

**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 «Робототехника и технические средства автоматики»

Сексенбаева Жаннат Кайыпбекқызы

**Разработка схемотехники и программного обеспечения гнатодинамометра для измерения
нагрузки зубов**

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

7M07106 – Биомедицинская инженерия

Алматы 2025

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 681.2.08.046.6-52(043)

На правах рукописи

Сексенбаева Жаннат Кайыпбекқызы

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

На соискание академической степени магистра

Название диссертации	Разработка схемотехники и программного обеспечения гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов
Направление подготовки	7M07106–Биомедицинская инженерия

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

Ожикенов К.А.

«12» июня 2025 г.

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

Алимбаева Ж.Н.

«12» июня 2025 г.

Нормоконтроль
Магистр технических наук, старший
преподаватель кафедры «РТиТСА»

Кальменов Е.Т.

«04» июня 2025 г.

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ
Заведующий кафедрой
«РТиТСА», к.т.н., профессор

Ожикенов К.А.

«12» июня 2025 г.

Алматы 2025

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

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

Институт автоматизации и информационных технологий

Кафедра «Робототехника и технические средства автоматизации»

7M07106 – Биомедицинская инженерия



ЗАДАНИЕ
на выполнение магистерской диссертации

Магистранту Сексенбаевой Жаннат Кайыпбеккызы

Тема: Разработка схмотехники и программного обеспечения гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов

Утверждена приказом _____ № _____ от « _____ » _____ 20__ г.

Срок сдачи законченной диссертации « _____ » _____ 20__ г.

Исходные данные к магистерской диссертации: Гнатодинамометр для измерения нагрузки зубов.

Перечень подлежащих разработке в магистерской диссертации вопросов:

- а) Обзор существующих методов и устройств измерения нагрузки зубов;
- б) Разработка схемы и выбор компонентов для гнатодинамометра;
- в) Создание программного обеспечения для сбора и обработки данных;
- г) Расчёт экономической эффективности разработки;
- д) Приложения (программный код, результаты испытаний).

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

Рекомендуемая основная литература:

1 Le Révérend BJ, Edelson LR, Loret C. Anatomical, functional, physiological and behavioural aspects of the development of mastication in early childhood. Br J Nutr. 2014 Feb;111(3):403-14. doi: 10.1017/S0007114513002699. Epub 2013 Sep 24. PMID: 24063732; PMCID: PMC3927374.

2 Verma TP, Kumathalli KI, Jain V, Kumar R. Bite Force Recording Devices - A Review. J Clin Diagn Res. 2017 Sep;11(9):ZE01-ZE05. doi: 10.7860/JCDR/2017/27379.10450. Epub 2017 Sep 1. PMID: 29207848; PMCID: PMC5713870.

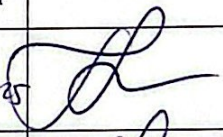
3 Сексенбаева Ж.К. (2025). СИСТЕМАТИЧЕСКИЙ ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ ПОДХОДОВ К РАЗРАБОТКЕ ГНАТОДИНАМОМЕТРОВ И ИХ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ В СТОМАТОЛОГИИ. Вестник науки, 2 (2 (83)). С – 822-835.

ГРАФИК
подготовки магистерской диссертации

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечание
Исследовательский раздел Анализ результата исследования силы укуса у детей и взрослых. Сравнительный анализ существующих устройств для измерения силы укуса на рынке	18.09.2024г.	выполнено
Технологический раздел Схемотехническая разработка и программная реализация устройства	12.10.2024г.	выполнено
Экспериментальный раздел Тестирование устройства и анализ результатов	15.05.2025г.	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
Исследовательский раздел	К.А.Ожикенов, к.т.н., профессор, заведующий кафедрой «РТиТСА»	12.06.2025	
Технологический раздел	К.А.Ожикенов, к.т.н., профессор, заведующий кафедрой «РТиТСА»	12.06.2025	
Экспериментальный раздел	К.А.Ожикенов, к.т.н., профессор, заведующий кафедрой «РТиТСА»	12.06.2025	
Нормоконтролер	Е.Т.Кальменов, магистр технических наук, старший преподаватель	04.06.2025	

Научный руководитель




Ожикенов К.А.

Задание принял к исполнению обучающийся

Сексенбаева Ж.К.

Дата

«12» сентября 2025 г

АНДАТПА

Осы диссертациялық жұмыста тістерге түсетін күшті өлшеуге және алынған мәліметтерді сандық түрде өңдеуге арналған ықшам әрі қолжетімді құрылғы – гнатодинамометрді әзірлеу мәселесі қарастырылады. Жұмыс бірнеше кезеңдерден тұрады.

Аналитикалық бөлімде адамның шайнау аппаратының анатомо-физиологиялық ерекшеліктері, максималды тістеу күші және оны өлшеудің қазіргі заманғы әдістері талданады.

Жобалық бөлімде құрылғының құрылымдық және функционалдық схемалары әзірленді. Негізгі компоненттер таңдалып алынды: тензометриялық датчик, HX711 күшейткіш модулі, STM32 микроконтроллері және деректерді көрсету блогы. Жүйенің математикалық моделі құрылып, басқару алгоритмі оңтайландырылды.

Жүзеге асыру бөлімінде құрылғы прототипінің аппараттық жинақталу процесі сипатталып, бағдарламалық архитектура жасалды және бастапқы сынақтар жүргізілді. Прототип тұрақты жұмыс көрсетіп, оны тәжірибелік қолдануға жарамды екенін дәлелдеді.

АННОТАЦИЯ

В данной диссертационной работе рассматривается разработка компактного и доступного устройства – гнатодинамометра, предназначенного для измерения силы нагрузки на зубы с последующей цифровой обработкой данных. Работа включает несколько этапов.

В аналитической части рассмотрены анатомо-физиологические особенности жевательного аппарата человека, характеристики максимальной силы укуса, а также современные методы ее измерения.

В проектной части разработана структурная и функциональная схемы устройства. Подобраны ключевые компоненты: тензометрический датчик, модуль усиления HX711, микроконтроллер STM32 и блок отображения данных. Построена математическая модель системы и выполнена оптимизация управления.

В разделе реализации описан процесс аппаратной сборки прототипа, разработана программная архитектура и проведено первоначальное тестирование. Прототип показал стабильную работу и подтвердил свою применимость в практике.

ANNOTATION

This dissertation presents the development of a compact and affordable device – a gnathodynamometer – designed to measure the biting force applied to teeth, followed by digital data processing. The work is structured into several key stages.

The analytical section explores the anatomical and physiological characteristics of the human masticatory system, the parameters of maximum bite force, and modern methods used for its measurement.

In the design section, both the structural and functional schematics of the device are developed. Key components were selected, including a strain gauge sensor, an HX711 amplification module, an STM32 microcontroller, and a data display unit. A mathematical model of the system was built, and the control algorithm was optimized.

The implementation section describes the process of hardware assembly of the prototype, the development of the software architecture, and the initial testing. The prototype demonstrated stable operation and confirmed its applicability in practical use.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	7
1 Аналитический обзор и экспериментальные исследования	9
1.1 Анатомо-физиологические особенности жевательного аппарата человека	9
1.2 Максимальная сила укуса	11
1.3 Методы исследования и результаты анализа максимальной силы укуса человека	14
1.4 Гнатодинамометр: история, разработка и виды	19
1.5 Анализ существующих прототипов гнатодинамометра	21
1.5.1 Анализ схемотехники и программного обеспечения гнатодинамометров	25
2 Разработка гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов	42
2.1 Этапы разработки гнатодинамометра	42
2.2 Структурная схема устройства	45
2.3 Функциональная блок-схема устройства	46
2.4 Описание компонентов, используемых в разработке гнатодинамометра	47
2.4.1 Тензометрический датчик	47
2.4.2 Микроконтроллер STM32	52
2.4.3 Модуль HX711	54
2.4.4 Дисплей	55
2.5 Электрическая принципиальная схема устройства	56
2.6 Математическая модель тензометрической системы	59
2.7 Оптимизация системы управления	62
3 Сборка и реализация гнатодинамометра	64
3.1 Аппаратная сборка устройства на макетной плате	64
3.2 Физическая сборка устройства	65
3.3 Разработка программного обеспечения	65
3.3.1 Программная архитектура	66
3.3.2 Программная реализация архитектурных блоков	68
3.4 Тестирование прототипа	69
4 Экспериментальная часть	74
Заключение	85
Список использованной литературы	86
Приложение А	89
Приложение В	94
Приложение С	96

ВВЕДЕНИЕ

Состояние жевательного аппарата человека служит важным индикатором общего здоровья и оказывает существенное влияние на качество жизни. Оценка функциональной активности зубочелюстной системы, включая анализ распределения жевательной нагрузки, является первостепенной задачей стоматологии и гнатологии. Неправильное распределение нагрузки может провоцировать развитие различных патологий, таких как ускоренный износ эмали, нарушения прикуса и дисфункции височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС).

Существующие на данный момент методы измерения нагрузки на зубы характеризуются либо значительной стоимостью используемого оборудования, либо недостаточной точностью получаемых результатов.

Несмотря на значимость гнатодинамометров, они пока не получили широкого распространения, что связано со сложностями их разработки, технической реализации и интеграции в клиническую практику. Все это подчеркивает актуальность создания надежного, точного и доступного устройства для измерения жевательной нагрузки, которое могло бы найти применение как в научных исследованиях, так и в ежедневной стоматологической практике.

Актуальность темы:

В эпоху стремительного прогресса цифровых технологий и растущих стандартов в области диагностики стоматологических патологий, разработка новаторского гнатодинамометра, предназначенного для точного определения силы жевательной нагрузки на зубы, представляется задачей первостепенной важности. Применение данного устройства откроет возможности для кардинального улучшения качества диагностики, оптимизации лечебного процесса и профилактики заболеваний, а также для снижения вероятности возникновения осложнений, обусловленных неправильным распределением нагрузки на зубочелюстной аппарат.

Цель работы:

Разработать электронную часть гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов.

Основные задачи:

- 1) Проанализировать существующие устройства измерения нагрузки на рынке;
- 2) Разработать схемотехническое решение, включающее выбор компонентов, необходимых для точного и надежного измерения нагрузки;
- 3) Реализовать программную часть для получения, обработки и отображения данных с измерительного устройства;
- 4) Провести сборку и тестирование устройства.

Научная новизна:

В данной работе разработан компактный, простой и экономически доступный гнатодинамометр, предназначенный для измерения жевательной

нагрузки. Особенностью данной разработки стало применение тензометрического датчика, ранее не встречавшегося в аналогичных приборах и не упоминавшегося в научной литературе. Это нововведение расширяет спектр существующих технических решений, используемых для функциональной диагностики зубочелюстной системы. Спроектирован интегрированный комплекс, объединяющий электронную схему и программное обеспечение, обеспечивающий сбор, фильтрацию и анализ данных, поступающих с тензодатчиков. Алгоритм цифровой обработки, реализованный в программе, способствовал повышению точности измерений. Проведенные испытания устройства продемонстрировали его функциональность и пригодность для практического использования.

1 АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

1.1 Анатомо-физиологические особенности жевательного аппарата человека

Жевательный аппарат человека представляет собой сложную анатомо-функциональную систему, включающую в себя костные структуры (верхняя и нижняя челюсти), жевательные мышцы, зубы и мягкие ткани ротовой полости (язык, губы, щеки). Каждый из этих компонентов выполняет свою особую функцию в процессе пережевывания пищи.

Мягкие ткани обеспечивают верное положение пищи в зоне контакта зубов, что способствует более эффективной механической обработке. Развитие и слаженная работа жевательных мышц необходимы для создания усилия, которое передается на кости и зубы. Формирование и рост челюстей создают условия для прорезывания зубов, а также увеличивают объем ротовой полости, позволяя обрабатывать более крупные кусочки пищи.

Зубной ряд, по мере своего развития, увеличивает площадь соприкосновения с пищей и, благодаря различным формам зубов, обеспечивает эффективную переработку продуктов разной текстуры. Анатомическая и функциональная модуляция взаимодействия между зубами и пищей позволяет регулировать силу воздействия, обеспечивая эффективное измельчение пищи до состояния пищевого комка, готового к глотанию.

Следовательно, развитие жевательного аппарата напрямую влияет на способность человека обрабатывать широкий спектр продуктов питания, улучшая их усвоение и повышая пищевую ценность рациона.

