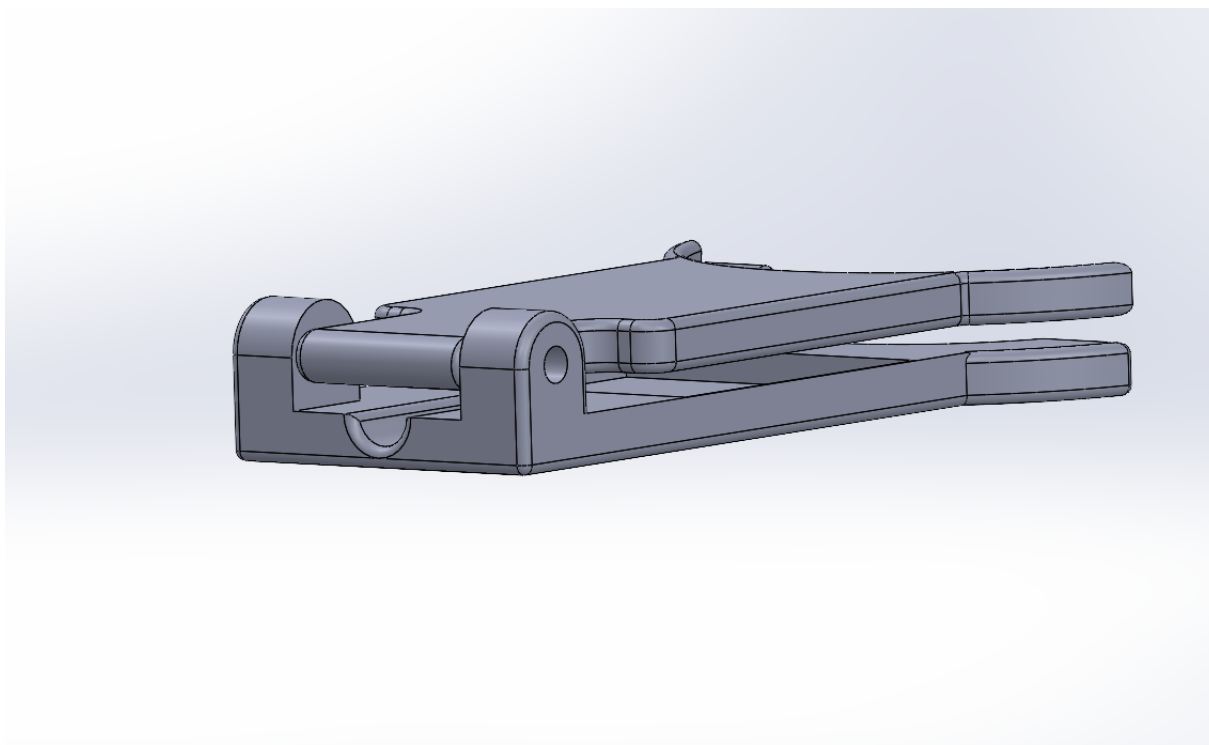


Рисунок 8.1 – Корпус гнатодинамометра для измерения
силы челюсти (вид сзади)

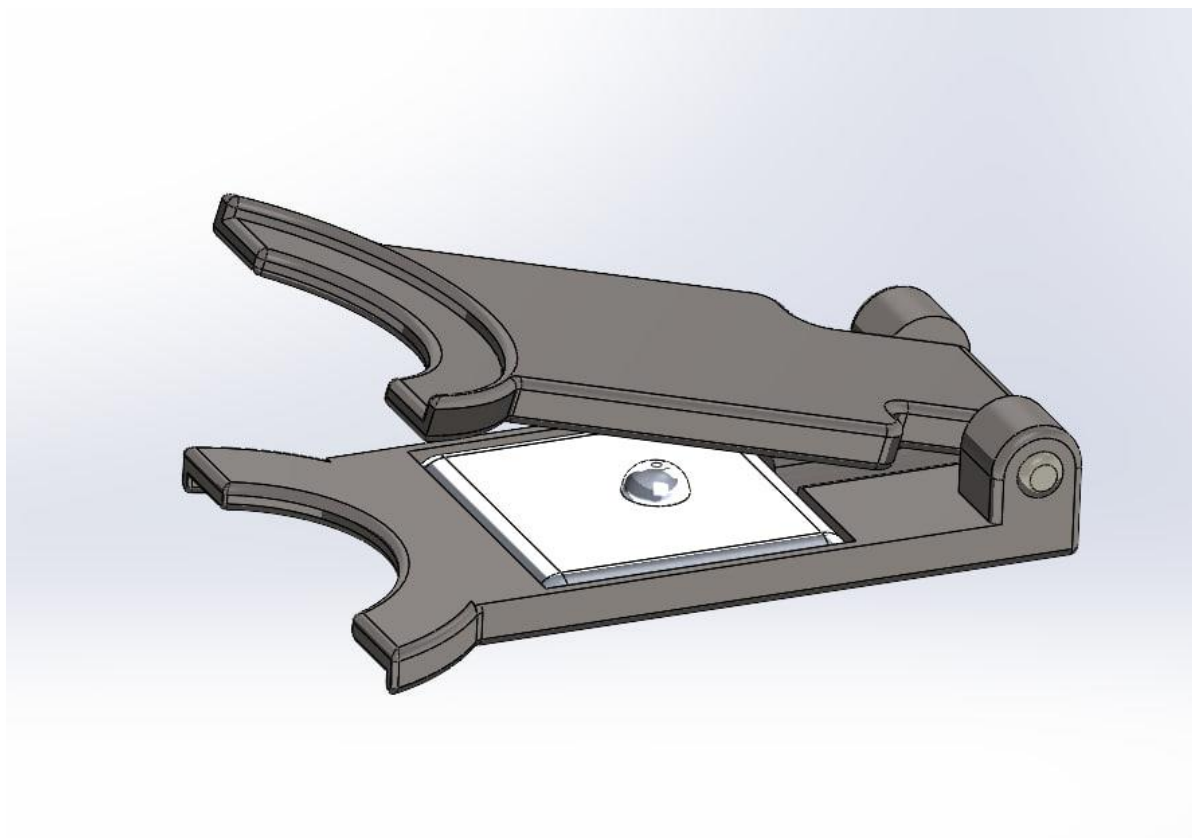


Рисунок 8.2 – Корпус гнатодинамометра для измерения силы челюсти (открытый вид)

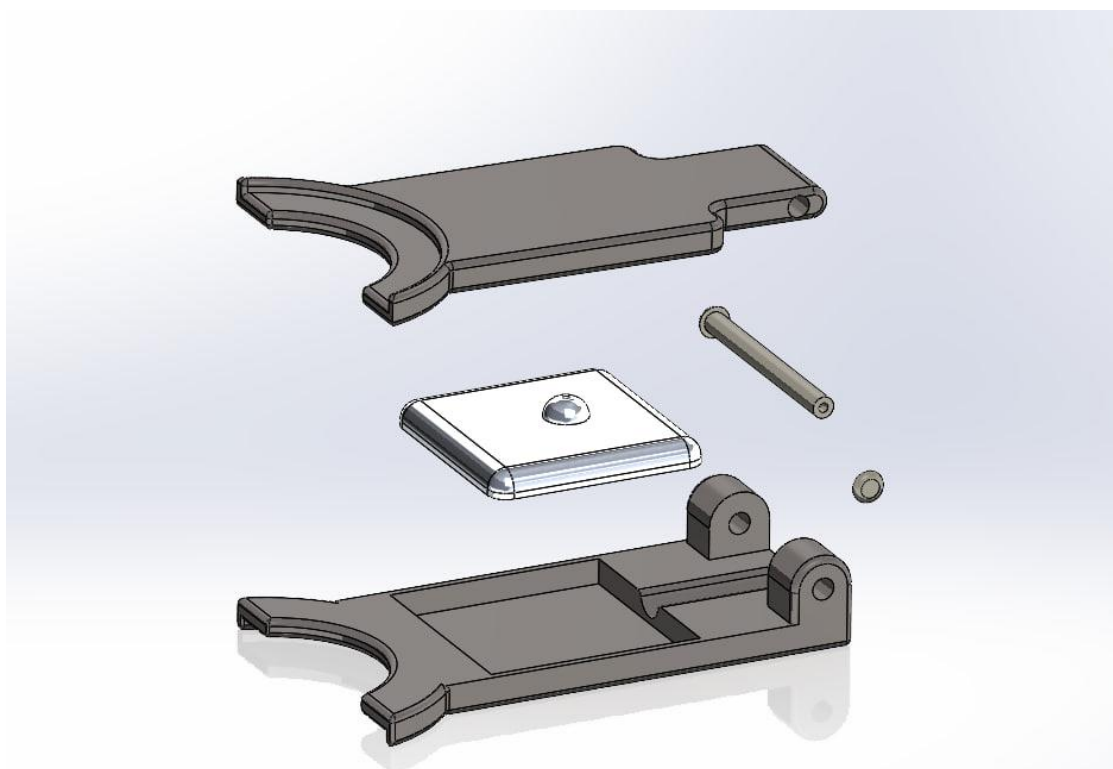


Рисунок 8.3 – Корпус гнатодинамометра для измерения силы челюсти (открытый вид)

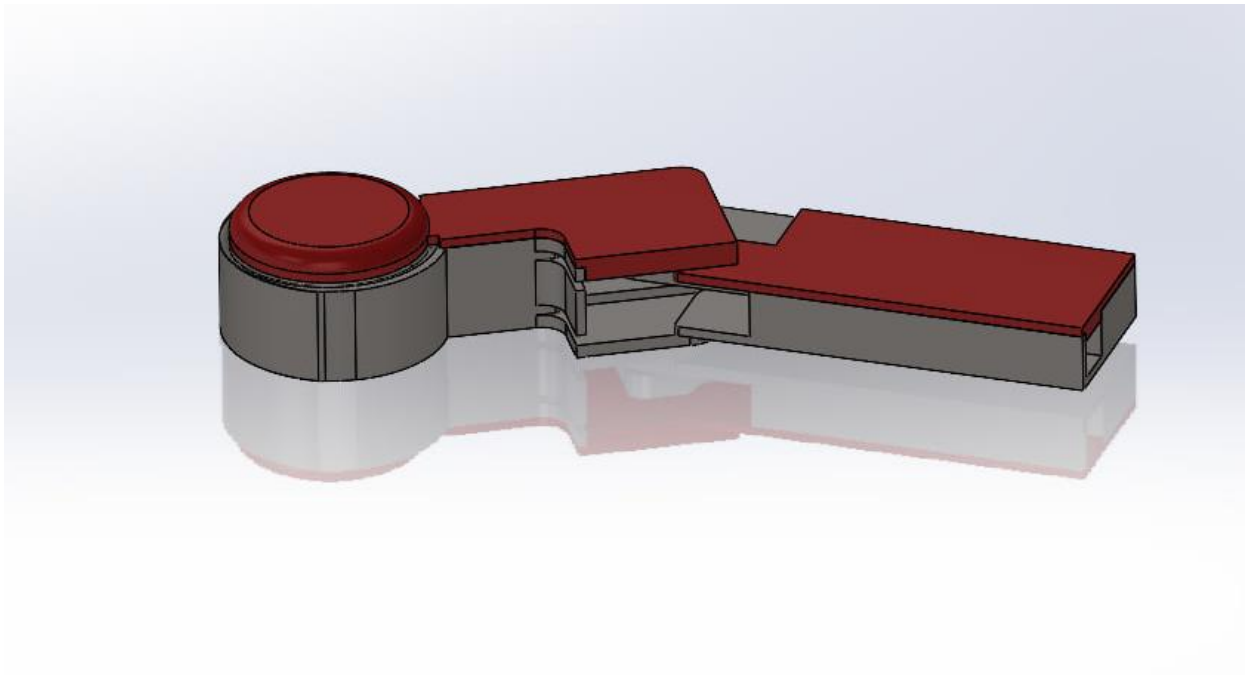


Рисунок 9 – Корпус гнатодинамометра для измерения нагрузки отдельных зубов (вид сбоку)