Главные костные структуры, участвующие в жевании, это верхняя челюсть (maxilla) и подвижная нижняя челюсть (mandibula), соединенные в области височно-нижнечелюстного сустава (ВНЧС), как видно на рисунке 1. Жевательные мышцы прикреплены к обеим челюстям, обеспечивая многообразие движений, необходимых для переработки пищи.

Мышцы, участвующие в жевании, условно делятся на поднимающие и опускающие нижнюю челюсть, а также участвующие в боковых и поступательных движениях:

- Подъём нижней челюсти осуществляется при участии височной, жевательной и медиальной крыловидной мышц, которые являются мощными мышцами и инициируют сжатие зубных дуг;

- Опускание нижней челюсти происходит за счёт двубрюшной, челюстно-подъязычной и подбородочно-подъязычной мышц, что позволяет открытие ротовой полости;

- Выдвижение нижней челюсти вперёд обеспечивает латеральная крыловидная мышца, в то время как медиальная крыловидная помогает в этом движении. Это необходимо, например, для надкусывания;

– Боковые движения челюсти происходят при одностороннем сокращении латеральной и медиальной крыловидных мышц, что особенно важно для жевания жёсткой или объёмной пищи;

– Оттягивание челюсти назад осуществляется задними волокнами височной мышцы, восстанавливая исходное положение челюсти после выдвигания.

Каждая из этих мышц играет ключевую роль в функционировании жевательного аппарата, обеспечивая точные и скоординированные движения, необходимые для эффективного пережёвывания пищи. Их крепление в структуре черепно-лицевой кости также показано на рисунке 1. На рисунке видно, что как височная, так и жевательная мышцы закреплены на верхнечелюстных и нижнечелюстных костях, что позволяет вращательное действие в височно-нижнечелюстном суставе во время окклюзии [1].

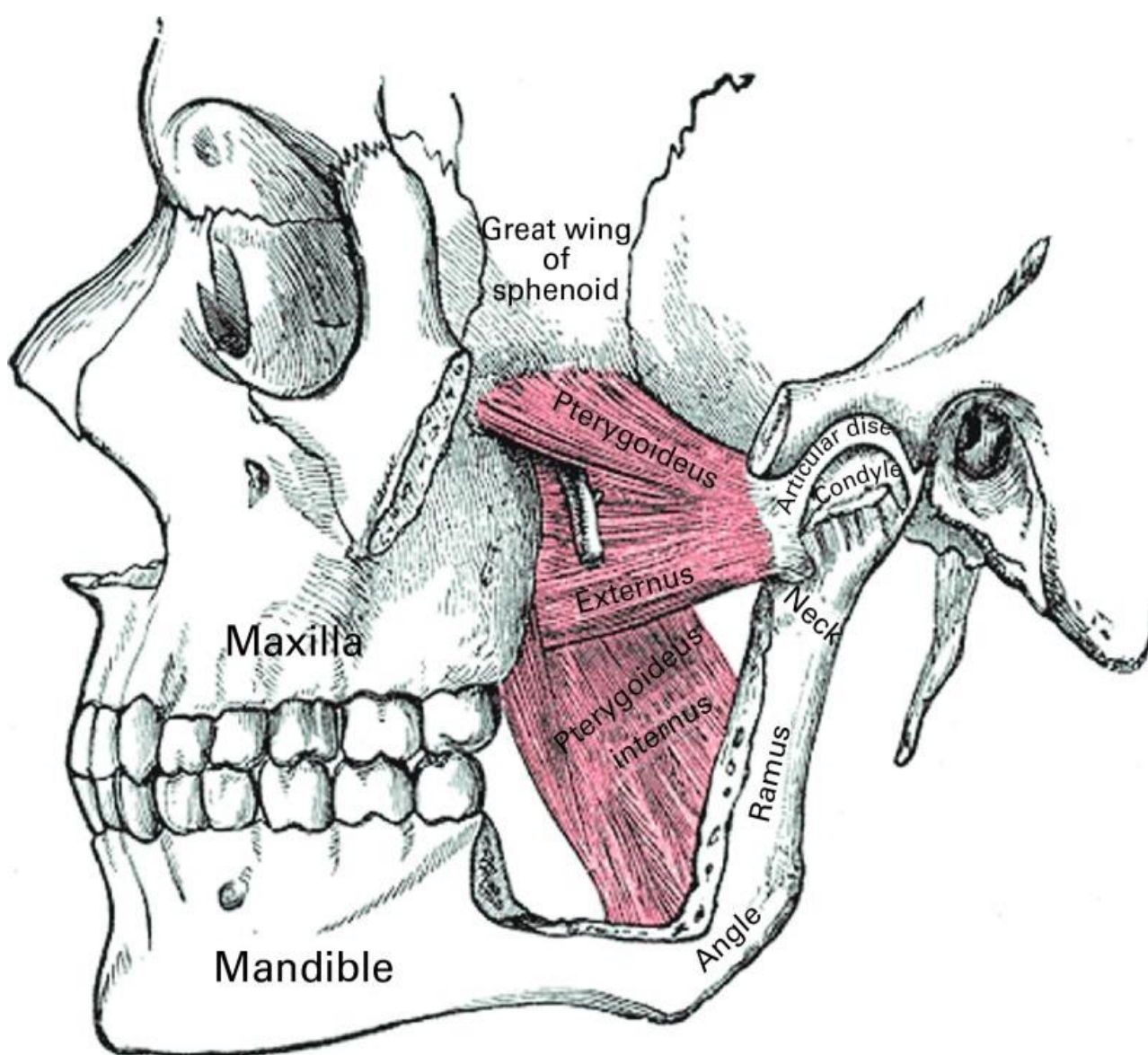


Рисунок 1 – Кости и мышцы, участвующие в жевании [1]

1.2 Максимальная сила укуса

Максимальная сила укуса (Maximum Bite Force, MBF) – это сила, создаваемая жевательными мышцами при смыкании зубов. Данный показатель имеет принципиальное значение, так как он характеризует функциональность всей жевательной системы. Сюда входит комплекс элементов: зубы, мышцы, височно-нижнечелюстной сустав (ВНЧС) и нервная регуляция. Оценка MBF применяется в стоматологической практике в следующих случаях: выявление проблем с окклюзией, определение результативности ортодонтического вмешательства, мониторинг состояния пациентов с зубными имплантатами и съемными протезами, а также при изучении бруксизма и заболеваний ВНЧС [2].

Факторы, влияющие на силу укуса:

1) Краниофациальная морфология

Форма лица и черепа оказывают значительное влияние на силу укуса.

Исследования показывают, что:

– Люди с коротким лицом демонстрируют более высокий MBF, так как у них более мощные жевательные мышцы и меньший угол наклона нижней челюсти;

– Напротив, у людей с длинным лицом сила укуса ниже из-за менее развитых жевательных мышц и увеличенного угла наклона нижней челюсти [3].

2) Возраст

С возрастом происходят изменения в жевательной системе, что влияет на силу укуса:

а. У детей сила прикуса постепенно увеличивается и достигает максимума в возрасте 20–40 лет [4];

б. Сила прикуса уменьшается с возрастом после 25 лет у женщин и после 45 лет у мужчин из-за уменьшения мышечной массы и изменения структуры костной ткани [5];

в. У пожилых людей (старше 60 лет) окклюзионная поверхность и сила жевательных мышц уменьшаются, что снижает MBF [6].

3) Пол

Исходя из исследований [7] [8], можно сделать вывод, что мужчины обладают более высокими значениями MBF по сравнению с женщинами. Объяснили этот результат тем, что у мужчин более массивные челюсти, а именно большими размерами зубов. Поскольку при большем размере зубов прикуса, увеличивается площадь периодонтальной связки, тем самым, обеспечивая большую силу прикуса.

По данным исследования Бакке М., Холм Б., Дженсен Б.Л. и др. [9], был перерисован график (рисунок 2), который показывает, что максимальная сила прикуса (в Ньютонах) у женщин ниже, чем у мужчин, и увеличивалась она до 20 лет, а затем снова уменьшалась, особенно после 50 лет.

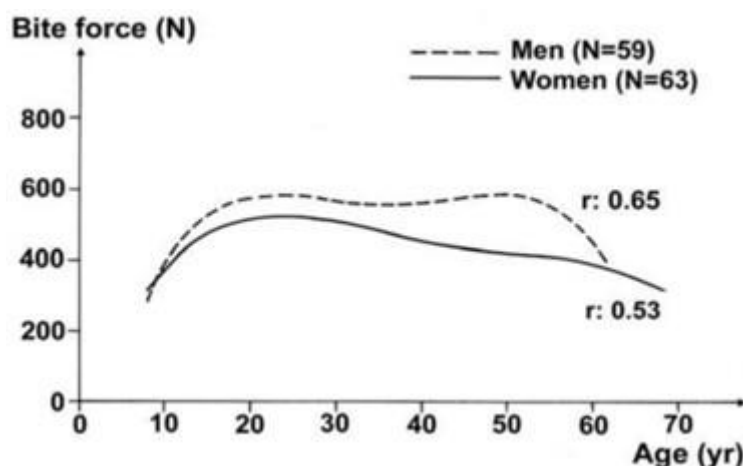


Рисунок 2 – Связь между силой одностороннего коренного прикуса, возрастом и полом у 122 здоровых испытуемых (59 мужчин и 63 женщины) с полным набором зубов (линии полиномиальной регрессии четвертого порядка) [9]

4) Периодонтальный статус

Здоровье тканей, окружающих зубы, играет важную роль в формировании силы укуса:

а. Люди с хроническим пародонтитом демонстрируют снижение MBF из-за ослабленного пародонтального аппарата и потери зубной поддержки [10];

б. Пациенты с имплантами и мостовидными протезами могут частично компенсировать снижение MBF, однако их показатели все равно ниже, чем у людей с естественными зубами [11].

5) Височно-нижнечелюстные расстройства

Под височно-нижнечелюстными расстройствами (ВНЧР) понимаются признаки и симптомы, связанные с болью и функционально-структурными нарушениями в зубочелюстной системе, особенно в височно-нижнечелюстной и жевательной мышцах, или обеих [12].

Одним из факторов, вызывающих или способствующих развитию данных расстройств является бруксизм, характеризующийся сжиманием или разжиманием зубов. Гиббс Ч. Х., Махан П. Э. и др. в своем исследовании сравнили с помощью гнатодинамометра высотой 12 мм в области моляров силу прикуса у пациентов, у которых есть бруксизм, с пациентами, у которых его нет. И выяснили, что те, кто обладает бруксизмом, их сила прикуса в 6 раз выше, чем у тех, у кого его нет [13].

6) Состояние зубов

Количество и расположение зубов напрямую влияет на MBF:

а. Чем больше количество функционирующих зубов, тем выше сила укуса;

б. Пациенты с полными съемными протезами имеют MBF всего 11–35% от нормы, а с несъемными протезами - до 80% от нормального уровня [14].

Также на следующем рисунке 3 представлена шкала силы укуса, определенная гнатодинамометром Innobyte™, где:

- 0–200 – это шкала укуса с критическим состоянием зубов, где у пациентов наблюдаются серьезные проблемы с зубами;
- 200–400 – это шкала, где проявляется значительный дефицит, а именно выраженная неспособность пережевывать некоторые виды пищи, которая приводит к проблемам здоровья, связанные с питанием;
- 400–650 – здесь пациенты также могут испытать неспособность пережевывать пищу, но могут поддержать сбалансированную диету;
- 650–1000 – эта шкала означает нормальную силу укуса человека;
- 1000+ – это означает, что зубы в идеальном состоянии [15].

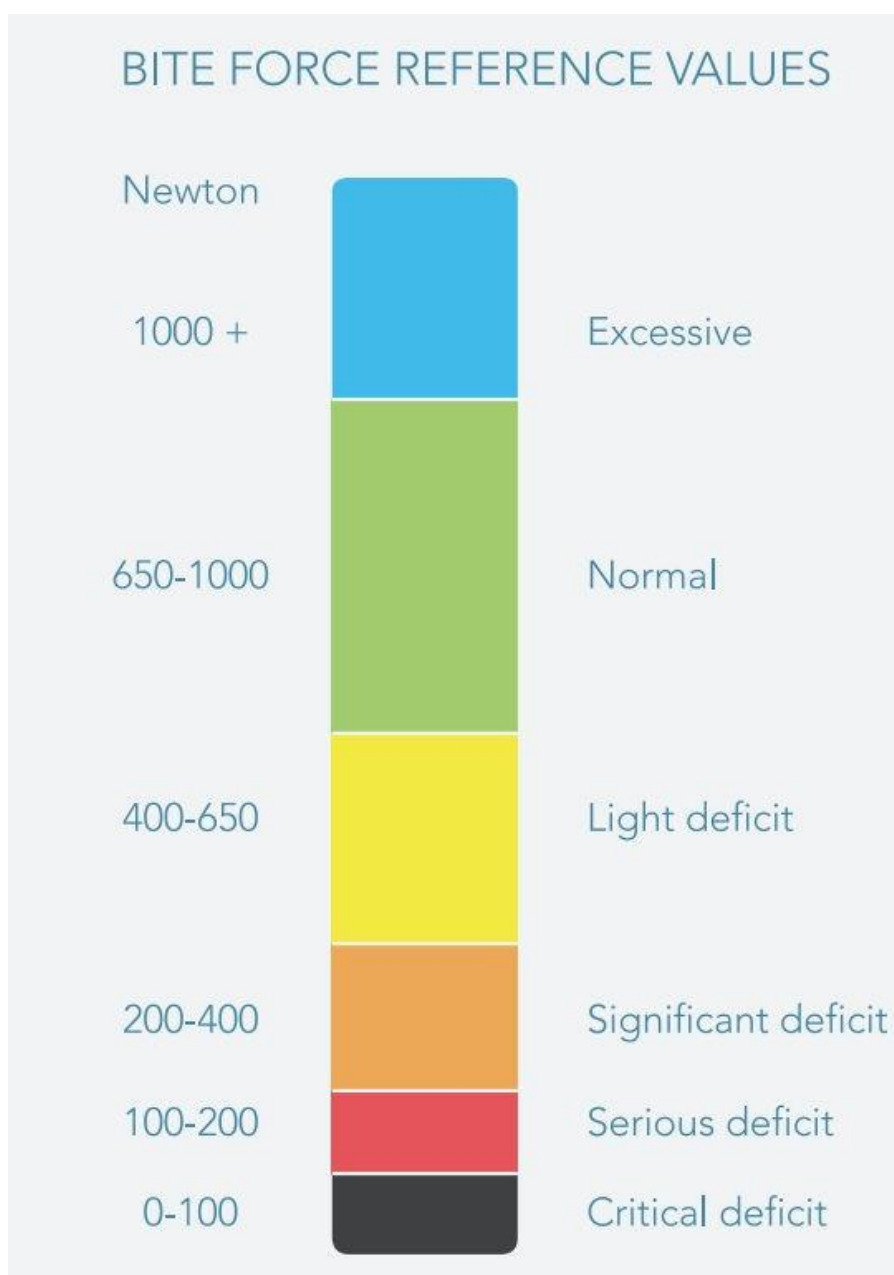


Рисунок 3 – Шкала силы укуса в Ньютонах

1.3 Методы исследования и результаты анализа максимальной силы укуса человека

1) Дети и подростки

Для данного анализа было выбрано исследование, представляющий собой систематический обзор и мета-анализ, выполненный в соответствии с руководством PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses) [16].

а. Критерии включения:

- Исследования, в которых измерялась максимальная произвольная сила прикуса (MVBF) у детей и подростков до 19 лет;
- Оригинальные наблюдательные и экспериментальные исследования;
- Использование устройств для измерения MBF;
- Данные о возрасте, поле, состоянии зубного ряда, типе окклюзии.

б. Критерии исключения:

- Исследования среди взрослых (старше 19 лет);
- Пациенты с серьезными заболеваниями, расщелинами губы/нёба и другими патологиями;
- Неполные данные или отсутствие конкретных результатов измерений.

с. Источники данных:

- Базы данных PubMed, Embase, LILACS, Cochrane Library;
- Поиск в рецензируемых журналах (Journal of Pediatric Dentistry, Journal of Orthodontics, International Journal of Prosthodontics и др.).

д. Методы анализа данных:

- Мета регрессия и подгрупповой анализ по возрасту, полу, стороне укуса, месту измерения, типу измерительного прибора;
- Использование модели случайных эффектов для оценки вариации MBF в разных исследованиях.

Результат исследования приведен в таблице 1.

В дополнении также были приведены графики зависимостей значений BF от возрастных групп на рисунках 4 и 5.

Таблица 1 – Результат исследований измерения ВФ у детей и подростков

Возрастная группа	Средний ВФ (Н)	Min ВФ (Н)	Max ВФ (Н)			Мальчики	Девочки
				Средние значения правой стороны ВФ (Н)	Средние значения левой стороны ВФ (Н)	Среднее значение молярного ВФ (Н)	Среднее значение молярного ВФ (Н)
Молочные зубы (3–6 лет)	246,22	220,47	274,98	169,79	163,88	222,30	202,43
Смешанный прикус (6–12 лет)	311,72	255,99	379,59	160,42	143,95	256,27	241,45
Постоянные зубы (12–19 лет)	489,35	399,86	598,87	441,59	411,15	547,57	424,71

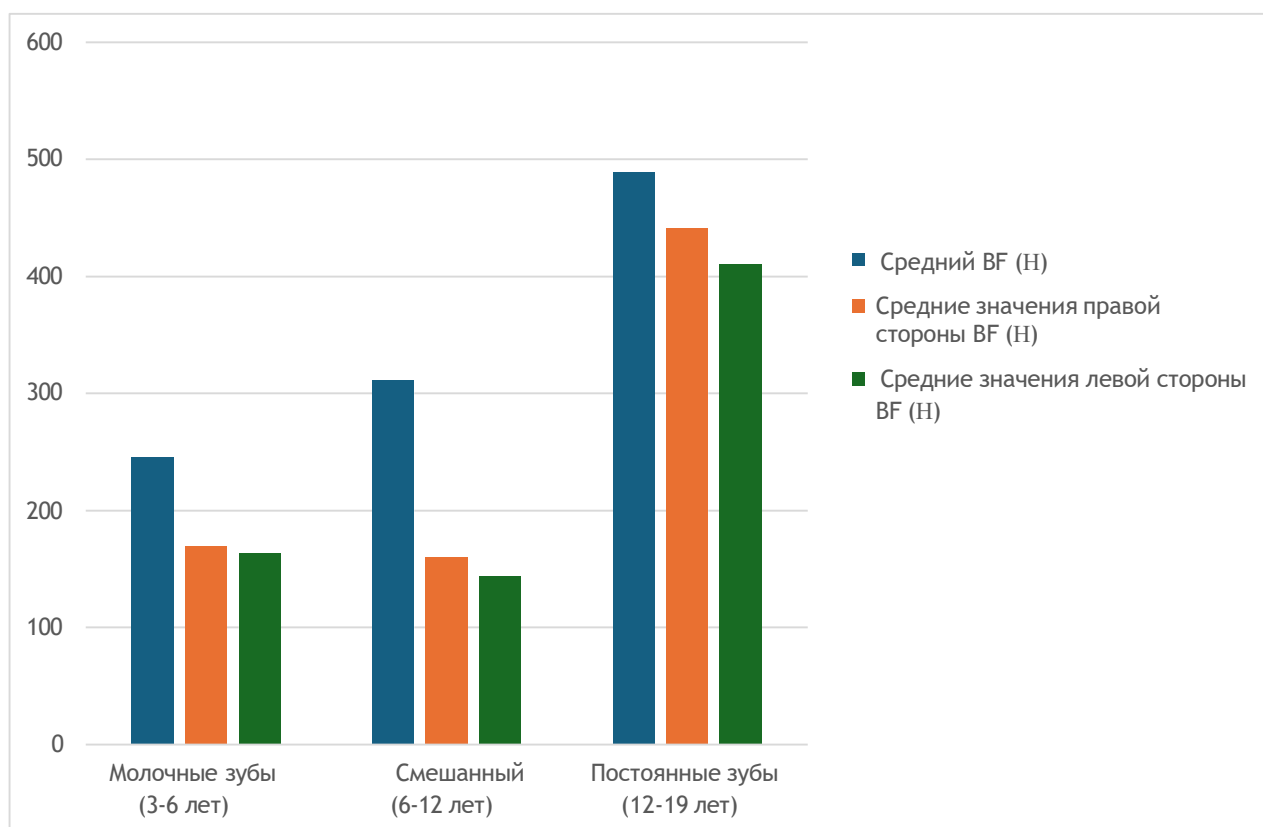


Рисунок 4 – График зависимостей средних значений ВФ от возрастных групп

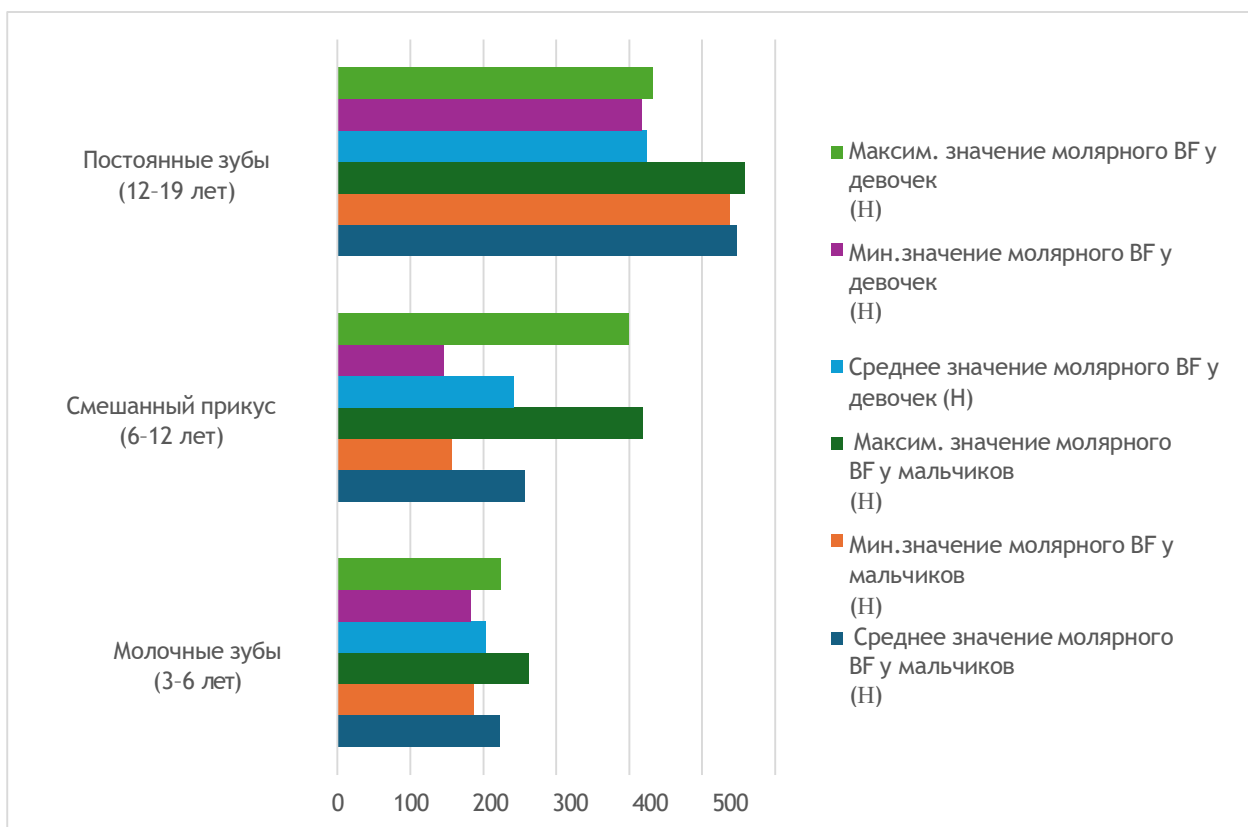


Рисунок 5 – Значения молярного жевательного усилия BF у детей и подростков в разных возрастных группах

Выводы по данному анализу:

1. Сила укуса увеличивается с возрастом. Формирование зубочелюстной системы, процесс выпадения молочных зубов и замена их на постоянные, плюс прирост мышечной ткани – это все факторы, ведущие к существенному росту силы укуса.