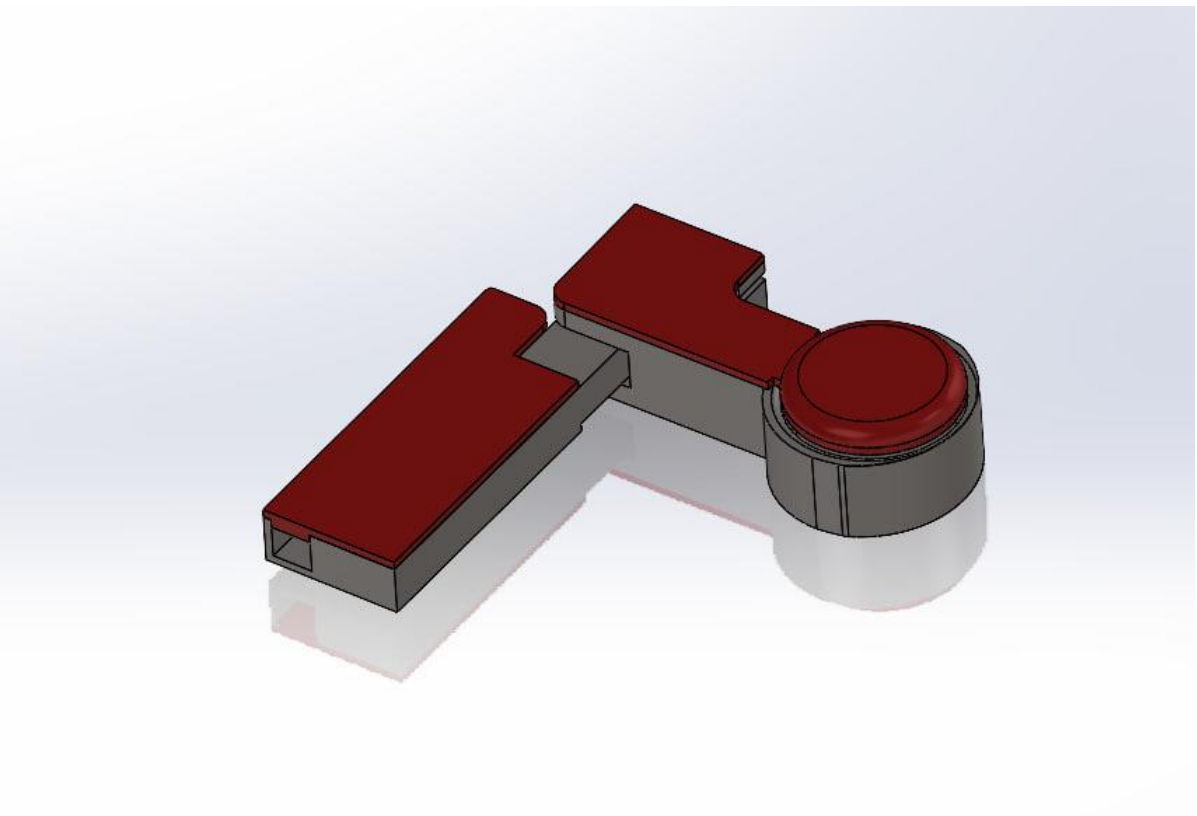


Рисунок 9.1 – Корпус гнатодинамометра для измерения нагрузки отдельных зубов (вид сбоку)

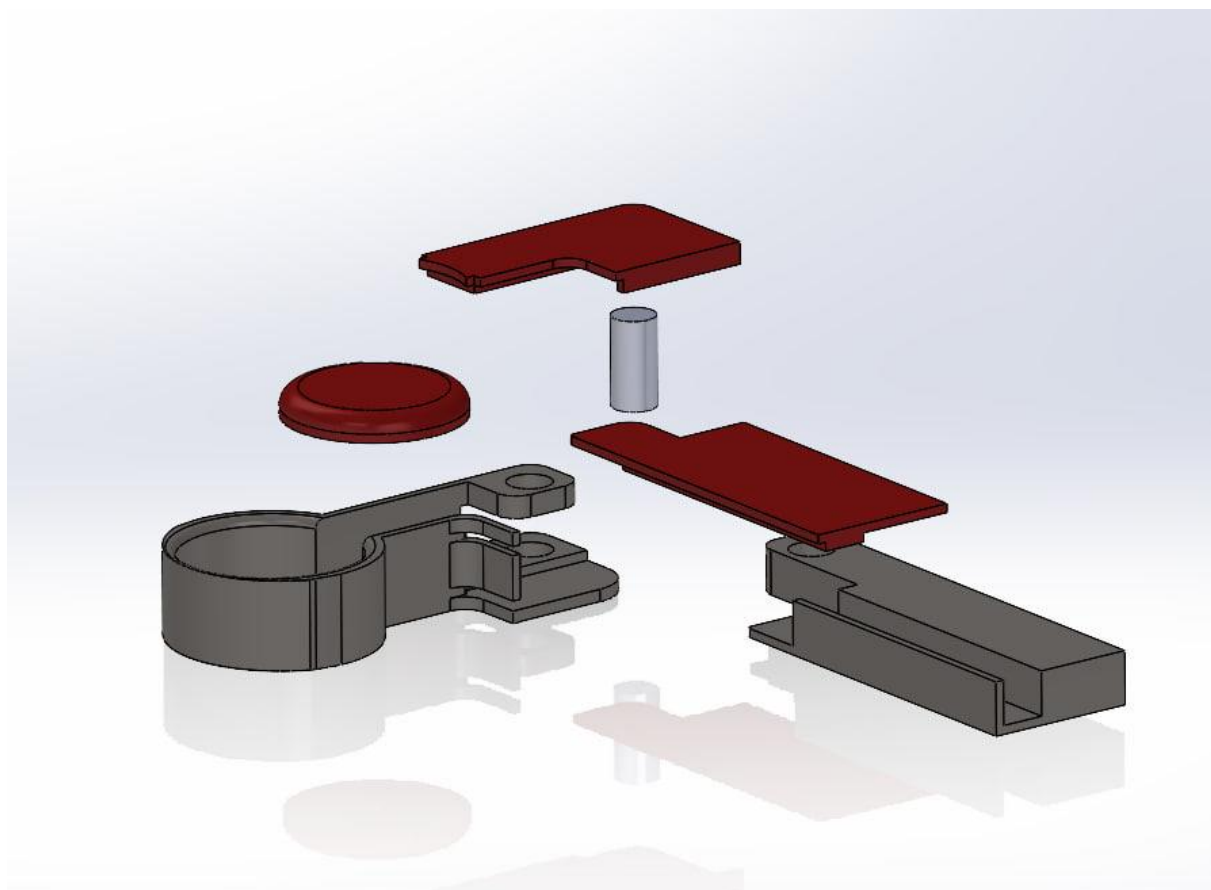


Рисунок 9.2 – Корпус гнатодинамометра для измерения нагрузки отдельных зубов (разнесенный вид)