2. Правая и левая половины челюсти развиваются примерно одинаково. Однако у большинства детей правая сторона показывает слегка превосходящие показатели. Данный факт может быть обусловлен преимущественной стороной жевательной нагрузки.

3. У мальчиков сила укуса выше, чем у девочек, особенно в период полового созревания. Данное явление объясняется отличиями в строении челюстно-лицевого аппарата, воздействием гормонов и общей физической силой.

4. Период сменного прикуса, охватывающий возраст от 6 до 12 лет, представляет собой переходный этап. То есть в это время сила укуса постепенно увеличивается, но остается ниже, чем у подростков, имеющих уже полностью сформировавшийся постоянный зубной ряд.

2) Взрослые мужчины и женщины

Следующий анализ был сформирован на основе результатов научных статей, исследований из сайтов PubMed, Academia.edu, ResearchGate, Scopus и был приведен в таблице 2. В дополнении к этому, был построен график (рисунок 6), наглядно иллюстрирующий различие жевательной нагрузки у мужчин и женщин.

Таблица 2 – Обобщенная таблица максимальной силы укуса у мужчин и женщин

Пол	Средний BF (Н)	Min BF (Н)	Max BF (Н)	Средние значения правого моляра BF (Н)	Средние значения левого моляра BF (Н)	Среднее значение фронтальной зоны BF (Н)
Мужчина	540,3	228	1200	487,6	495,8	243,2
Женщина	460,5	198	1000	420,2	432,6	225,7

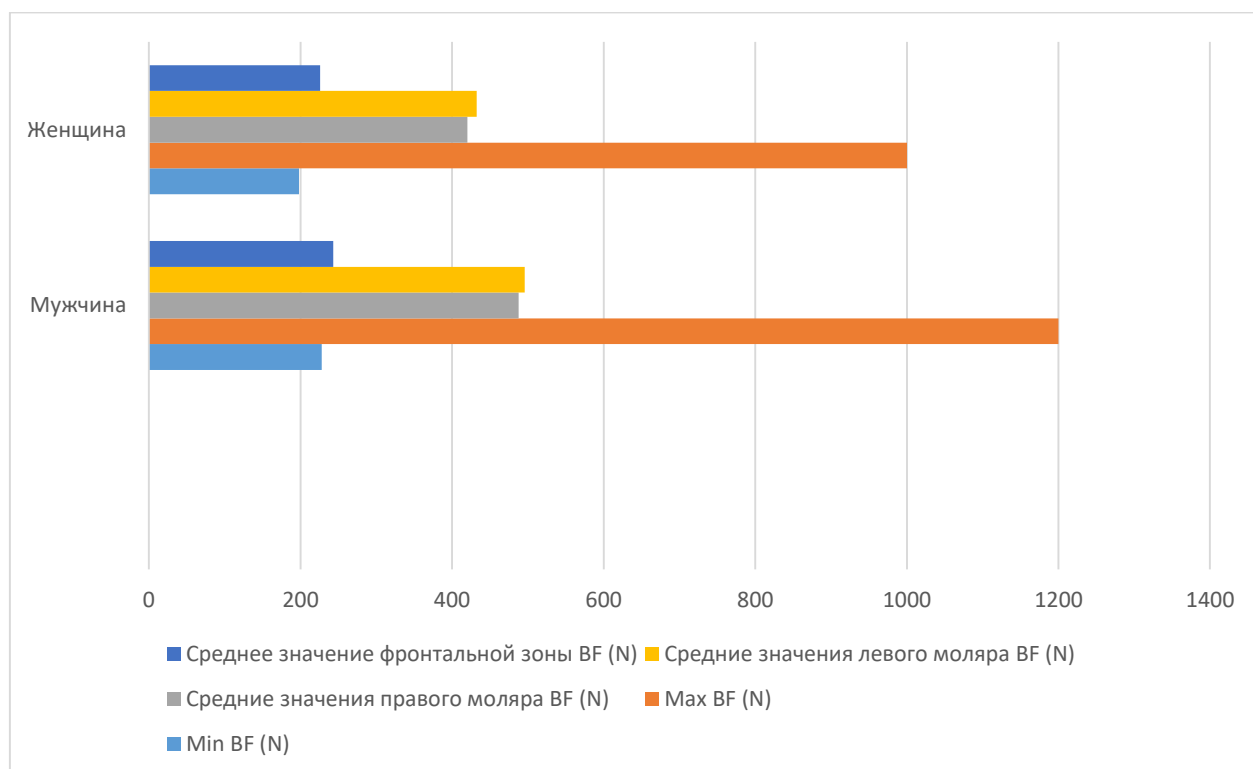


Рисунок 6 – Распределение значений жевательного усилия BF в различных зонах зубного ряда у мужчин и женщин

Полученные выводы из таблицы 2:

а. Средняя сила укуса у мужчин выше, чем у женщин – разница составляет примерно 15–30%. Это связано с большей мышечной массой, особенностями строения черепа и функциональной нагрузкой;

б. Максимальные значения силы укуса наблюдаются в области моляров, поскольку они участвуют в основной жевательной нагрузке. Средние значения в молярной зоне у мужчин 487,6 Н (правая сторона) и 495,8 Н (левая сторона), у женщин 420,2 Н и 432,6 Н соответственно;

с. Фронтальная зона (резцы) демонстрирует значительно меньшие показатели силы укуса, чем моляры. Это связано с их анатомической функцией – они предназначены для резки, а не для пережевывания;

д. Правая и левая стороны челюсти имеют схожие значения, разница между ними незначительна (не превышает 5–10%);

е. Максимальная сила укуса у мужчин достигает 1200 Н, у женщин – 1000 Н, однако средние значения составляют 540,3 Н и 460,5 Н соответственно.

На следующем рисунке 7 был построен общий график зависимостей значений максимальной силы укуса от разных возрастных групп, включая детей, подростков и взрослых.

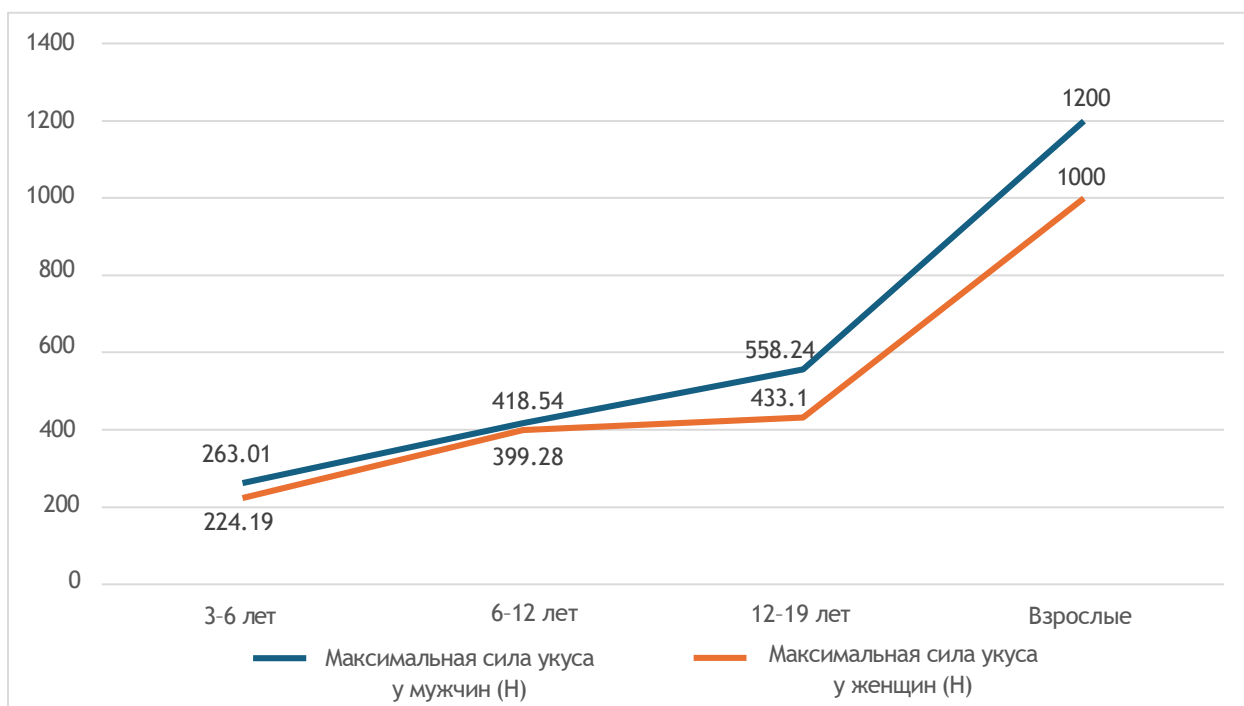


Рисунок 7 – График максимальной силы укуса у мужчин и женщин (в Ньютонах) в зависимости от разных возрастных групп

Исходя из вышеизложенного, мы можем предположить о необходимости интеграции тестирования крепости десен в каждой стоматологической клинике с использованием разрабатываемого устройства.

1.4 Гнатодинамометр: история, разработка и виды

Гнатодинамометр – это инструмент, созданный специально для измерения силы, которую развивают жевательные мышцы при совершении жевательных движений. С помощью данного устройства появляется возможность количественно оценить функциональное состояние зубочелюстной системы, определить возможные сбои в работе жевательного аппарата, а также установить реакцию пародонта на оказываемое давление. Применение гнатодинамометра обеспечивает объективный анализ жевательной активности пациента, что делает его ценным компонентом в сфере стоматологии.

Если углубиться в историю, то первое измерение силы жевательных мышц было проведено Джованни Борелли еще в 1681 году. Его метод заключался в том, что он пропускал шнур через моляры пациента, фиксировал его под подбородком и подвешивал к нему грузы, оценивая таким образом силу, необходимую для поднятия определенного веса. В 1893 году Г.В. Блэк впервые изучил жевательные силы и в 1900 году разработал первое внутри ротовое измерительное устройство, предназначенное для оценки взаимодействия между верхними и нижними зубами. Он проводил исследования как на натуральных, так и на искусственных зубах, выяснив, что зубные протезы выдерживают нагрузку, составляющую лишь $\frac{1}{4}$ – $\frac{1}{3}$ от давления, оказываемого естественными зубами. Позднее он представил фагодинамометр – прибор, состоящий из двух пластин, между которыми помещалась тестируемая пища, позволяя измерять усилие, необходимое для ее раздавливания [17]. Со временем были разработаны различные устройства, среди которых одни представляли собой полностью новые изобретения, а другие – модернизированные версии ранее существующих моделей. К таким приборам относятся рычажно-пружинные, манометрические, пружинно-рычажные и микрометрические конструкции.

В настоящее время измерение силы укуса преимущественно осуществляется с использованием высокочувствительных электронных приборов. Эти устройства обладают высокой точностью и подходят для стандартных задач оценки жевательной нагрузки. Современные измерительные приборы способны фиксировать широкий диапазон сил (от 50 до 800 Н) с точностью (10 Н) и достоверностью результатов около 80%.

В этих устройствах используются тензодатчики (преобразователи) для преобразования силы в электрическую энергию, что может быть основано одним из следующих принципов работы (таблица 3) [18].

Таблица 3 – Типы датчиков и их принцип работы

Тип датчика	Описание	Преимущества	Недостатки	Применение
Тензометрические преобразователи	Состоят из металлической пластины или вилки, деформирующихся под нагрузкой, вызывая изменение электрического потенциала	–Высокая точность измерений; –Возможность калибровки.	–Дискомфорт при укусе; – Возможность повреждения зубов или протезов.	Измерение силы прикуса одного зуба или группы зубов
Пьезоэлектрические преобразователи	Используют кристаллы (например, кварц), которые под действием силы создают электрический заряд, пропорциональный изменению давления	–Компактность толщина пленки <2 мм); –Гибкость (можно вырезать любой формы).	– Возможность получения неверных показаний; – Необходимость усиления сигнала.	Измерение силы прикуса у пациентов с минимальным открытием челюстей
Преобразователи давления	Камера, заполненная жидкостью или воздухом, где давление увеличивается при нагрузке и передается на манометр. Бывают пневматические (воздушные) и гидравлические (жидкостные)	–Комфорт при прикусывании; –Равномерное распределение Силы.	–Отсутствие данных о диапазоне давления, размере трубки	Измерение силы прикуса в области моляров и премоляров

Существующие сенсорные системы не всегда обладают теми параметрами, которые соответствуют нашим требованиям, и тем более для динамических измерений, что в свою очередь увеличивают количество итерации во время замеров над пациентом и ограничивают сценарий во время съема с помощью гнатодинамометра. К примеру, измерения во время укуса, сжатия и расжатия челюсти, и другие движения совершаемые человеком.

1.5 Анализ существующих прототипов гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов

Для данного анализа в таблице 4 были рассмотрены и использованы материалы из научных статей и исследований за последние 15 лет.

Источником данных материалов являются научные сайты и журналы: Scopus, PubMed, Academia.edu и ResearchGate.net [19].

Таблица 4 – Описание существующих прототипов гнатодинамометра на рынке [19]

№ п/п	Название устройства	Компоненты	Преимущества	Недостатки
1	iBite® Pro Bite Force Sensor	1. Миниатюрный датчик нагрузки REB5-100M-S (до 100 кг); 2. Интерфейс DI-1000U (USB) или DI-1000ZP (беспроводной); 3. Программное обеспечение LoadVUE Pro; 4. 10 одноразовых насадок и защитных пластиковых чехлов; 5. Кабель USB (для USB-версии).	Высокая точность, поддерживает как USB, так и беспроводные интерфейсы (Wi-Fi, Bluetooth), простота стерилизации. Программное обеспечение позволяет отображать, записывать и анализировать данные силы укуса в реальном времени	Предназначен исключительно для лабораторных исследований и не одобрен FDA для клинического использования. Высокая стоимость устройства, ограниченное время работы в беспроводном режиме (1-2 часа работы)
2	Gnathodynamometric System GD500.1	1. Программируемый индикатор GD 500.1 с классом точности 0,1; 2. Тензометрический силоизмерительный модуль 500N с диапазоном измерения от 0 до 500 (650)Н; 3. Электрическое зарядное устройство.	Высокая точность измерения максимальной силы прикуса, многократное применение	Ограниченная совместимость с другими устройствами, неудобство при использовании

Продолжение таблицы 4

№ п/п	Название устройства	Компоненты	Преимущества	Недостатки
3	Innobyte™	Насадка для укуса с тензодатчиком, подключенный к дисплею	Удобный, простая интеграция, высокая точность 95%, энергоэффективный	Дорогое оборудование, нет визуализации в реальном времени на ПК
4	Датчик для измерения силы укуса человека	Датчик состоит из двух слоев силикона с добавлением полидиметилсилоксан (PVS), акриловой рамки и металлического тензометрического датчика	Низкая стоимость, простота конструкции, безопасная для использования	Ограниченная механическая прочность, низкая долговечность
5	T-Scan™ Novus™	1. Устройство с плоским U-образным одноразовым датчиком для измерения давления. 2. Держатель датчика. 3. Ручка в сборе с кабелем. 4. Системный блок. 5. Программное обеспечение для компьютера. 6. USB-интерфейс для подключения к компьютеру/ноутбуку. 7. Принтер.	Позволяет получить высокоточное изображение окклюзии, экономия времени, данные получаются в режиме реального времени, датчик тонкий для прикуса	Высокая стоимость, ограниченный срок службы сенсоров
6	Безметалловый измеритель силы прикуса	Устройство состоит из пластикового пакета для воды, соответствующего зубной дуге каждого пациента, который был подсоединен через пластиковый трубопровод к датчику микродавления, изготовленному из оптического волокна, и обратному клапану	Измерение с помощью безметаллового накусочного силоизмерителя является более чувствительным показателем активности отдельных мышц	Полученные данные неточные

Продолжение таблицы 4

№ п/п	Название устройства	Компоненты	Преимущества	Недостатки
7	Датчик давления емкостного типа для измерения силы укуса	1. Датчик давления емкостного типа имеет 25 мм *40 мм *2,5 мм. 2. Силиконовые насадки – мягкие/жесткие прокладки для защиты сенсора и удобства пациента. 3. Электронный модуль – преобразует сигнал и передает его по Bluetooth. 4. Мобильное устройство – получает данные и отображает их через приложение loadpad.	Компактность и комфорт, беспроводная передача данных, подходит для всех типов пациентов	Зависимость от мобильного устройства, не отображает распределение силы по зонам (измеряется только суммарная сила, без локализации по зубам)
8	Инновационный миниатюрный регистратор силы укуса	1. Металлическая вилка и датчик; 2. Электронный инструмент; 3. Батареи для инструментального усилителя, цифрового панельного измерителя и моста Уитстона; 4. Устройство мгновенной стандартизации; 5. Одноразовые полипропиленовые колпачки.	Регистратор силы прикуса более чувствителен, точен, воспроизводит им, компактен, работает от батареек, гигиеничен благодаря одноразовым чехлам и способен выдавать точные показания	Отсутствие гибкости наконечника, нет цифрового интерфейса, нет хранения или передачи данных
9	Gnathodynamometer	Измерительный элемент выполнен в виде вилки. Тензодатчики крепятся на внутренней стороне зубов вилки по направлению к корню. Провода, отходящие от тензодатчиков, подключаются к электронной схеме через ручку	Высокая точность, удобство в использовании, низкая себестоимость	Чувствительность к температурным изменениям, требует калибровки

Продолжение таблицы 4

№ п/п	Название устройства	Компоненты	Преимущества	Недостатки
10	Smart Gnathometer	1. Корпус из PLA (полимолочной кислоты) - биосовместимый и напечатанный на 3D-принтере; 2. Гибкий силовой датчик (FlexiForce A301) - чувствительный элемент; 3. Arduino Nano и ESP32 - микроконтроллеры для обработки данных; 4. HC-06 Bluetooth-модуль -передача данных на смартфон; 5. Батарея LiPo 7.4V и 3.7V.	Высокая точность, компактность, легкость, дешевизна, беспроводная передача	Ограниченная точность и чувствительность, невозможность измерения распределения по зонам челюсти (устройство измеряет только суммарную силу)
11	Novel Gnathodynamometer	1. Металлическая вилка с двумя зубцами; 2. Сенсор давления (pressure sensor); 3. Электронная система для считывания данных.	Простота конструкции, долговечность	Ограниченный диапазон измерений, может быть некомфортным
12	Bite force measuring device	1. FSR-402-основной датчик силы; 2. Жидкокристаллический дисплей-LCD; 3. SLA-прокладки (тонкий полимерный слой); 4. Неодимовые магниты; 5. 3D-печатный корпус.	Высокая точность, низкая стоимость, наличие дисплея, компактность	Необходимость частой калибровки, уязвимость сенсора к повреждению-FSR чувствителен к перегрузке и может быть поврежден при сильном укусе

Для обобщённого сравнения характеристик современных гнатодинамометров была составлена сводная таблица 4, отражающая ключевые компоненты, преимущества и недостатки каждого устройства.

Однако для более глубокого понимания принципов их функционирования важно рассмотреть также схемотехническую реализацию и используемое программное обеспечение.

Следует отметить, что в ряде научных публикаций отсутствует подробная информация о внутреннем устройстве или программной архитектуре отдельных моделей. Тем не менее, на основании доступных данных и технических описаний, а также с опорой на типовые инженерные решения, представленных в аналогичных разработках, ниже приводится анализ схмотехники и программного обеспечения каждого устройства. В тех случаях, где информация не представлена авторами статьи, этот факт будет отмечен соответствующим образом.

1.5.1 Анализ схмотехники и программного обеспечения гнатодинмометров

1) iBite[®] Pro Bite Force Sensor (рисунок 8)



Рисунок 8 – Внешний вид iBite[®] Pro Bite Force Sensor [20]

Схмотехника:

Производитель данного устройства- компания Loadstar Sensors, не предоставляет в открытом доступе схмотехническую структуру устройства [20].

Программное обеспечение:

Loadstar Sensors предоставляет простое в использовании программное обеспечение для отображения, регистрации или построения графиков данных датчиков на ПК или планшете под управлением Windows 8/10/11 (рисунок 9).

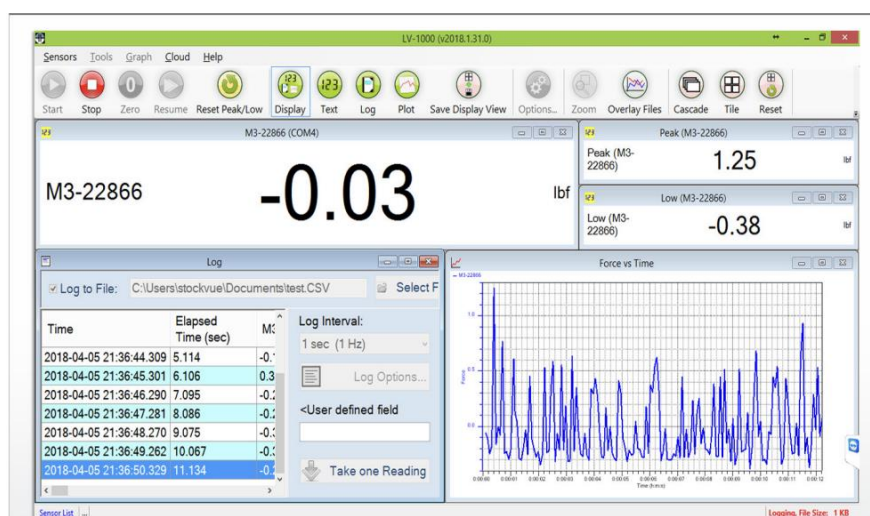


Рисунок 9 – Программное обеспечение LoadVUE Pro [21]

Основные функции LoadVUE® Pro:

- Отображение и регистрация данных: позволяет отображать текущие значения силы, а также регистрировать данные в форматах, совместимых с Excel (CSV), с частотой до 1000 Гц;
- Графическое представление: предоставляет возможность построения графиков силы во времени, включая отображение пиковых и минимальных значений;
- Настройка единиц измерения: поддерживает различные единицы измерения, такие как фунты, килограммы, ньютоны и граммы;
- Создание виртуальных датчиков: позволяет создавать производные значения, например, рассчитывать напряжение по формуле сила/площадь;
- Фильтрация данных: применяет средние и медианные фильтры для устранения шумов и вибраций в данных;
- Совместимость с сенсорными экранами: интерфейс адаптирован для работы на планшетах и устройствах с сенсорным управлением.

Системные требования:

- Операционная система: Windows 8, 10 или 11;
- Оперативная память: рекомендуется не менее 16 ГБ для оптимальной производительности;
- Совместимость: работает с цифровыми тензодатчиками Loadstar Sensors через USB или беспроводные интерфейсы [21].

2) Gnathodynamometric system GD500.1 (рисунок 10)



Рисунок 10 – Gnathodynamometric system GD500.1 [22]

Схемотехника:

- Электрическая схема или принципиальная блок-схема устройства в статье не приведена;

- Известно только, что тензодатчик подключён к индикатору GD500.1.
- Программное обеспечение:
- Прямого описания программного обеспечения не приводится;
 - Упоминается, что статистическая обработка данных велась в IBM SPSS Statistics 22.0;
 - Нет указаний на наличие встроенной цифровой обработки или алгоритмов, кроме индикатора GD500.1 (возможно, это устройство отображения и сбора данных с тензодатчика, но не описано, как оно программируется) [22].

3) Innobyte™ (рисунок 11)



Рисунок 11 – Innobyte™ [23]

Схемотехника:

- Не публикуется компанией Kube Innovation (она относится к их закрытой интеллектуальной собственности);
- Отсутствует в открытых источниках, включая их сайт, техническую документацию и исследования;
- Даже в научных публикациях, где используется Innobyte, не раскрываются детали схемотехники, а только данные измерений и методы тестирования.

Программное обеспечение:

Innobyte™ не требует установки дополнительного программного обеспечения на компьютер. Все измерения отображаются непосредственно на встроенном дисплее устройства (рисунок 12). Однако для расширенного анализа и хранения данных доступен облачный сервис от Kube Innovation, позволяющий:

- Хранение и анализ данных: сохранять результаты измерений для последующего анализа и сравнения;
- Графическое представление: визуализировать изменения силы укуса до и после лечения;

- Отчеты для пациентов: генерировать отчеты, демонстрирующие эффективность проведенного лечения;
- Обучающие материалы: получать доступ к вебинарам и обучающим видео по использованию устройства [23].