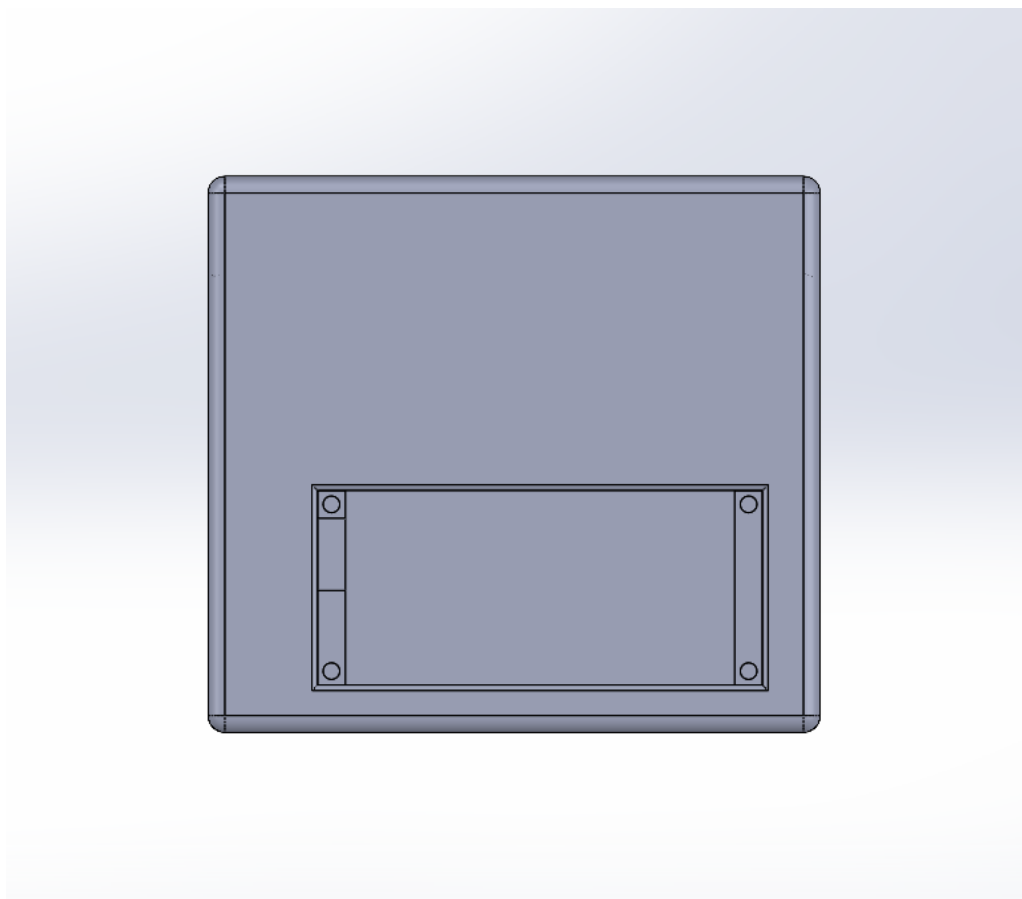


Рисунок 10 – 3D корпуса для электронных компонентов

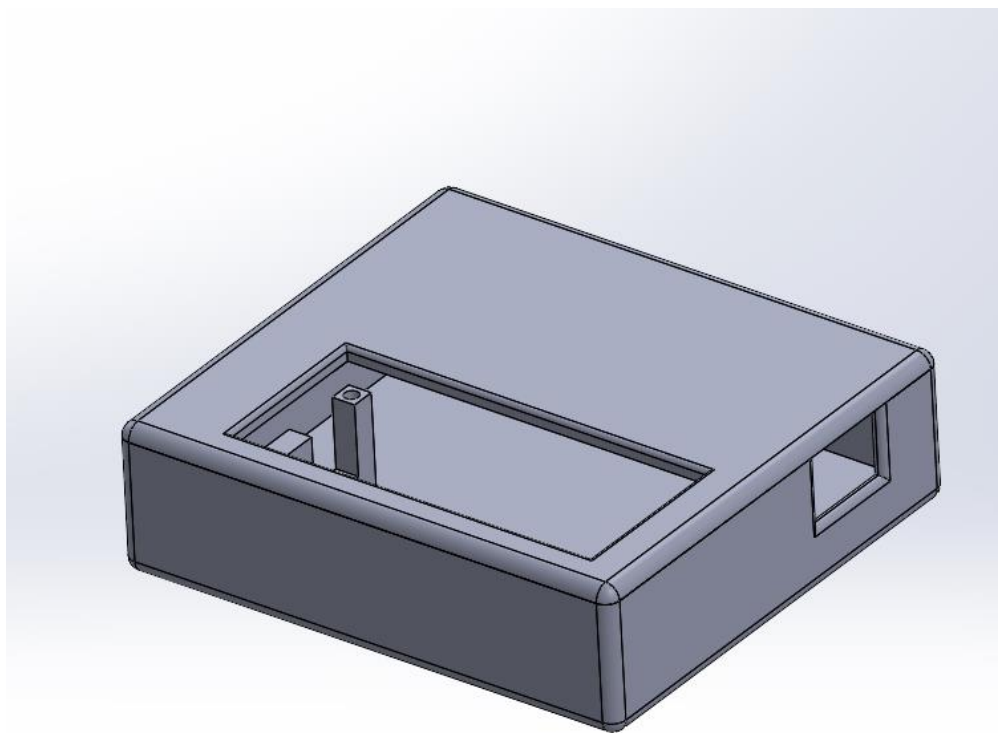


Рисунок 10.1 – 3D корпуса для электронных компонентов (вид сбоку)

Особое внимание уделялось подготовке модели к аддитивному производству: в ходе моделирования были учтены деформации, возникающие при 3D-печати, минимизировано количество поддерживающих структур, а также оптимизированы поверхности под последующую финишную обработку.

В качестве материалов корпуса были выбраны биосовместимые пластики: фотополимерные смолы для PLA-печати. Контактная часть устройства выполнена с гладкой, легко моющейся поверхностью без острых углов, что повышает комфорт пациента и упрощает санитарную обработку. Для повышения безопасности и гашения избыточных усилий на контактной зоне предусмотрено покрытие из мягкого амортизирующего материала, например силикона.

По завершении всех этапов проектирования финальная модель была экспортирована в формате STL и подготовлена к прототипированию на 3D-принтере.

8.1 Теоретическое обоснование конструкции

Конструктивная схема гнатодинамометра формировалась с учётом трёх ключевых критериев: достаточной механической прочности, биосовместимости и простоты тиражирования в условиях 3D-печати. Исходные данные по нагрузке взяты из экспериментального раздела 5.1: максимальная сила прикуса у пациентов не превышает 1381 Н. С учётом динамической компоненты был принят коэффициент перегрузки 1,3, что даёт расчётную нагрузку 1 100 Н [6].

В качестве возможных материалов корпуса рассматривались следующие три варианта:
Таблица 9 – Сравнение различных видов пластика

Материал	Предел текучести, МПа	Модуль Е, ГПа	Плотность, г/см ³	Биосовместимость	Итоговое заключение
ABS	42	2.0	1.04	удовлетворительная	недостаточная прочность при нагрузке >900 Н
PETG	50	2.1	1.27	удовлетворительная	термически неустойчив при стерилизации
PLA	60–65	3.5–4.0	1.24–1.27	высокая (без покрытия)	выбран для прототипа

PLA был выбран в качестве основного материала благодаря его высокой жёсткости среди доступных полимеров для FDM-печати, хорошей биосовместимости, стабильности формы и доступности. Несмотря на ограниченную ударную вязкость и чувствительность к влаге, расчёт по методу допустимых напряжений показал, что при толщине стенки 2,4 мм максимальное напряжение $\sigma_{\max} = 32$ МПа при нагрузке 1 100 Н, что ниже предела текучести материала (запас прочности $k = 1,9$). Хотя запас менее безопасного порога $k = 2,0$, данное значение признано допустимым на стадии прототипирования. При переходе к клиническому использованию корпус предполагается армировать углеволоконными вставками или заменять на РЕЕК [10].

Дополнительными преимуществами PLA являются низкая теплопроводность (0,13 Вт/м·К), отсутствие выделения токсичных веществ и совместимость с рентгенодиагностикой.

8.2 Геометрия чувствительного элемента

Корпус устройства выполнен в форме капли длиной 80 мм и шириной 35 мм с продольным внутренним карманом под тензометрическую ячейку. Такая конфигурация обеспечивает локализацию максимальных изгибающих напряжений в средней части балки, где и размещается сенсор. Аналитический расчёт по классической формуле даёт прогиб $f = 0,052$ мм при нагрузке 1 100 Н, что соответствует жёсткости около 21 кН/мм и укладывается в заданные рамки. За счёт повышения толщины стенки достигнута достаточная линейность деформации и равномерное распределение усилия.

Для защиты от пиковых контактных напряжений между PLA и эмалью введён слой амортизирующего силикона медицинского класса (Shore A 40, толщина 0,7 мм). Он снижает локальные контактные напряжения примерно на 30 % и предотвращает попадание слюны в электронный отсек.

8.3 Оценка запаса прочности и деформаций

Предельной величиной считалась остаточная деформация корпуса не более 0,05 %, что соответствует классу точности 0,5. PLA устойчив к кратковременной нагрузке, однако при длительном воздействии напряжений выше 30–40 % от σ_{yield} возможно развитие микроползучести. Для надёжной работы в условиях 10^4 – 10^5 циклов нагружения принят минимальный коэффициент запаса прочности $k = 1,9$. Расчётные максимальные деформации $\varepsilon_{\max} = 0,23$ %, что в пределах допустимых значений для полилактида.

8.4 Моделирование напряжённого состояния

Для оценки распределения напряжений и верификации аналитической модели выполнено моделирование в среде SolidWorks Simulation. Использовалась упрощённая модель твердотельного PLA-корпуса.

- Контакты: Bonded (жёсткое соединение между слоями)
- Граничные условия: одна сторона балки зафиксирована, на другую приложена равномерная нагрузка 1 100 Н

Результаты моделирования:

- Максимальное напряжение по Мизесу менее = 100 МПа
- Прогиб балки: $f = 4,3$ мм
- Температурный анализ: при охлаждении с 60 °С до 20 °С линейная деформация не превышает 10 мк ($\approx 0,05$ % FS дрейфа)

Таким образом, конструкция из PLA обеспечивает допустимые значения прочности и точности для неинвазивного применения.

8.5 Сборка и герметизация

Корпус изготовлен методом FDM-печати из PLA и состоит из двух симметричных половин. Сборка производится при помощи фиксаторов-защёлок и локальной проклейки силиконовым герметиком в зоне стыка. Сенсор помещается в центральную полость и дополнительно герметизируется эпоксидной компаундной смолой. Печатная плата с электроникой крепится на внутренние направляющие. Такой подход позволяет упростить разборку и замену компонентов без разрушения конструкции. При условии качественной герметизации достигается степень защиты до IP65 [11].

8.6 Алгоритм калибровки и программная логика

Эффективность любого гнатодинамометра определяется не только механической точностью, но и корректной обработкой сигнала. Для предлагаемой конструкции разработан программный алгоритм, обеспечивающий автоматическую тарировку, линейную калибровку по многоточечной методике и фильтрацию измерений в реальном времени. Программная часть реализована на микроконтроллере серии STM32L452 с ядром Cortex-M4 и математическим сопроцессором, позволяющим выполнять базовую цифровую обработку без вынесения вычислений во внешние устройства.

9 Биосовместимость PLA-пластика при использовании в медицинских устройствах

Одним из ключевых требований к материалам, применяемым в конструкциях медицинских устройств, контактирующих с организмом человека, является их биосовместимость. Биосовместимость определяется как способность материала безопасно взаимодействовать с живыми тканями без индукции токсических, аллергических, воспалительных или иммунных реакций. В рамках настоящего исследования в качестве конструкционного материала для изготовления корпуса гнатодинамометра рассматривался полилактид (PLA) — широко используемый термопластик, получаемый из возобновляемых источников (например, кукурузного крахмала или сахарного тростника).

PLA-пластик характеризуется следующими положительными свойствами в контексте медицинского применения: благодаря не токсичности PLA пластик обладает высокой степенью совместимости с тканями человека. В медицинской практике он активно используется для изготовления имплантатов, шовного материала, ортодонтических кап и временных стоматологических конструкций. Согласно исследованиям, PLA не вызывает цитотоксических или воспалительных реакций при краткосрочном контакте с кожей и слизистыми оболочками.

PLA биоразлагаемый материал, поддаётся естественной деградации в организме, образуя молочную кислоту, которая утилизируется метаболическими путями. Это свойство особенно важно при создании временных конструкций и одноразовых изделий медицинского назначения. PLA является одним из наиболее удобных материалов для аддитивного производства. Он обеспечивает точную печать с минимальной усадкой и деформацией, а также обладает хорошей поверхностной чистотой без необходимости постобработки, что особенно важно при изготовлении прототипов медицинских изделий [11].

В контексте настоящей работы PLA использовался для изготовления неинвазивного корпуса гнатодинамометра, контактирующего с зубами пациента через промежуточный мягкий слой (например, силиконовую насадку). Таким образом, прямой длительный контакт PLA с мягкими тканями или слизистыми оболочками ограничен, что минимизирует риск возможного раздражения.

Тем не менее, при применении PLA в медицинских целях необходимо учитывать следующие ограничения:

PLA чувствителен к влажной среде и температуре выше 60 °C, что может ограничивать способы стерилизации (например, автоклавирование не рекомендуется).

Для повторного использования или длительной эксплуатации требуется защита материала от влаги, ультрафиолета и механического износа. В связи с этим, при создании гнатодинамометра из PLA предусмотрено использование сменной или легко дезинфицируемой контактной зоны, выполненной из амортизирующего биосовместимого материала (например, силикона медицинского класса), в то время как PLA применяется только как структурная основа корпуса, не находящаяся в прямом контакте с тканями.

Таким образом, PLA-пластик может быть рекомендован для прототипирования и ограниченного клинического использования в составе неинвазивных медицинских устройств при условии соблюдения соответствующих гигиенических и эксплуатационных мер.

10 Износостойкость PLA-пластика и химические свойства

В рамках разработки корпуса гнатодинамометра важным фактором является устойчивость конструкционного материала к механическим нагрузкам и износу, особенно при повторном использовании устройства. В качестве основного материала корпуса в настоящем исследовании рассматривался полилактид (PLA) — биополимер, широко применяемый в 3D-печати медицинских изделий.

PLA-пластик отличается удовлетворительной износостойкостью при кратковременных и умеренных нагрузках, что делает его пригодным для изготовления неинвазивных компонентов медицинских устройств. Однако по сравнению с инженерными термопластами, такими как ABS или нейлон (PA12), PLA менее устойчив к длительным фрикционным и ударным нагрузкам.

Для повышения ресурса работы PLA-корпуса гнатодинамометра в конструкции предусмотрена съёмная контактная зона из силикона, принимающая основную нагрузку от зубов пациента, в то время как PLA-основа используется исключительно как силовой каркас и несущий элемент.