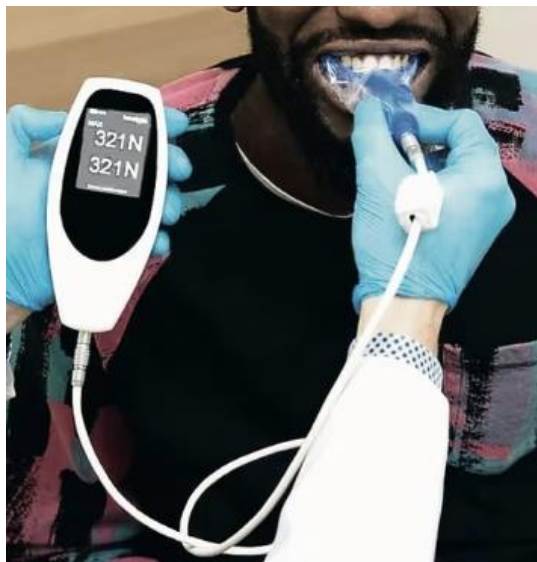


Рисунок 12 – Дисплей устройства Innobyte™ [23]

4) Датчик для измерения силы укуса человека (рисунок 13)

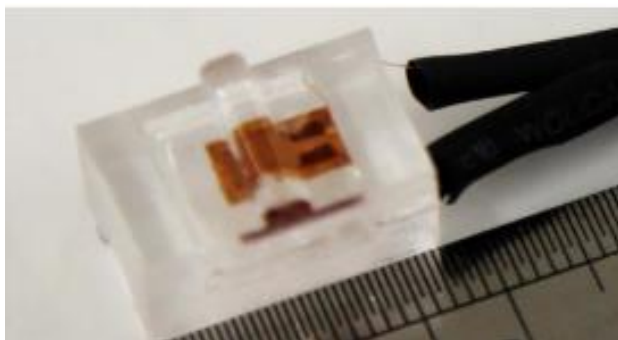


Рисунок 13 – Гнатодинамометр [24]

Схемотехника:

В статье представлена следующая аппаратная структура устройства:

- Сенсорный элемент: тензорезистор (strain gauge) с коэффициентом чувствительности – 2.1, приклеенный к акриловому основанию;
- Конструкция: сенсор размещён между двумя слоями акрилового корпуса и покрыт силиконовой защитной оболочкой (PVC) для комфорта пациента.

Электрическая схема:

- Мост Уитстона используется для преобразования изменения сопротивления тензорезистора в дифференциальное напряжение;
- Операционный усилитель AD623 усиливает сигнал для дальнейших измерений;
- Выходной сигнал подаётся на осциллограф (MSOX3104A) и мультиметр (Agilent 34401) для съёма данных.

Принципиальная электрическая схема не приводится, но структура подробно описана словами и сопровождается рисунками механической конструкции (рисунок 14).

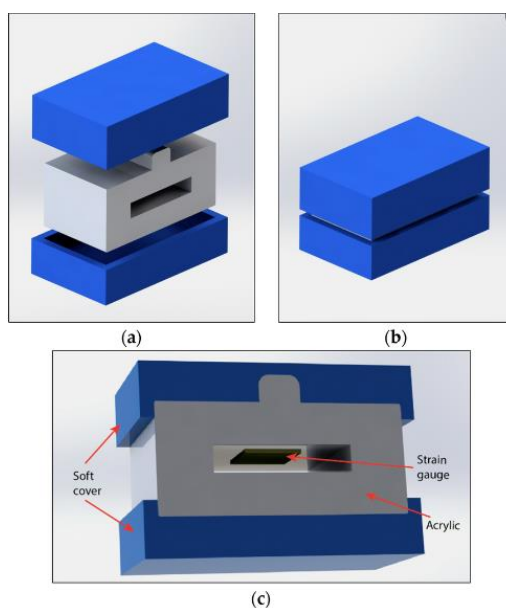


Рисунок 14 – Конструкция датчика. (a) – Многоуровневая модель; (b) – Конструкция датчика в сборе; (c) – Вид предлагаемого датчика в поперечном сечении [24]

Программное обеспечение:

- Программное обеспечение как таковое не использовалось;
- Сигналы измерялись аналоговыми приборами: осциллографом и мультиметром;
- Обработка данных производилась вручную: выходное напряжение сопоставлялось с силой укуса по предварительно проведённой калибровке;
- Для калибровки использовалась испытательная машина Instron с подачей нагрузки от 0 до 700 Н (рисунок 15) [24].

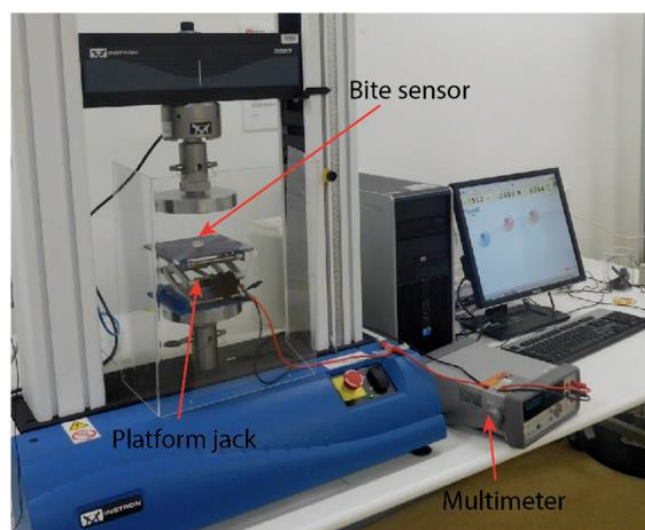


Рисунок 15 – Калибровочная установка для испытаний [24]

5) T-Scan™ Novus™ (рисунок 16)



Рисунок 16 – T-Scan™ Novus™ [25]

Схемотехника:

T-Scan представляет собой интегрированную систему, где сенсор соединён с ручкой, содержащей электронику для обработки и передачи данных. Детальная электрическая схема устройства не предоставляется производителем, так как является интеллектуальной собственностью компании Tekscan.

Программное обеспечение:

Программа позволяет анализировать окклюзию (контакты между зубами) в реальном времени:

- Показывает силу и длительность каждого контакта зубов;
- Отображает данные в виде цветных 2D и 3D-графиков (рисунок 17);
- Позволяет выявить преждевременные контакты и перегрузки;
- Запоминает каждую сессию, позволяет сравнивать до и после лечения;
- Автоматически создаёт отчёты для пациентов и врачей;

– Работает с Windows, подключается через USB [27].

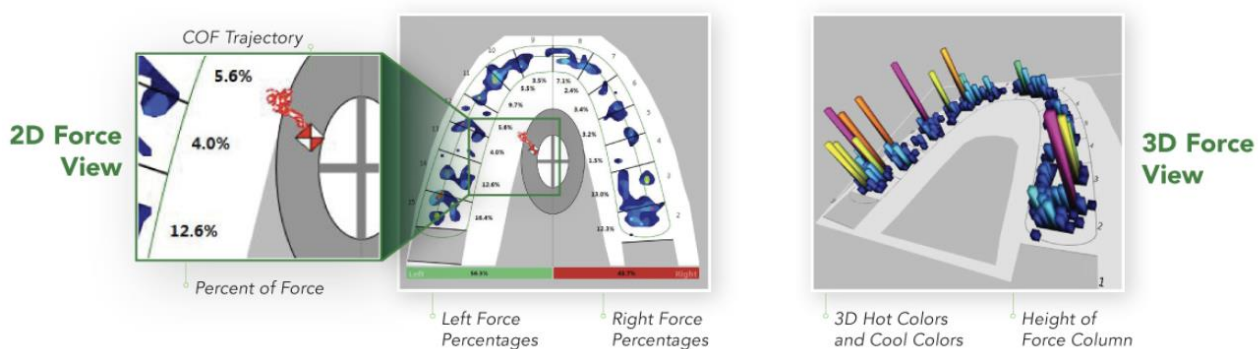


Рисунок 17 – 2D и 3D-графики T-Scan™ Novus™ [26]

6) Безметалловый измеритель силы прикуса (рисунок 18)

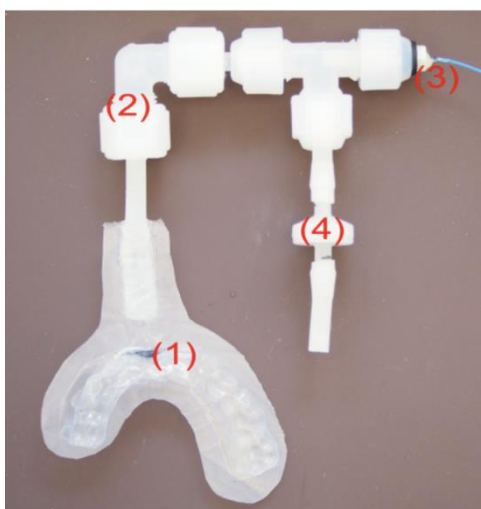


Рисунок 18 – Конструкция датчика силы прикуса, не содержащего металла [28]

Схемотехника:

Устройство не содержит электроники в самой капле, но включает следующую структуру (рисунок 19):

- Физическое преобразование: при сжатии водяного мешка увеличивается давление воды;
- Оптический сенсор давления (FOP-M-BA) фиксирует это изменение без применения металла или электричества;
- Пластиковая система подачи давления соединяет мешок с внешним блоком;
- Сигнал поступает в оптический кондиционер EVO-SD-2, где он усиливается и преобразуется в данные;
- Измеренные значения отображаются на мониторе ПК в реальном времени (через интерфейс кондиционера).

Электрическая принципиальная схема не приводится в статье, так как само устройство основано на оптоволоконной технологии и водяном давлении, исключая прямую электронику в зоне МРТ.

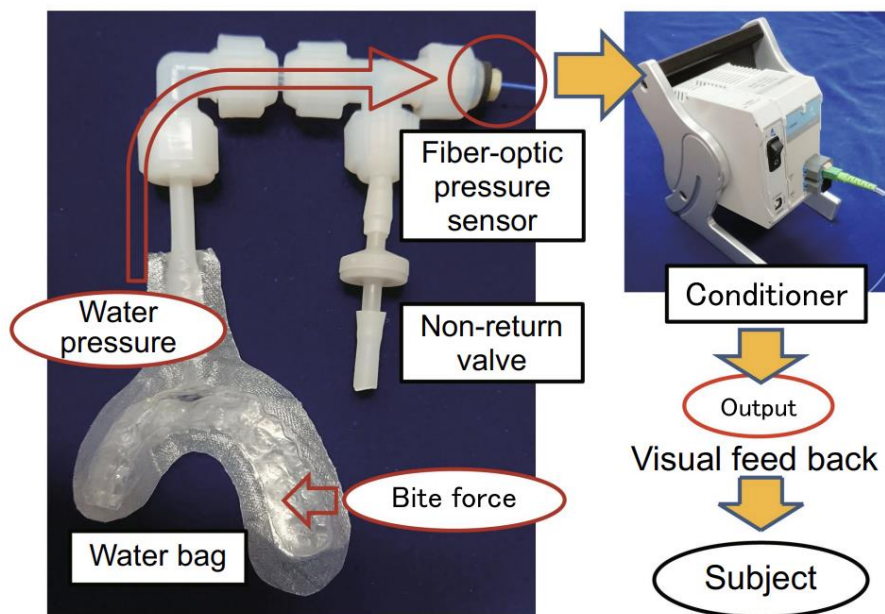


Рисунок 19 – Обзор датчика силы прикуса без металла (имитация потери левого моляра) и экспериментальной установки для визуальной обратной связи [28]

Программное обеспечение:

Прямой код или подробное программное обеспечение не представлено, но процесс обработки был следующим:

- Сигнал с датчика отображался в реальном времени на компьютере;
- Субъект наблюдал за этим значением через зеркальную проекцию внутри МР-томографа, чтобы удерживать постоянную силу укуса (40% от максимума);
- Калибровка давления проводилась с использованием эталонного динамометра ZP-1000N (AMADA Co., Ltd., Япония);
- Измеренные данные использовались для: визуального контроля, анализа T2-сдвигов в мышцах, построения калибровочной кривой;
- Анализ изображений выполнялся в ImageJ и Avizo 6.1 для расчёта параметров T2 и объемов мышц [28].