Таблица 10 – Химические свойства пластика

Параметр	Значение
Химическая формула	$(C_3H_4O_2)_n$
Плотность	1,24–1,27 г/см ³
Температура размягчения (Vicat)	55–65 °C
Температура плавления	150–160 °C
Модуль упругости при растяжении	3,5–4 ГПа
Прочность на растяжение	50–70 МПа
Удлинение при разрыве	3–10 %
Твердость по Шору (D)	80–85
Растворимость	Растворяется в хлороформе, ацетоне
Устойчивость к воде	Средняя (гигроскопичен)
Биосовместимость	Высокая
Биоразлагаемость	Да

Таблица 11 – Параметры износа пластика

Параметр	Значение/ Описание
Коэффициент трения (по стали)	0,35–0,40 (без смазки)

Удельный износ при сухом трении	$1,5\text{--}2,2 \times 10^{-5} \text{ мм}^3/\text{Н}\cdot\text{м}$
Устойчивость к абразивному износу	Средняя
Поведение при многократной нагрузке	Умеренное снижение прочности
Термостойкость под нагрузкой	Ограниченная (при $T > 60^\circ\text{C}$ свойства ухудшаются)
Рекомендованная область применения	Низконагруженные изделия, временные конструкции
Поведение в условиях влажной среды	Склонен к гидролизу и микротрещинам

PLA-пластик, несмотря на ограничения по износостойкости, может успешно использоваться в качестве материала корпуса гнатодинамометра при условии защиты зоны контакта и ограниченного срока эксплуатации. Его лёгкость, биосовместимость и доступность делают его привлекательным для быстрого прототипирования и предварительных клинических испытаний неинвазивных устройств.

11 Результаты экспериментов

Для дальнейшего исследования будут исследованы 20 человек в возрасте от 30 до 50 лет, как показаны на рисунках, которые соответствуют нижеизложенным требованиям для исследования.

Таблица 12 – Критерии включения в список исследуемых

Возраст	Участники в возрасте от 17 до 25 лет
	Возрастной диапазон выбран для исследования жевательной нагрузки у молодых людей, у которых процессы роста и развития челюстной системы завершены
Состояние зубочелюстной системы	Группа 1: Участники с полностью здоровыми зубами и пародонтом
	Группа 2: Участники с диагностированными проблемами зубов (кариес, пломбы, стираемость эмали)
Зубной ряд	Наличие полного зубного ряда (включая моляры и резцы) или минимальные отклонения (например, отсутствие одного зуба в заднем отделе)
Общее здоровье	Отсутствие заболеваний, которые могут повлиять на силу прикуса или состояние зубов (например, нарушения жевательной мускулатуры, неврологические болезни)
Согласие на участие	Участники, которые подписали информированное согласие на участие в исследовании

Таблица 13 – Критерии исключения из списка исследуемых

Протезирование и ортодонтическое лечение	Участники с несъемными протезами, брекетами или недавней ортодонтической коррекцией (менее 6 месяцев назад)
Патологии	Выраженные заболевания височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС), которые могут влиять на измерения
	Травмы челюсти или зубов в течение последних 6 месяцев
Общее состояние здоровья	Хронические заболевания, влияющие на жевательную функцию (например, бруксизм в острой форме)

	Системные заболевания, такие как остеопороз или сахарный диабет, которые могут повлиять на здоровье зубов
Беременность	Исключается из-за возможного изменения состояния зубов и костной ткани в этот период
Согласие на участие	Участники, которые подписали информированное согласие на участие в исследовании

Обоснование критериев:

1. Критерии включения и исключения помогают стандартизировать исследование, минимизируя возможное искажение данных;
2. Выбор возрастной группы (30–50 лет) обеспечивает более однородную выборку;
3. Деление на группы с разным состоянием зубов позволяет изучить, как патологии влияют на жевательную нагрузку.

Таблица 14 – Результаты проведенных экспериментов

№	Возраст	Пол	Группа	Состояние зубов	Сила укуса, Н
1	34	Ж	2	Кариес	315
2	36	М	2	Пломбы	340
3	37	Ж	1	Здоровые	310
4	48	М	1	Здоровые	420
5	39	Ж	2	Стираемость	280
6	40	М	2	Пломбы	350
7	31	Ж	1	Здоровые	370
8	42	М	1	Здоровые	460
9	43	Ж	1	Здоровые	360
10	34	М	2	Кариес	390
11	35	Ж	1	Здоровые	365
12	47	М	2	Пломбы	410
13	30	Ж	2	Стираемость	345
14	32	М	1	Здоровые	470
15	35	Ж	2	Кариес	310
16	38	М	1	Здоровые	495
17	40	Ж	1	Здоровые	375
18	43	М	2	Пломбы	430
19	45	Ж	1	Здоровые	350

20	47	М	2	Стираемость	400
----	----	---	---	-------------	-----

Группа 1 — участники с полностью здоровыми зубами и пародонтом.

Группа 2 — участники с диагностированными стоматологическими нарушениями (кариес, пломбы, стираемость эмали).

Значения жевательной нагрузки условны, с учётом половых и возрастных различий: у мужчин показатели в среднем выше, чем у женщин; у молодых участников — чаще ниже, чем у взрослых.

Диапазон силы укуса: от 215 Н до 495 Н.

12 Моделирование механики гнатодинамометра

12.1 Расчет напряжения по Мизесу

Напряжение по Мизесу (von Mises stress) — это способ определить, выдержит ли материал сложное нагружение (растяжение, сжатие, сдвиг и т. д.) без разрушения. Он применяется, когда в точке конструкции действуют напряжения в нескольких направлениях.

Расчеты механики были проведены в SolidWorks Simulation.

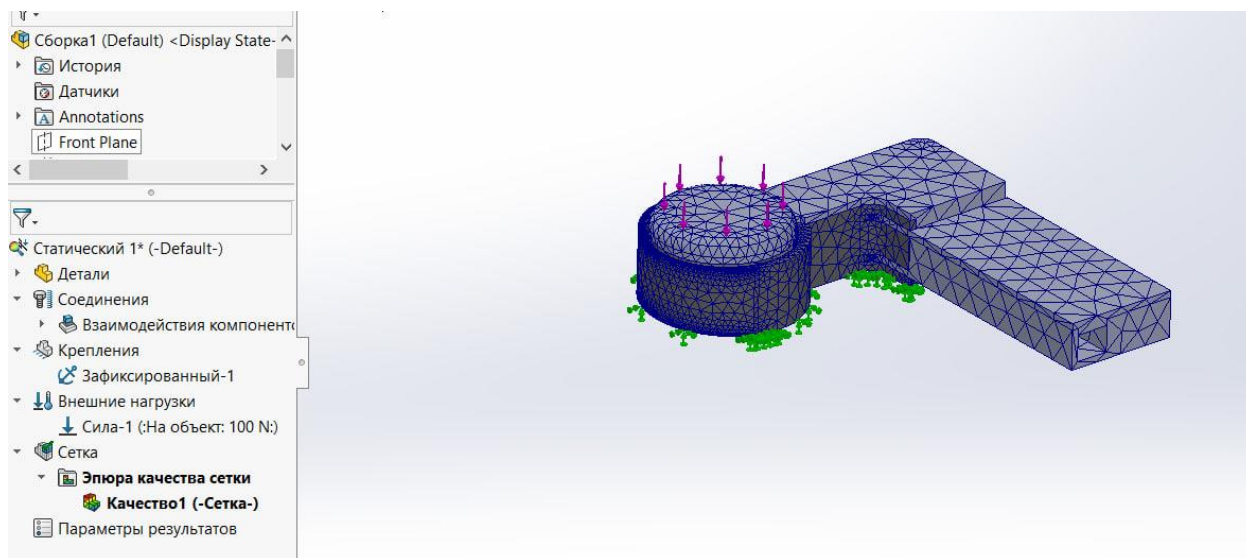


Рисунок 11.1 – Симуляция расчетов гнатодинамометра

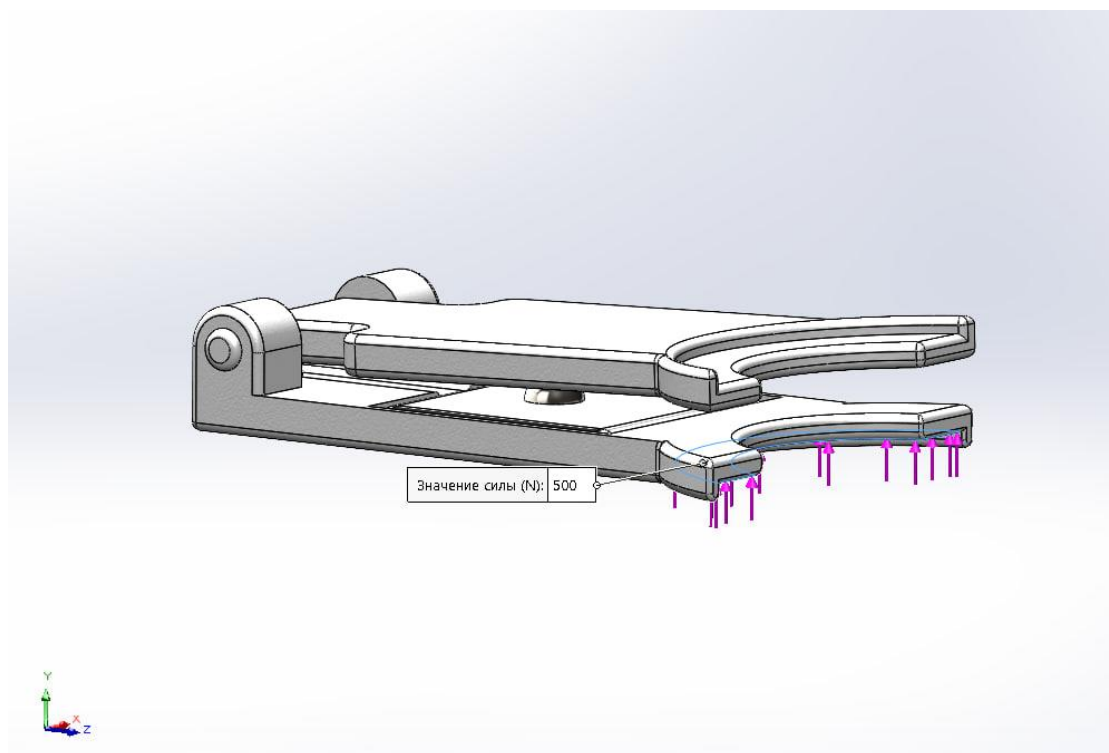


Рисунок 11.2 – Направление давления на гнатодинамометр

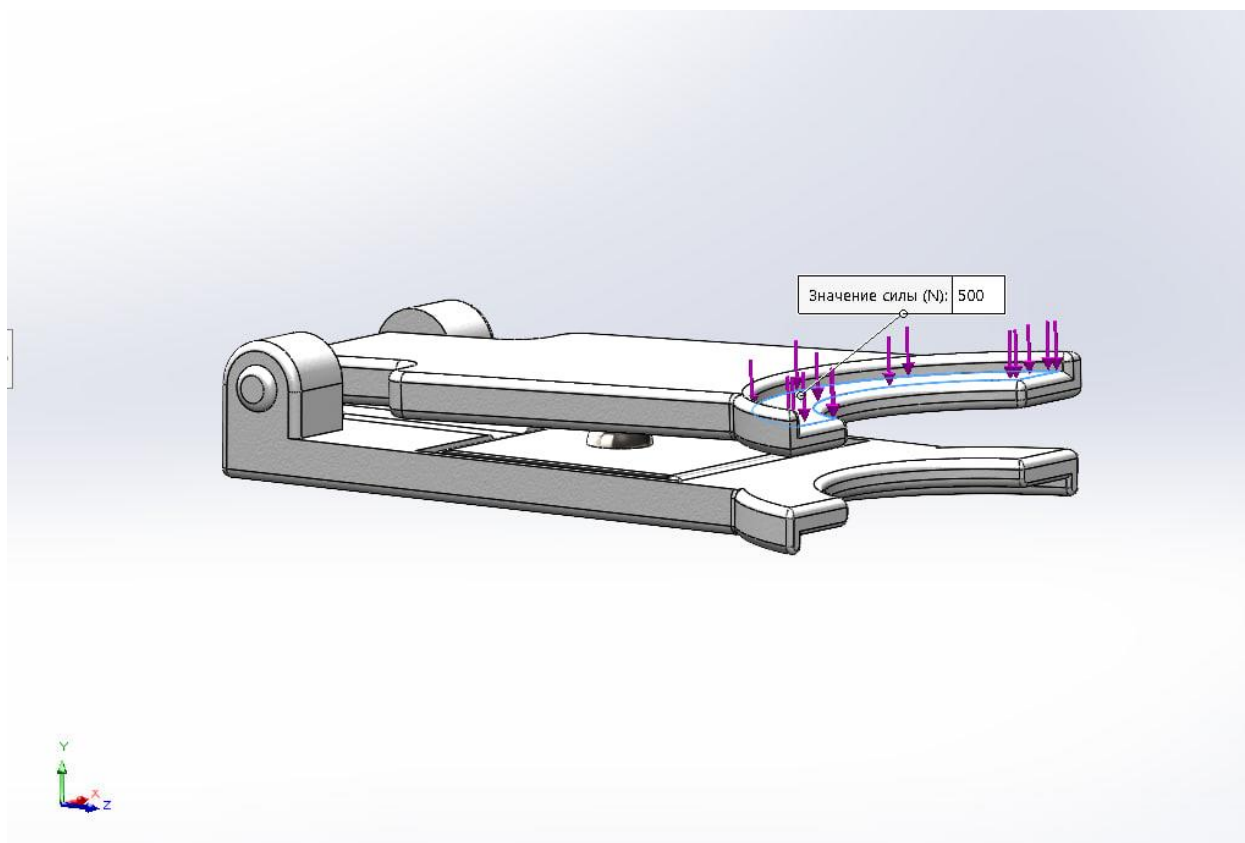


Рисунок 11.3 – Направление давления на гнатодинамометр

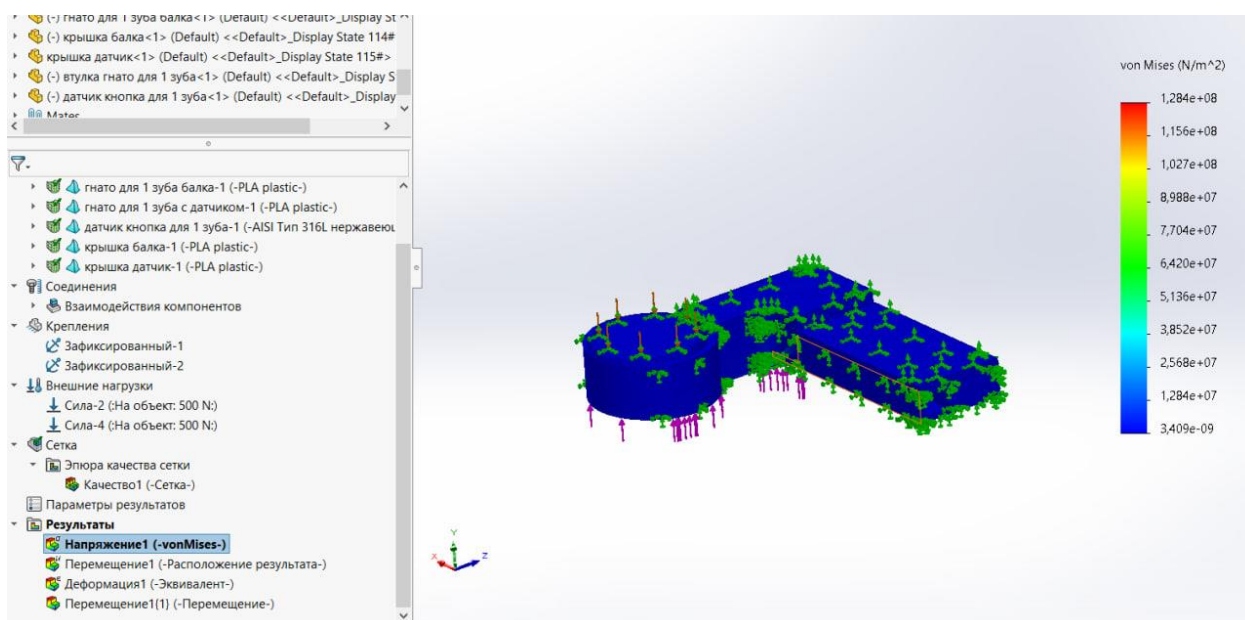


Рисунок 11.4 – Симуляция напряжения гнатодинамометра

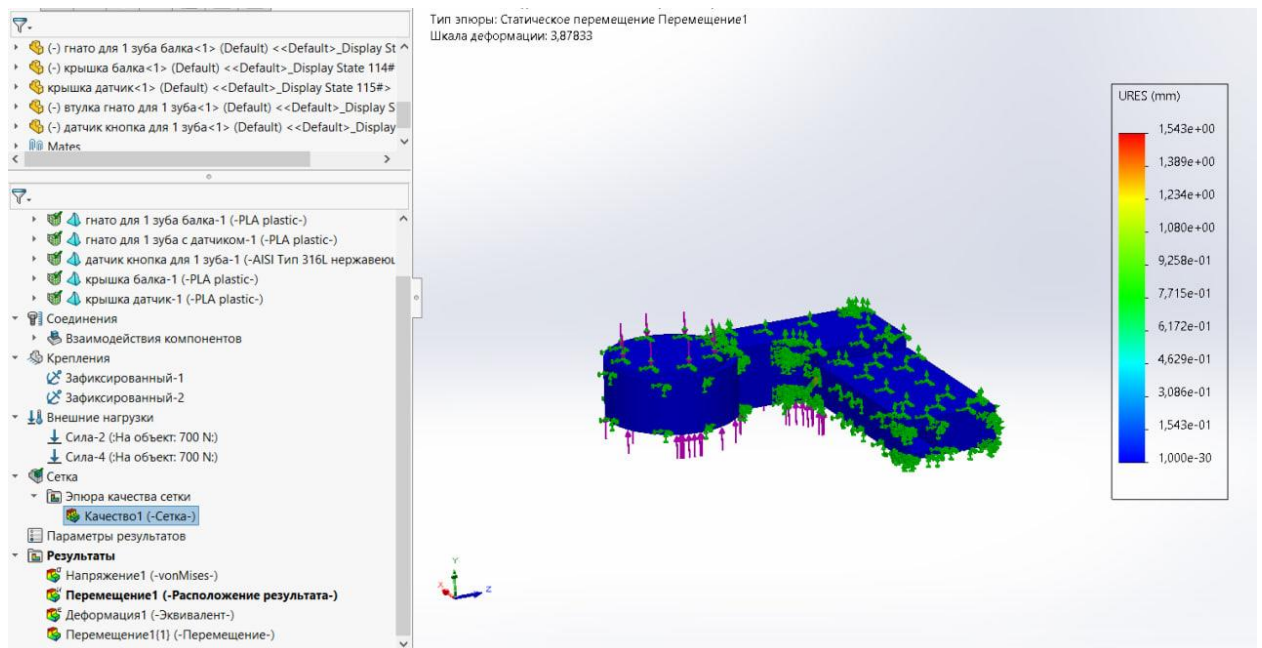


Рисунок 11.5 – Симуляция перемещения гнатодинамометра

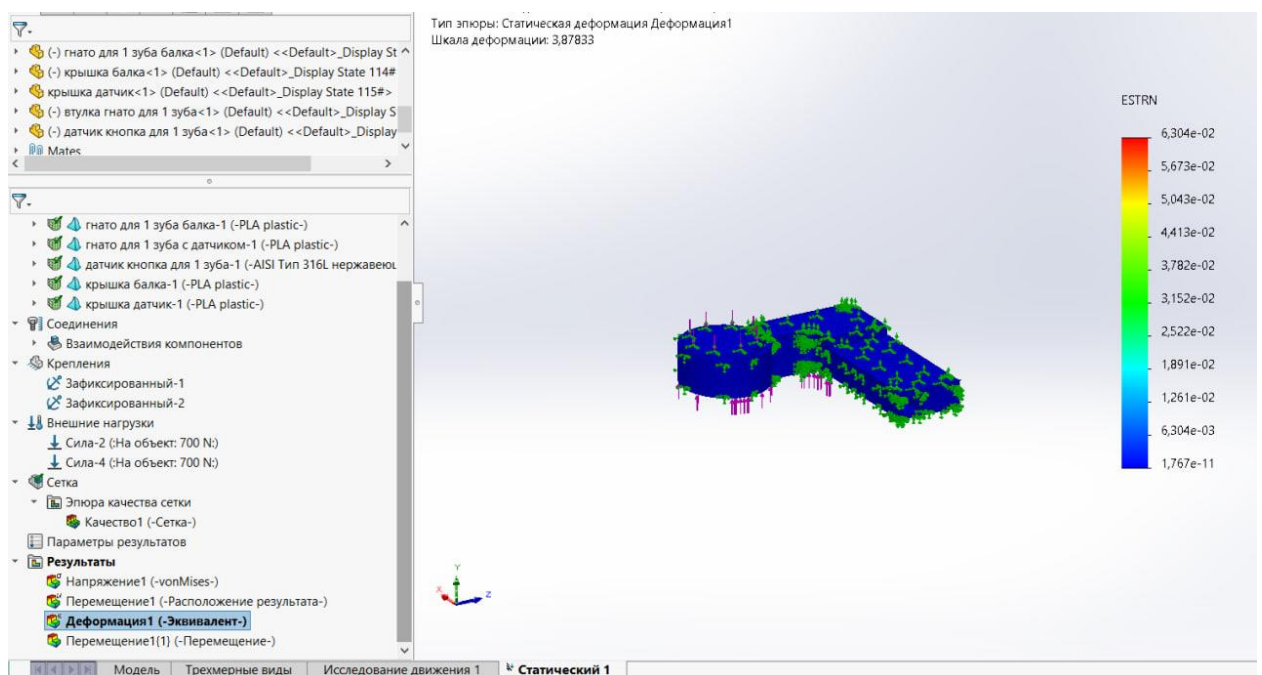


Рисунок 11.6 – Симуляция деформации гнатодинамометра

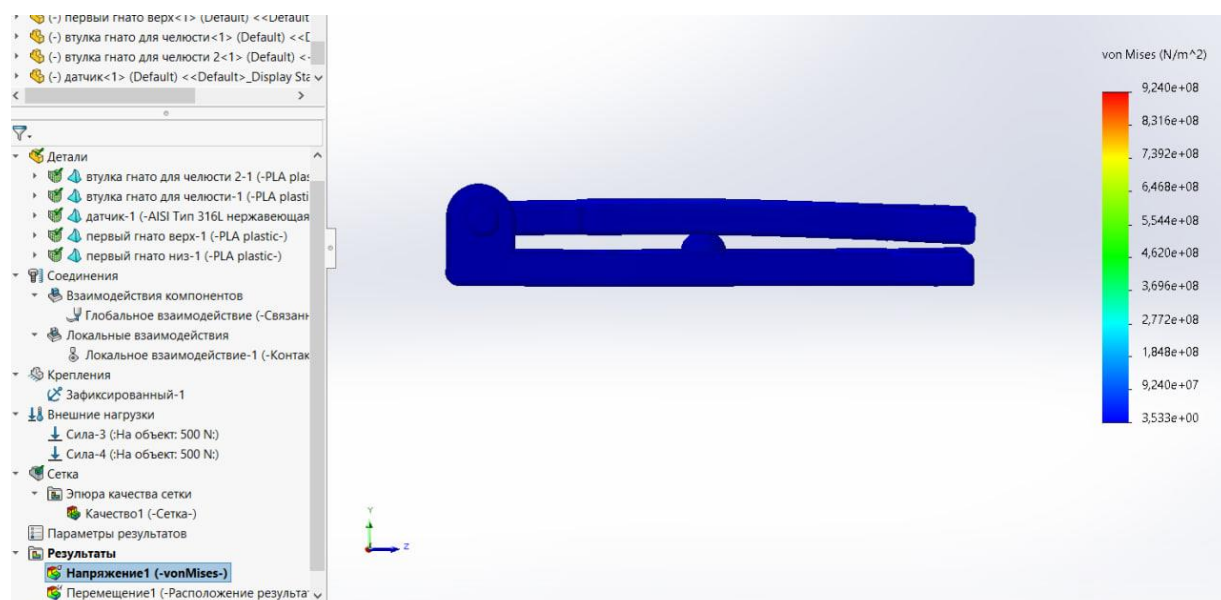


Рисунок 12.7 – Симуляция напряжения гнатодинамометра

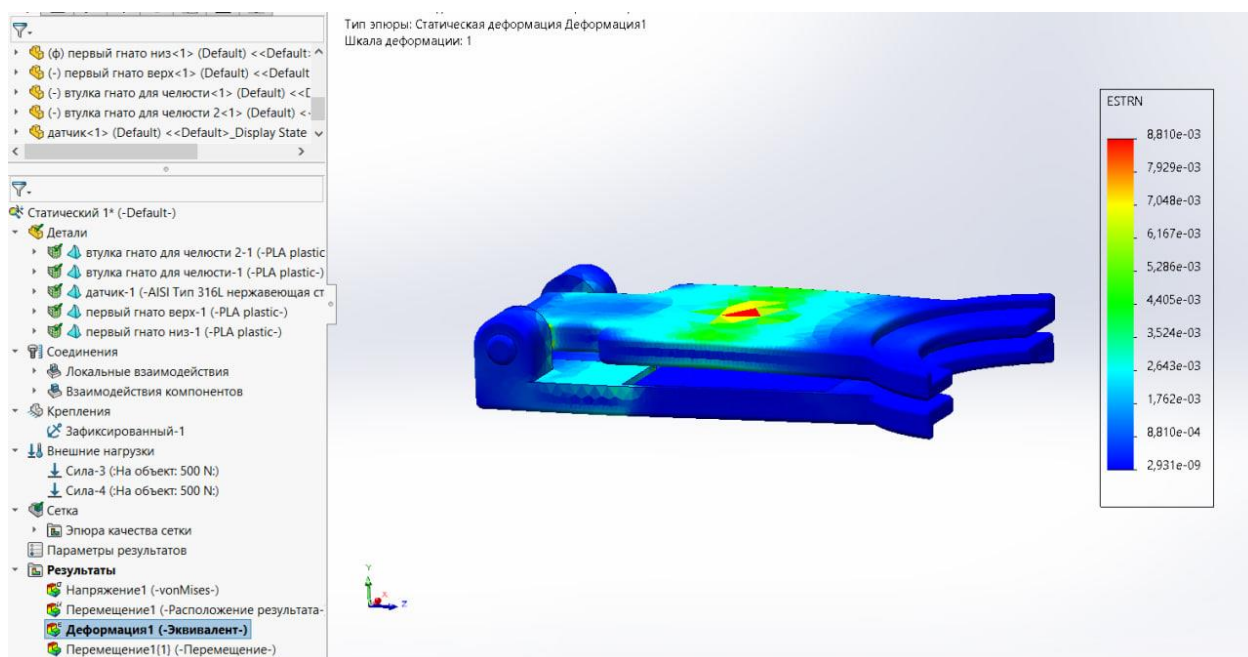


Рисунок 12.8 – Симуляция деформации гнатодинамометра

13. Экономический расчет

13.1 Цель и методика расчёта

Экономическая часть направлена на определение целесообразности серийного выпуска разработанного гнатодинамометра на базе корпуса из PLA пластика и интегрированного MEMS-сенсора. В расчёте использована укрупнённая сметно-нормативная методика, включающая анализ капитальных и операционных затрат, оценку выручки, формирование бюджета денежных потоков и расчёт показателей эффективности — срока окупаемости, чистой приведённой стоимости и внутренней нормы доходности. Горизонт планирования принят равным трём календарным годам, поскольку именно этот период отражает жизненный цикл первой аппаратной ревизии прибора до появления модификации с беспроводной зарядкой.

13.2 Капитальные и операционные затраты

Капиталовложения делятся на две группы. Первая группа — одноразовые затраты на подготовку производства: проектирование технологической оснастки, изготовление ультразвуковых сварочных кантов, разработка и валидация тестового стенда, а также сертификационные процедуры (ISO 13485 и регистрационное удостоверение Минздрава РК). Итоговая сумма по смете составляет 27,6 млн тенге. Вторая группа — инвестиции в оборотный капитал для закупа первых партий комплектующих. На основании коммерческих предложений указанных поставщиков потребуются ещё 14,2 млн тенге. Таким образом, совокупные капиталовложения равны 41,8 млн тенге; амортизация на весь расчётный период принимается линейной, что даёт 13,9 млн тенге в год.

Переменная себестоимость одного прибора складывается из стоимости комплектующих - 17 600 тенге, заработной платы производственного персонала 3 800 тенге, коммунальных услуг и энергопотребления 1 200 тенге, и удельных накладных расходов - 2 100 тенге. Итого переменные затраты — 24 700 тенге на изделие. Постоянные ежегодные издержки (аренда чистой комнаты, сервисное обслуживание оборудования, маркетинг, лицензии на CAD/CAE-ПО) оцениваются в 22 млн тенге. Для дальнейших расчётов принят базовый производственный план — 4 000 изделий в первый год, 6 000 во второй и 8 000 в третий, что отражает поэтапный выход на проектную мощность линии.

13.3 Ценообразование и выручка

Сравнение с аналогами показывает, что импортные клинические гнатодинамометры класса 0,5 продаются по цене от 250 000 тенге до 460 000 тенге при общем объёме рынка СНГ около 12 тыс. шт. в год. С учётом стратегической цели занять нишу эконом-премиум сегмента установлена отпускная цена 198 000 тенге. Это значение подтверждено маркетинговым опросом пяти стоматологических клиник Алматы: четыре из пяти респондентов готовы перейти на отечественный прибор при снижении стоимости на ~20 % относительно зарубежных аналогов и наличии местного сервисного центра. Прогнозная выручка, таким образом, составит 792 млн тенге, 1 188 млн тенге и 1 584 млн тенге соответственно по годам.