7) Датчик давления емкостного типа для измерения силы укуса (рисунок 20)

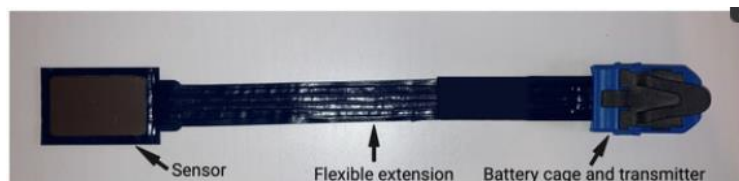


Рисунок 20 – Датчик давления емкостного типа, включающий в себя гибкий удлинитель и батарейный отсек. Передатчик обеспечивает беспроводную передачу данных [29]

Схемотехника:

Электрическая принципиальная схема устройства не приведена в статье, но описана его структура выполнения измерения:

- Сенсор деформируется при укусе, меняя ёмкость;
- Электронный блок преобразует это изменение в цифровой сигнал;
- Сигнал передаётся по Bluetooth на смартфон.

Всё питание и электроника находятся вне ротовой полости, обеспечивая безопасность.

Программное обеспечение:

Используется фирменное мобильное приложение loadpad®

- Показывает силу укуса в реальном времени;
- Позволяет обнулять, записывать и сохранять данные;
- Поддерживает экспорт в Excel.

Для анализа данных дополнительно использовались Microsoft Excel и

8) Инновационный миниатюрный регистратор силы укуса (рисунок 21)



Рисунок 21 – Части гнатодинамометра [30]

Схемотехника:

Электрическая принципиальная схема устройства отсутствует. Вместо этого приводится описание работы электронной части устройства.

Она включает в себя:

- Мост Уитстона (Wheatstone bridge) — используется для регистрации изменения сопротивления тензорезистора при деформации вилки под действием укуса;
- Инструментальный усилитель (instrumentation amplifier) — усиливает слабый аналоговый сигнал, возникающий при разбалансе моста;
- Цифровой панельный вольтметр (DPM) — отображает напряжение (в милливольтках), соответствующее приложенной силе;
- Ручка нулевой настройки — позволяет сбалансировать мост (установить ноль) перед началом каждого измерения.

Принцип работы:

При укусе металлическая вилка изгибается подобно балке. Это вызывает удлинение тензодатчика, изменяя его сопротивление. Затем происходит разбаланс моста, что приводит к изменению выходного напряжения. Далее усилитель увеличивает это напряжение. Цифровой индикатор отображает результат в милливольтках, который далее преобразуется в Ньютон через калибровку.

Программное обеспечение:

- Прямого цифрового программного обеспечения нет;
- Все данные считываются в аналоговом виде с дисплея DPM (в милливольтках);
- Затем результаты переводятся вручную в силу укуса (в Ньютонах) с помощью калибровочного коэффициента;
- Обработка данных и статистика проводились вне устройства, например, в Excel или SPSS [30].

9) Gnathodynamometer (рисунок 22)



Рисунок 22 – Трехмерная твердотельная модель вилки гнатодинамометра с ручкой [31]

Схемотехника:

Для преобразования силы укуса в измеряемый электрический сигнал в данном гнатодинамометре используется классическая измерительная схема на основе тензорезисторов и моста Уитстона, усиленная операционным усилителем.

Расположение датчиков и принцип измерения:

Тензодатчики размещаются на внутренней стороне лапок металлической вилки – ближе к фиксированной (корневой) части консольной балки. Именно в этих зонах возникают максимальные растягивающие и сжимающие деформации, когда пациент оказывает давление на свободный конец вилки. Под действием укуса происходит сжатие обоих тензодатчиков, что вызывает снижение их сопротивления. Эти элементы входят в состав моста Уитстона, где фиксируется изменение сопротивления и преобразуется в электрическое напряжение.

Схема измерительной цепи изображен ниже на рисунке 23:

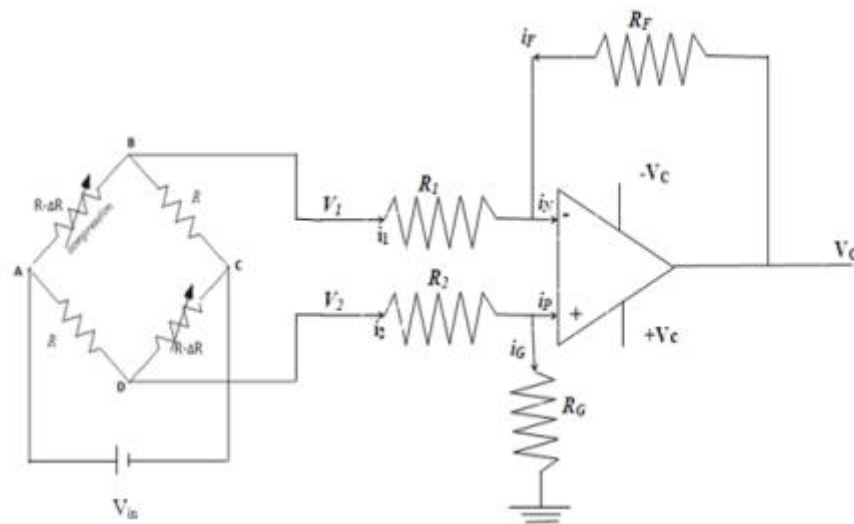


Рисунок 23 – Схема моста Уитстона и инвертирующего усилителя [31]

Описание элементов схемы:

1) Мост Уитстона:

- Все четыре плеча схемы изначально имеют одинаковое сопротивление R ;
- Активные элементы (тензодатчики) размещены в плечах АВ и CD;
- При сжатии сопротивление этих плеч становится $R - \Delta R$, вызывая разбаланс моста и появление напряжения на выходе.

2) Операционный усилитель:

- Используется в инвертирующей конфигурации для усиления очень слабого сигнала ($\sim \mu\text{В}$), поступающего от моста;
- Усиление задаётся с помощью: обратной связи $R_f = 100 \text{ кОм}$ и входных резисторов $R_1 = R_2 = 2.2 \text{ кОм}$;

– На схеме также указан потенциометр R_G , который служит для коррекции нулевого смещения сигнала после усиления (нулевая калибровка перед измерением).

3) Питание:

- Мост питается от источника постоянного тока;
- Усилитель может питаться от двухполярного источника ± 9 В.

4) Выходной сигнал:

– Составляет микровольты до усиления и подаётся на осциллограф или индикатор после усиления. Он прямо пропорционален силе укуса и может быть откалиброван в ноль перед измерением.

Программное обеспечение:

Данное устройство не содержит встроенного цифрового программного обеспечения или микроконтроллера. Аналоговый сигнал, формируемый на выходе усилителя, подаётся непосредственно на осциллограф, где визуализируется в реальном времени. Калибровка проводится вручную: полученные значения напряжения соотносятся с величиной силы укуса по заранее построенной калибровочной шкале. Обработка и интерпретация данных выполняются пользователем за пределами устройства [31].

10) Smart Gnathometer (рисунок 24 и 25)

Схемотехника:

В устройстве реализовано два варианта схемотехнической реализации с использованием различных микроконтроллеров: Arduino Nano и SparkFun ESP32 Thing. Оба варианта обеспечивают измерение силы прикуса с помощью тонкоплёночного датчика и передачу данных на мобильное устройство через Bluetooth.

Вариант 1 – Arduino Nano.

На рисунке 24 представлена общая сборка устройства с использованием Arduino Nano:

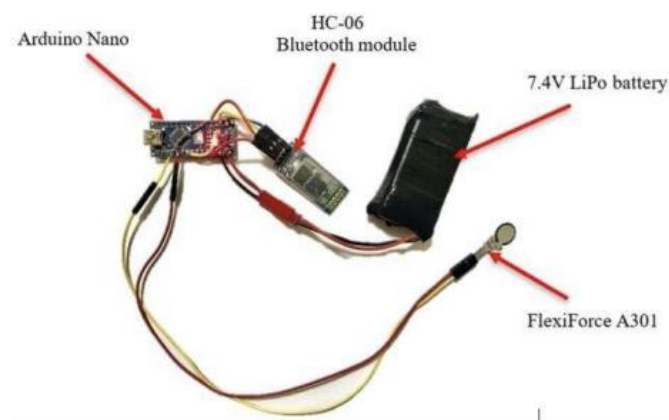


Рисунок 24 – Обзор полного подключения прибора на базе микроконтроллера Arduino Nano [32]

Компоненты:

- Arduino Nano - основной микроконтроллер для сбора и обработки данных с датчика силы;
- FlexiForce A301 - гибкий датчик силы, измеряющий усилие прикуса;
- HC-06 Bluetooth-модуль - передаёт данные с Arduino Nano на Android-смартфон по беспроводной связи;
- LiPo-аккумулятор 7.4 В - источник питания для устройства.

Датчик FlexiForce устанавливается в корпус гнатометра и соединяется с электроникой. Микроконтроллер считывает сигнал, передаёт его по Bluetooth и отображает на мобильном устройстве.

Вариант 2 – SparkFun ESP32 Thing

Вторая версия схемы представлена ниже на рисунке 25:

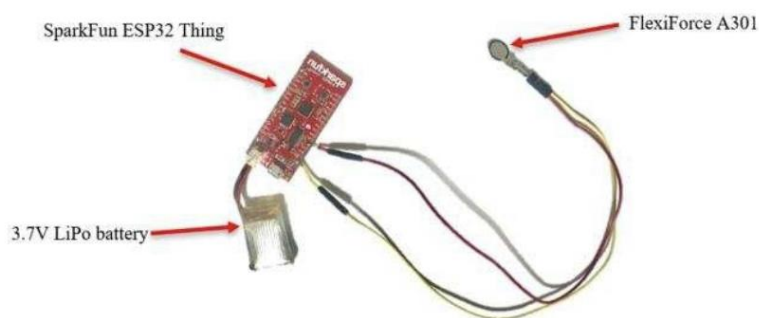


Рисунок 25 – Обзор полного подключения прибора на базе микроконтроллера SparkFun ESP32 Thing [32]

Компоненты:

- SparkFun ESP32 Thing – микроконтроллер с встроенным Wi-Fi и Bluetooth, не требует отдельного модуля HC-06;
- FlexiForce A301 – тот же датчик силы;
- LiPo-аккумулятор 3.7 В – питание подаётся напрямую, благодаря встроенной зарядной системе и стабилизатору напряжения на плате ESP32.

Такая схема делает устройство более компактным и удобным за счёт снижения количества внешних компонентов. Коммуникация с приложением происходит по встроенному Bluetooth.

Программное обеспечение:

Программное обеспечение устройства включает в себя два основных компонента:

1. Прошивка микроконтроллера

Для управления устройством используется собственная прошивка, разработанная в среде Arduino IDE. Программирование осуществлялось на языке C++.

Основные функции прошивки:

- Считывание аналогового сигнала с датчика силы (FlexiForce A301);
- Перевод уровня сигнала (напряжения) в значение силы прикуса;
- Считывание напряжения батареи через делитель напряжения;

- Отправка данных о силе и напряжении по Bluetooth;
- Обеспечение стабильного беспроводного соединения со смартфоном.

В зависимости от аппаратной платформы используется:

- Arduino Nano с внешним Bluetooth-модулем HC-06;
- ESP32 Thing с интегрированным модулем Bluetooth и Wi-Fi.

Прошивка обеспечивает автономную работу и адаптирована для калибровки датчика с возможностью получения точных измерений в пределах $\pm 5\%$.

2. Мобильное приложение

Для отображения и обработки данных было разработано Android-приложение с помощью конструктора MIT App Inventor 2 (AI2 Companion App).

Функциональные возможности приложения:

- Подключение к устройству по Bluetooth;
- Отображение в реальном времени: значения силы прикуса и напряжения аккумулятора;
- Индикатор статуса Bluetooth-соединения;
- Графический интерфейс с фирменным логотипом UiTM;
- Интуитивный и упрощённый пользовательский интерфейс для использования в клинических условиях [32].

11) Novel Gnathodynamometer (рисунок 26)



Рисунок 26 – Гнатодинамометр для регистрации силы укуса [33]

Схемотехника:

Опубликованная научная статья про данный гнатодинамометр, не содержит технической схемы в виде электрических соединений или упоминания конкретных компонентов (например, микроконтроллеров, Bluetooth, датчиков конкретных моделей).