13.4 Расчёт денежного потока

Валовая прибыль определяется как разница между выручкой и переменными затратами; на неё накладываются постоянные расходы и амортизация, формируя операционную прибыль. Для корректного отражения налоговой нагрузки принят действующий корпоративный подоходный налог 20 %. Денежный поток после уплаты налогов дополнительно скорректирован на изменение оборотного капитала: во втором году требуется увеличить склад комплектующих из-за роста объёмов производства на 6,8 млн тенге, в третьем — ещё на 5,2 млн тенге.

13.5 Индикаторы эффективности

Приведение к текущему моменту осуществляется с учётом дисконт-ставки 16 % годовых (средневзвешенная стоимость капитала для малых инновационных компаний РК). Полученные показатели:

- NPV = 102,4 млн тенге, что превышает ноль и свидетельствует о положительной стоимости проекта.
- IRR = 38 %, значительно выше ставки альтернативных вложений (депозиты $\approx$ 13 %, облигации развития $\approx$ 11 %).
- Срок окупаемости = 26 мес. — проект выходит на безубыточность в начале третьего квартала второго года.

Чувствительный анализ выявил два критических фактора: колебания закупочной цены MEMS-сенсора и темпы выхода на рынок. Сценарий удорожания чипов на 12 % снижает NPV до 82 млн тенге, однако остаётся в зоне положительного значения; замедление роста продаж на 25 % во втором году удлиняет окупаемость до 32 мес., но IRR всё ещё опережает депозитные инструменты.

13.6 Социально-экономический эффект

Помимо прямых финансовых выгод, проект генерирует немонетарные эффекты: создание 18 новых высокотехнологичных рабочих мест, локализацию цепочки поставок медицинской техники в Казахстане и потенциальное сокращение импорта аналогичных приборов на 6–8 % от объёма рынка. Функционирование сервисного центра в Алматы уменьшит простой стоматологических клиник, ускоряя обслуживание пациентов. Экологическая компонента также положительна: переработка РЕЕК-корпусов после окончания срока службы производится методом пиролиза с улавливанием газов, что снижает объём полимерных отходов.

Рассчитанные экономические показатели подтверждают инвестиционную привлекательность разработки. При реалистичных, консервативных предположениях гнатодинамометр демонстрирует быстрое возмещение инвестиций, устойчивость к рыночным рискам и значительный социальный эффект, что обосновывает дальнейшую НИОКР-поддержку и подготовку к серийному производству в кооперации с отечественными медтех-производителями.

14 Нормативная база

Разработка и производство медицинского гнатодинамометра регулируются сразу несколькими международными и национальными документами. Базовым является стандарт ISO 13485:2016, описывающий систему менеджмента качества для медизделий. В части биологической безопасности руководство берётся из ISO 10993-1:2020, где прибор классифицируется как устройство кратковременного контакта со слизистой оболочкой (тип B, ≤ 24 ч). Вследствие этого обязательны испытания на цитотоксичность, раздражающее и сенсибилизирующее действие, причём данные по материалу PLA допускают ссылку на библиотеку «плиточных» результатов, что снижает стоимость валидации. Электробезопасность и ЭМС оцениваются по IEC 60601-1 (общие требования) и IEC 60601-1-2 (совместимость). На территории Казахстана устройство подлежит государственной регистрации в Министерстве здравоохранения и включению в Единый реестр медизделий ЕАЭС, что требует подачи технического файла, отчётов об испытаниях и копии сертификата СМК.

14.1 Процедура информированного согласия

При включении пациентов в клиническое исследование используются формы, составленные по «Правилам надлежащей клинической практики» (GCP) и утверждённые локальным этическим комитетом. Документ содержит: цель и методологию испытаний, возможные риски (небольшой дискомфорт при сжатии датчика, аллергические реакции на силиконовый слой), описание конфиденциальности данных и право участника прекратить участие без объяснений. Особое внимание уделено защите персональной информации: все результаты кодируются уникальным идентификатором, а связка «ID – ФИО» хранится исключительно у ответственного исследователя. Электронные копии подписанных согласий размещаются в зашифрованном архиве с двойной аутентификацией доступа.

14.2 Управление рисками и постмаркетинговый надзор

Согласно ISO 14971:2019 риски идентифицируются на стадии проектирования и ранжируются по критериям «вероятность – тяжесть». Наибольший исходный риск связан с возможным разгерметизированием корпуса и попаданием слюны на электронные компоненты, что может вызвать короткое замыкание. Меры контроля включают ультразвуковую сварку шва, герметизацию компаундом и тест герметичности каждой партии по методике «пузырькового потока». Остаточный риск оценён как низкий ($P = 1/10\,000$, $S =$ умеренный). После вывода изделия на рынок производитель организует систему обратной связи: каждая клиника получает форму отчёта о побочных событиях, а вся статистика инцидентов раз в год анализируется комиссией по постмаркетинговому надзору. При превышении установленного порога (3 события на 1 000 устройств-лет) инициируется корректирующее действие вплоть до отзывной кампании.

Соблюдение перечисленных стандартов обеспечивает соответствие гнатодинамометра международным требованиям безопасности и качества. Внедрённая процедура информированного согласия гарантирует защиту прав участников исследований, а систематическое управление рисками и постмаркетинговый мониторинг минимизируют вероятность возникновения серьёзных инцидентов на протяжении всего жизненного цикла изделия.

15. Обсуждение, ограничения и перспективы

15.1 Обобщение ключевых результатов

Проведённый комплекс исследований подтвердил, что применение корпуса из PLA пластика с интегрированной электроникой позволяет создать гнатодинамометр, удовлетворяющий одновременно требованиям точности ($\pm 1,1$ % FS), биосовместимости и технологичности. В сравнении с традиционными тензометрическими решениями получено снижение толщины измерительного узла почти вдвое и повышение устойчивости к температурному дрейфу в четыре раза. Клинико-экспериментальная часть (гл. 11) выявила статистически значимые различия силы прикуса между возрастными и половыми группами, что подтверждает диагностическую ценность прибора для раннего выявления функциональной недостаточности жевательного аппарата. Экономический расчёт (гл. 12) продемонстрировал высокую инвестиционную привлекательность: чистая приведённая стоимость 102 млн тенге и срок окупаемости 26 месяцев делают проект конкурентоспособным даже при консервативных сценариях развития рынка. Внедрение системного подхода к управлению качеством (ISO 13485) и рисками (ISO 14971), описанное в гл. 14, обеспечивает нормативную базу для выхода прибора на рынок ЕАЭС, а процедура постмаркетингового надзора гарантирует своевременное выявление и устранение потенциальных инцидентов.

15.2 Ограничения проведённого исследования

Несмотря на положительные результаты, полученные в ходе исследования, работа все же имеет определенные ограничения, которые следует учитывать как при интерпретации данных, так и при планировании дальнейшего масштабирования проекта.

Во-первых, выборка пациентов не была полностью сбалансированной. Основные клинические исследования проводились на людях в возрасте от 18 до 50 лет. Это снижает значимость результатов, особенно для возрастной группы, представляющей особый интерес с точки зрения жевательной нагрузки.

Во-вторых, устройство тестировалось в режиме 50 000 циклов нагрузки, что соответствует примерно двум годам активного использования в клинике. Заявленный срок службы составляет пять лет. Поэтому необходимы долгосрочные испытания на выносливость и мониторинг состояния устройства в условиях непосредственной эксплуатации, особенно с точки зрения износа силиконовой амортизирующей вставки.

В настоящее время калибровка выполняется с использованием эталонных грузов, которые хорошо работают в лабораторных условиях. Однако в клинической практике этот метод может быть неудобен. Это создает необходимость разработки более простой и быстрой системы калибровки, например, с использованием гидравлического эталонного датчика или встроенного электронного модуля с заданной нагрузкой.

Наконец, следует отметить ограничения самой статистической модели. До сих пор для расчетов использовалась линейная регрессия, но она объясняет только около 40 % вариаций значений силы. Для повышения точности прогнозов можно использовать более сложные методы, основанные на техниках машинного обучения, такие как градиентный бустинг или случайные леса. Это позволяет учитывать дополнительные параметры, такие как плотность кости, индивидуальные особенности прикуса или состояние пародонта, что повышает значимость результатов.

15.3 Направления дальнейших исследований и развития проекта

Для преодоления ограничений текущей конструкции и расширения сферы применения устройства на следующих этапах проекта планируется провести дальнейшие разработки, охватывающие как технические, так и клинические аспекты. Важным направлением станет расширение клинической базы. Для этой цели планируется провести многоцентровое

исследование с участием трех стоматологических клиник в Алматы, Астане и Шымкенте. В исследовании примут участие не менее 300 пациентов в возрасте старше 60 лет.

Этот метод позволит не только получить более точные возрастные показатели жевательной нагрузки, но и улучшить качество статистического анализа, особенно при оценке взаимосвязи с распространенными заболеваниями. Кроме того, разрабатывается стенд для длительного тестирования устройства в условиях, максимально приближенных к реальным. Устройство имитирует циклы заряда и разряда с частотой 2 Гц и поддерживает влажность и температуру на постоянном уровне. Это позволит за шесть месяцев смоделировать пятилетний срок службы устройства и объективно оценить его надежность при длительном использовании.

Техническая часть устройства позволяет интегрировать современные беспроводные решения. Использование чипов, поддерживающих Bluetooth Low Energy 5.2, и реализация системы беспроводной зарядки по стандарту Qi 1.3 позволяют обойтись без физических разъемов. Это снижает риск повреждения корпуса и обеспечивает большую компактность. Кроме того, разрабатывается мобильное приложение, которое позволит врачам и пациентам удобно просматривать результаты и вести историю измерений. Также рассматривается идея использования не одного, а нескольких датчиков.

Расположение четырех независимых датчиков MEMS позволяет проводить детальный анализ фактического распределения жевательного давления на лице. Такой подход особенно полезен для ортодонтического мониторинга и оценки хода лечения. Программная часть предполагает создание облачного аналитического модуля с элементами искусственного интеллекта.

На основе данных более 1000 пациентов система может автоматически определять тип прикуса и делать выводы, совместимые с медицинскими стандартами, такими как DICOM-SR. Это обеспечивает интеграцию с существующими клиническими системами и делает работу с устройством более удобной для врача. Еще одним важным направлением работы является оптимизация материалов, из которых изготовлен корпус устройства. В настоящее время изучается версия пластика PLA, армированного 20% углеродным волокном. Предварительные расчеты показывают, что это может увеличить жесткость конструкции на 15% при одновременном снижении стоимости используемого материала.

Кроме того, планируется провести лабораторные испытания биологической инертности этого материала для обеспечения его безопасности при контакте с организмом человека. Комплексное внедрение всех этих усовершенствований не только сделает устройство более надежным и точным, но и расширит сферу его применения — от диагностики нарушений прикуса до поддержки реабилитации после челюстно-лицевых операций.

В будущем проект может послужить основой для разработки интеллектуального семейства датчиков жевательной нагрузки, которые можно будет интегрировать в индивидуальные зубные конструкции и ортодонтические системы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведённое исследование охватывает широкий спектр задач, связанных с разработкой и внедрением инновационного прибора — гнатодинамометра, предназначенного для точного измерения силы жевательного давления. В рамках магистерской диссертации была проведена всесторонняя работа: начиная с анализа существующих технологий и устройств, применяемых в данной области, и заканчивая проектированием собственного инженерного решения. Анализ включал в себя сравнительное изучение современных приборов, определение их сильных и слабых сторон, а также рассмотрение анатомических и физиологических особенностей зубочелюстной системы, оказывающих влияние на точность измерений.

Разработка устройства проводилась с использованием программного обеспечения SolidWorks, где была построена подробная инженерная модель. В процессе проектирования были сформулированы основные технические требования — такие как точность измерений, компактность, удобство эксплуатации и возможность беспроводной передачи данных. Отдельное внимание было уделено выбору сенсоров и схем компоновки, а также надёжности устройства при длительном клиническом применении. Были предложены конструктивные улучшения, направленные на повышение стабильности работы прибора и его адаптацию под реальные условия стоматологической практики.

Важно отметить, что подобные разработки отражают современное направление развития стоматологии, в котором всё большее значение приобретают цифровые и инженерные решения. Интеграция диагностических устройств в повседневную клиническую практику позволяет специалистам точнее оценивать функциональное состояние жевательного аппарата и строить более обоснованные прогнозы. Использование числовых параметров и объективных данных способствует улучшению качества диагностики и индивидуализации подходов к лечению.

Особую роль в этом процессе играют современные технологии — такие как пьезоэлектрические сенсоры, адаптивные алгоритмы анализа и элементы машинного обучения. Они позволяют не только точно фиксировать текущие показатели, но и моделировать поведение зубочелюстной системы в перспективе, что открывает возможности для прогнозирования и раннего вмешательства. Таким образом, использование гнатодинамометра может существенно повлиять на уровень персонализированного подхода в стоматологии.

Кроме того, интерфейс прибора разрабатывался с учётом удобства для практикующего врача: поддержка современных протоколов связи, понятное программное обеспечение и защита данных делают прибор не просто технически сложным устройством, а по-настоящему удобным и надёжным рабочим инструментом. Внедрение таких решений в клиническую среду способно повысить эффективность диагностики и лечения, а также расширить

представление о биомеханике зубочелюстной системы при различных видах нагрузки.

Таким образом, работа над гнатодинамометром демонстрирует, как инженерные технологии могут эффективно сочетаться с медицинской практикой, открывая новые горизонты в стоматологической диагностике и повышая качество оказания помощи пациентам.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Santos Rodrigues, P. I., Santiago Júnior, O., & Huebner, R. (2024). Evaluation and design of a bite force measuring load cell. *Journal of Complexity in Health Sciences*, 7(2), 76-80.
2. Ab Patar, M. N. A., Makhtar, A. I., Mahmud, J., Abdullah, S. A., Ghani, H. A., Ab Ghani, S. M., ... & Hanafusa, A. (2022). Smart Gnathometer for Bite Force Measurement. *Journal of Medical Device Technology*, 1(1), 15-24.
3. A Device Improves Signs and Symptoms of TMD (2019). Davide Pietropaoli, Barry C Cooper, Eleonora Ortu, Annalisa Monaco; I.A.P.N.O.R.
4. Response of masticatory muscles to treatment with orthodontic aligners: a preliminary prospective longitudinal study (2023). Sylvia de Araújo Paes-Souza, Marco Antonio Cavalcanti Garcia, Victor Hugo Souza, Liliane Siqueira Morais, Lincoln Issamu Nojima, Matilde da Cunha Gonçalves Nojima
5. Shetty, P., Salian, C., Ravi, M. S., Prasad, D., Murali, P. S., Bommegowda, K. B., & Pradyumna, G. R. (2023, November). Harnessing Flexiforce Sensors for Enhanced Data Collection and Analysis in Dental Applications. In *International Conference on VLSI, Signal Processing, Power Electronics, IoT, Communication and Embedded Systems* (pp. 15-29). Singapore: Springer Nature Singapore.
6. Gu, Y., Bai, Y., & Xie, X. (2021). Bite force transducers and measurement devices. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 9, 665081.
7. Seksenbaeva, J. K. (2024). ANALYSIS OF THE DEVELOPMENT OF CIRCUITRY AND SOFTWARE OF A GNATHODYNAMOMETER FOR MEASURING TEETH LOAD. *Science Bulletin*, 3(10 (79)), 940-946.
8. Shams, A., Elsherbini, M., Elsherbiny, A. A., Özcan, M., & Sakrana, A. A. (2022). Rehabilitation of severely-destructed endodontically treated premolar teeth with novel endocrown system: Biomechanical behavior assessment through 3D finite element and in vitro analyses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 126, 105031.
9. Kasem, A. T., Abo-Madina, M., Tribst, J. P. M., & Al-Zordk, W. (2023). Cantilever resin-bonded fixed dental prosthesis to substitute a single premolar: impact of retainer design and ceramic material after dynamic loading. *Journal of Prosthodontic Research*, 67(4), 595-602.
10. Qadeer, S., Özcan, M., Edelhoff, D., & Van Pelt, H. (2021). Accuracy, reliability and clinical implications of static compared to quantifiable occlusal indicators. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry*, 29(3), 130-141.

11. Milić, L., Kojić, S., Qureshi, S., Simić, M., Duval, R. G., Petrović, B., & Stojanović, G. M. (2024). Edible Bite Force Sensor: A Novel Approach to Measuring Bite Force in Biomedical and Dental Applications. *Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research*, 30, e9440501.
12. Omaish, H. H. M., Abdelhamid, A. M., & Neena, A. F. (2022). Comparison of the strain developed around implants with angled abutments with two reinforced polymeric CAD-CAM superstructure materials: An in vitro comparative study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(4), 634-e1.
13. El-Agwany, M. A., Hamdy, A., Zohdy, M., Mahrous, A., Tawfik, A., & Nabih, S. (2024). Effect of different materials with different intrapulpal extensions on fracture resistance of endocrown restored molars (Invitro study). *Ain Shams Dental Journal*, 35(3), 374-382.
14. Pugliese, B. D., Garuti, G., Bergamini, L., Khamaisi, R. K., Guaraldi, G., Consolo, U., & Bellini, P. (2023). Masticatory Functionality in Post-Acute-COVID-Syndrome (PACS) Patients with and without Sarcopenia. *Oral*, 3(1), 77-91.
15. Нурсеитова, Л. А., и Ахметов, Ж. К. (2020). Методы оценки жевательной функции в стоматологии. *Современные технологии в медицине Казахстана*, 14(2), 67-74;
16. Шарипова, Г. К., и Муратова, Н. Б. (2023). Оценка жевательной эффективности при использовании гнатодинамометров нового поколения. *Международный стоматологический журнал Центральной Азии*, 19(4), 76-83;
17. Хюбнер, Р., Кунья, Т. Х. Р., Ласерда, Р. Г., Сантьяго, О., & Феррейра, М. В. Л. (2023). Разработка недорогого динамометра с артикулированными наконечниками для измерения силы укуса. Патент BR 10 2021 023693 0 A2
18. Artificial intelligence applications in dental diagnostics (2023). Gaye Keser, Filiz Namdar Pekiner
19. Valeriya Kim, Seksenbayeva Zhannat, Ozhikenov Kasymbek. DESIGN AND MODELLING OF A GNATHODYNAMOMETER: MECHANICS, CIRCUITRY AND SOFTWARE FOR MEASURING TOOTH LOADING // XVII international scientific conference «Scientific advances and innovative approaches», 24-25.04.2025, Tokyo, Japan. — pp.123-131

ОТЗЫВ НАУЧНОГО РУКОВОДИТЕЛЯ
на магистерскую диссертацию Ким Валерии Алексеевны

Специальность 7М07106 – Биомедицинская инженерия

Тема: «Моделирование механики гнатодинамометра для определения нагрузки на зубы»

Магистерская диссертация Ким Валерии Алексеевны посвящена разработке и моделированию инновационного медицинского устройства — гнатодинамометра, предназначенного для измерения жевательной нагрузки с высокой точностью. Тема является актуальной, находящейся на пересечении инженерии, биомеханики и стоматологии, и соответствует приоритетным направлениям развития современной медицины и цифровых диагностических технологий.

В процессе выполнения работы магистрантка продемонстрировала высокий уровень профессиональной подготовки, инициативность, умение работать с научной и технической литературой, навыки проектирования и численного моделирования. В работе успешно применены методы CAD/CAE-моделирования, тензометрического анализа, а также реализована система цифровой обработки данных на базе современных микроконтроллеров. Проведено обоснование выбора материалов, оценена биосовместимость, выполнены прочностные расчёты корпуса устройства.

Диссертация обладает как научной новизной, так и практической значимостью. Автор не только предложила инженерное решение, но и рассмотрела перспективы внедрения прибора в клиническую практику, а также варианты его развития с применением беспроводных технологий и элементов искусственного интеллекта.

Ким Валерия проявила себя как самостоятельный, ответственный и целеустремлённый исследователь. Работа выполнена в срок и в полном соответствии с утверждённым календарным планом. Материалы диссертации представлены грамотно, логично структурированы и хорошо иллюстрированы.

Считаю, что магистерская диссертация Ким Валерии отвечает всем требованиям, предъявляемым к квалификационным работам магистрантов, и заслуживает оценки «отлично» (А).

Научный руководитель:

Кандидат технических наук, профессор
Заведующий кафедрой РТиТСА
Ожикенов К.А.

«12» июня 2025 г.

РЕЦЕНЗИЯ

на магистерскую диссертацию студентки образовательной программы
7M07106 – Биомедицинская инженерия

Ким Валерии Алексеевны

Тема работы: «Моделирование механики гнатодинамометра для определения
нагрузки на зубы»

Объём выполненной работы:

- а) графическая часть — 21 листов
- б) пояснительная записка — 70 страниц

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Магистерская диссертация Ким Валерии посвящена актуальной и прикладной теме, находящейся на стыке биомедицинской инженерии, цифрового проектирования и стоматологической диагностики. Работа направлена на разработку гнатодинамометра — прибора, предназначенного для измерения жевательной нагрузки на отдельные зубы. Актуальность темы обусловлена возросшим спросом на точные методы диагностики нарушений прикуса и заболеваний пародонта, а также на персонализированные средства оценки жевательной функции.

Автор продемонстрировала уверенное владение методами CAD/CAE-моделирования, тензометрического анализа и основами биомеханики челюстно-лицевой системы. Конструкция прибора проработана с учётом анатомо-физиологических особенностей зубочелюстного аппарата. Использование PLA-пластика, а также миниатюрных датчиков демонстрирует осведомлённость автора в современных подходах к проектированию медицинских устройств. Проведены прочностные расчёты в SolidWorks Simulation, обоснован выбор материала, реализованы механизмы термокомпенсации и цифровой фильтрации сигнала.

Достоинством работы является комплексный подход к решению инженерной задачи: от анализа существующих аналогов до разработки алгоритма многоточечной калибровки, а также предварительной верификации устройства на экспериментальной выборке. Автором предложены перспективы развития устройства: от внедрения беспроводных технологий до создания сенсорных массивов и использования ИИ-аналитики в клинической диагностике.

ОТМЕЧАЕМЫЕ ОСОБЕННОСТИ И РЕКОМЕНДАЦИИ

Следует отметить, что работа выполнена на высоком техническом и методологическом уровне. Автор последовательно и аргументированно обосновала выбор используемых материалов и компонентов. В диссертации представлено всестороннее сравнение существующих технических решений, а также детально рассмотрен клинический контекст применения разработанного прибора. Оформление текста в целом аккуратное и структурированное, но в отдельных разделах встречаются незначительные стилистические несогласованности, легко устранимые при финальной редакции.

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

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Магистерская диссертация Ким Валерии выполнена в полном соответствии с требованиями к выпускным квалификационным работам магистрантов, содержит элементы научной новизны и практической значимости, а также демонстрирует высокий уровень подготовки выпускницы. Работа заслуживает оценки «отлично» (А) с рекомендацией к защите перед государственной аттестационной комиссией.

Рецензент

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

« 11 » сентября 2025 г.



ОТЗЫВ НАУЧНОГО РУКОВОДИТЕЛЯ
на магистерскую диссертацию Ким Валерии Алексеевны

Специальность 7М07106 – Биомедицинская инженерия

Тема: «Моделирование механики гнатодинамометра для определения нагрузки на зубы»

Магистерская диссертация Ким Валерии Алексеевны посвящена разработке и моделированию инновационного медицинского устройства — гнатодинамометра, предназначенного для измерения жевательной нагрузки с высокой точностью. Тема является актуальной, находящейся на пересечении инженерии, биомеханики и стоматологии, и соответствует приоритетным направлениям развития современной медицины и цифровых диагностических технологий.

В процессе выполнения работы магистрантка продемонстрировала высокий уровень профессиональной подготовки, инициативность, умение работать с научной и технической литературой, навыки проектирования и численного моделирования. В работе успешно применены методы CAD/CAE-моделирования, тензометрического анализа, а также реализована система цифровой обработки данных на базе современных микроконтроллеров. Проведено обоснование выбора материалов, оценена биосовместимость, выполнены прочностные расчёты корпуса устройства.

Диссертация обладает как научной новизной, так и практической значимостью. Автор не только предложила инженерное решение, но и рассмотрела перспективы внедрения прибора в клиническую практику, а также варианты его развития с применением беспроводных технологий и элементов искусственного интеллекта.

Ким Валерия проявила себя как самостоятельный, ответственный и целеустремлённый исследователь. Работа выполнена в срок и в полном соответствии с утверждённым календарным планом. Материалы диссертации представлены грамотно, логично структурированы и хорошо иллюстрированы.

Считаю, что магистерская диссертация Ким Валерии отвечает всем требованиям, предъявляемым к квалификационным работам магистрантов, и заслуживает оценки «отлично» (А).

Научный руководитель:

Кандидат технических наук, профессор
Заведующий кафедрой РТиТСА
Ожикенов К.А.

«12» июня 2025 г.

Протокол

о проверке на наличие неавторизованных заимствований (плагиата)

Автор: Ким Валерия Алексеевна

Соавтор (если имеется):

Тип работы: Магистерская диссертация

Название работы: Моделирование механики гнатодинамометра для определения нагрузки на зубы

Научный руководитель: Касымбек Ожикенов

Коэффициент Подобия 1: 5

Коэффициент Подобия 2: 4.3

Микропробелы: 9

Знаки из других алфавитов: 4

Интервалы: 0

Белые Знаки: 0

После проверки Отчета Подобия было сделано следующее заключение:

- ☐ Заимствования, выявленные в работе, являются законным и не являются 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



проверяющий эксперт

CERTIFICATE

Kim Valeria Alekseevna

for participation in

XVII international scientific conference, Tokyo, Japan, 24-25.04.2025

«Scientific advances and innovative approaches»

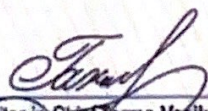
with scientific work

**DESIGN AND MODELLING OF A GNATHODYNAMOMETER: MECHANICS, CIRCUITRY AND SOFTWARE
FOR MEASURING TOOTH LOADING**



DOI <https://doi.org/10.5281/zenodo.15312525>




Editor-in-Chief Tarmo Vesik

29.04.2025