Программное обеспечение:

- Информация про программное обеспечение не прописана в статье;

– Устройство, судя по всему, использует встроенное измерительное программное обеспечение, которое отображает результаты на встроенном дисплее [33].

12) Bite force measuring device (рисунок 27)



Рисунок 27 – Устройство для измерения силы укуса [34]

Схемотехника:

Схемотехническая реализация устройства для измерения силы прикуса основана на применении резистивного сенсора давления – FSR – 402 и электроники, обеспечивающей преобразование механической нагрузки в электрический сигнал, пригодный для цифровой обработки и отображения пользователю.

В научной статье, где описывается данный прибор, в качестве электрической схемы данного устройства предложена только схема на рисунке 28.

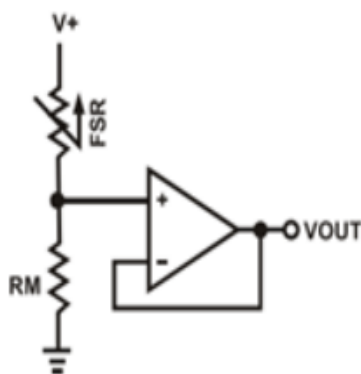


Рисунок 28 – Схема, предложенная производителем для датчика FSR – 402 [34]

Структура электрической схемы, изображенная на рисунке 28:

- Входной элемент – FSR – 402, подключён по схеме делителя напряжения;
- Источник опорного напряжения подаётся на один конец FSR;
- Второй конец – через токоограничивающий резистор (низкого номинала) соединяется с общим проводом;
- Сигнал снимается с точки между FSR и резистором.

Такая конфигурация обеспечивает плавную зависимость выходного напряжения от приложенной силы.

Программное обеспечение:

Программное обеспечение устройства предназначено для обработки сигнала от сенсора силы прикуса и отображения результата пользователю. Оно реализовано на базе встроенного микроконтроллера и работает в автономном режиме без подключения к ПК.

Основные функции:

- Аналогово-цифровое преобразование:

Сигнал с сенсора давления преобразуется в цифровое значение встроенным АЦП микроконтроллера.

- Пересчёт в силу прикуса:

Полученное значение напряжения обрабатывается с применением калибровочной формулы, предварительно загруженной в память устройства. Это обеспечивает точное соответствие между сигналом и фактической силой в килограммах.

- Отображение результата:

Вычисленная сила прикуса выводится на встроенный дисплей в реальном времени.

- Калибровка:

Для точной работы предусмотрена возможность обновления калибровочных коэффициентов через ПК и калибровочную систему. Обновлённые параметры автоматически сохраняются в памяти микроконтроллера [34].

В данной работе для разработки гнатодинамометра на основании анализа существующих его моделей (таблица 4), были выбраны следующие компоненты:

1) Микроконтроллер STM32

Данный компонент был выбран за счет высокой производительности, за разумную стоимость и доступность. Также микроконтроллер поддерживает множество интерфейсов, таких как UART, SPI, I2C, CAN, PWM, ADC и DAC, что делает его универсальным для различных приложений. STM32 обеспечит стабильность работы системы и позволит легко интегрировать необходимые функции.

2) Модуль HX711 – обеспечивает высокую точность преобразования аналогового сигнала от тензодатчика в цифровой, отличается простотой

интеграции и низкой стоимостью, что делает его оптимальным выбором для задач измерения силы прикуса.

3) Дисплей LCD 1602 с интерфейсом I2C/OLED– предложен как наиболее простой и эффективный способ отображения данных, который легко подключается с микроконтроллером STM32 и за низкое энергопотребление.

Что касается основного компонента – тензодатчика, то в данной работе были отобраны 2 разные модели тензометрических датчиков для проведения экспериментов по эффективности измерения нагрузки зубов:

- Load Cell, который был выбран основным тензодатчиком из-за своей чувствительности, а также своей доступностью и популярностью на рынке Республики Казахстан.

- TAS606 – экспериментальный датчик, который доступен в основном на рынках ближнего зарубежья.

Следует отметить, что конструкция с основным тензодатчиком ранее нигде не был упомянут в научных публикациях (таблица 4), то есть высока вероятность, что данный прибор не имеет никаких прямых аналогов на рынке.

2 РАЗРАБОТКА ГНАТОДИНАМОМЕТРА ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ НАГРУЗКИ ЗУБОВ

2.1 Этапы разработки гнатодинамометра

Разработка гнатодинамометра представляет собой комплексный инженерно-медицинский процесс, включающий в себя выбор чувствительного элемента, создания удобного для использования прибора, цифровую обработку данных и реализацию системы визуализации. На рисунке 29 представлена блок-схема этапов разработки устройства.



Рисунок 29 – Блок-схема этапов разработки гнатодинамометра

Более подробная информация описана ниже в таблице 5.

Таблица 5 – Этапы разработки гнатодинамометра

№ этапа	Название этапа	Описание этапа
1	Анализ требований и формулировка задачи	На этом этапе проводится исследование физиологических и клинических требований к измерению жевательной нагрузки. Анализируются габариты, условия эксплуатации (влажность, температура, доступ в полость рта), уровень требуемой точности. Изучается анатомия зубочелюстной системы, чтобы определить зону измерения и потенциальные ограничения. Ставится цель разработки и определяется набор технических задач, которым должно соответствовать устройство.
2	Концептуальное проектирование и выбор архитектуры системы	Выполняется предварительное проектирование схемы устройства. Определяются тип и количество датчиков, методы их размещения, выбор схемы измерения (например, мост Уитстона), необходимость усиления сигнала, преобразования и передачи данных. Продумывается логическая архитектура: как происходит сбор данных, обработка, отображение и хранение. Оценивается целесообразность проводной или беспроводной передачи данных, автономной работы и энергоэффективности.
3	Электронная реализация: схемотехника и сборка	Создается принципиальная схема устройства: блок усиления, преобразования сигнала, система питания и цифровая обработка. Производится макетирование или проектирование печатной платы. Обеспечивается точная сборка всех компонентов с учётом помехоустойчивости и надёжности соединений.
4	Механическое проектирование и создание корпуса	Параллельно с электронной частью разрабатывается корпус устройства. Он должен быть биосовместимым, компактным, обеспечивать надёжную фиксацию измерительных компонентов и защиту от внешних воздействий. В конструкции учитываются отверстия под провода, вентиляция (если необходимо), удобство размещения в ротовой полости или на модели челюсти. Также учитываются гигиенические требования.

Продолжение таблицы 5

№ этапа	Название этапа	Описание этапа
5	Разработка программного обеспечения	Создаётся программное обеспечение, которое обеспечивает приём, фильтрацию, интерпретацию и визуализацию данных с датчиков. Разработка может включать интерфейс для пользователя, систему хранения данных, алгоритмы фильтрации и обработки, калибровочные модули. Программная часть отвечает за точную передачу измеренных данных и удобную работу оператора или исследователя.
6	Калибровка и тестирование	Проводятся настройка и проверка точности устройства. С помощью эталонных нагрузок выполняется калибровка системы. Проводятся испытания на надёжность и стабильность работы в условиях, приближённых к реальным. На основе этих данных может вноситься корректировка в ПО или конструкцию.
7	Клинические испытания	После технической отладки устройство проходит этап клинических испытаний. Оно тестируется на пациентах или моделях с целью проверки практической применимости и точности данных в реальных условиях. Оцениваются безопасность, удобство использования, соответствие клиническим требованиям. По результатам могут вноситься доработки для повышения эффективности устройства.

2.2 Структурная схема устройства

На рисунке 30 представлена структурная схема устройства, которая разделена на три сектора: вход, основной процесс и выход.

1) Во входном секторе используется тензодатчик (Load Cell) для измерения нагрузки, приложенной к объекту. Сигнал, поступающий от тензодатчика, имеет малую амплитуду и усиливается с помощью модуля HX711, который также преобразует его в цифровую форму, пригодную для последующей обработки.

2) Далее в секторе основного процесса используется микроконтроллер STM32, который выполняет функции центрального блока обработки данных. Он считывает данные с модуля HX711, обрабатывает их и формирует выходной сигнал.

3) В выходном секторе используется ЖК-дисплей LCD 1602 с интерфейсом I2C, который отображает результаты измерений в реальном времени для пользователя.

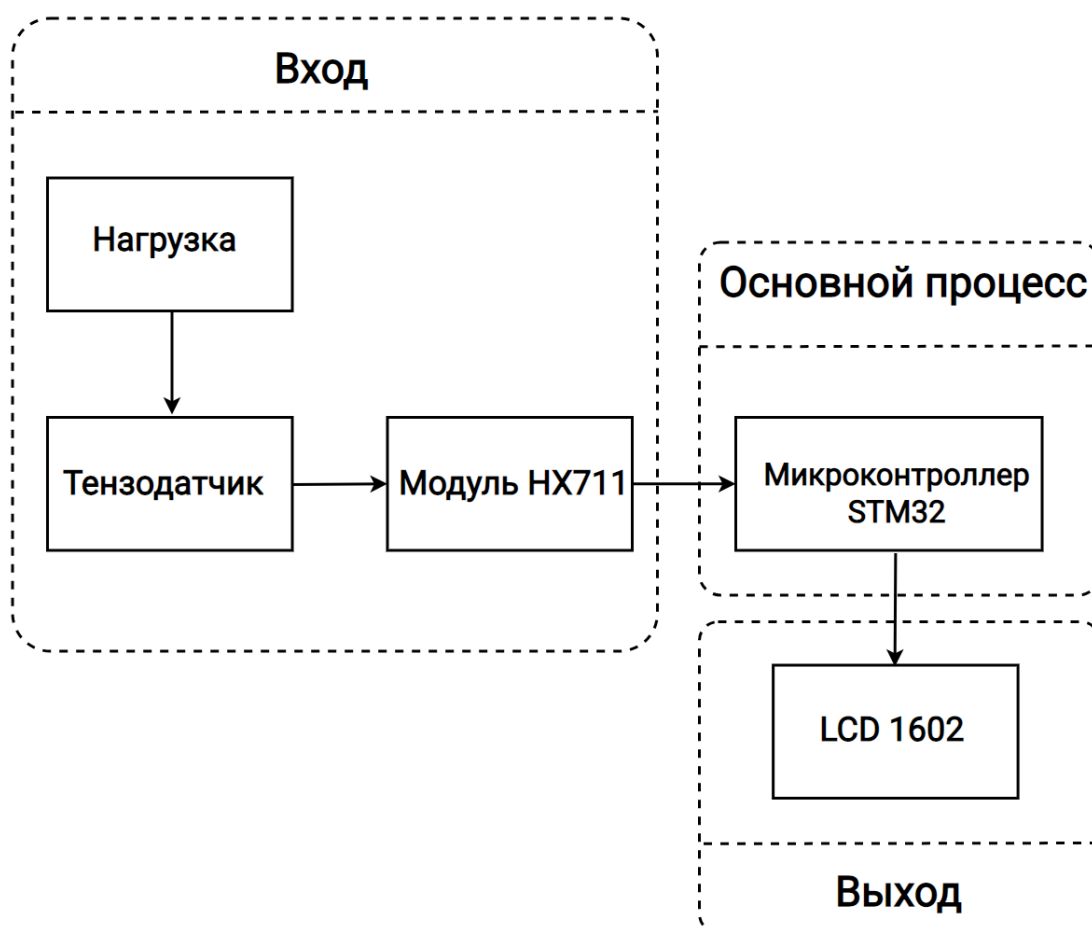


Рисунок 30 – Структурная схема устройства

2.3 Функциональная блок-схема устройства

Программа начинается с подачи питания и последующей инициализации периферийных устройств микроконтроллера STM32, включая интерфейсы I2C, UART и GPIO. Затем выполняется инициализация модуля HX711, который отвечает за считывание аналогового сигнала с тензодатчика и его преобразование в цифровую форму. Программа переходит в режим ожидания, проверяя, готовы ли данные от HX711. Как только данные становятся доступными, они проходят этап преобразования – в процессе которого вычисляется значение силы на основе калибровки. После этого результат записывается в буфер, подготавливаясь к передаче. Далее происходит передача данных по UART, например, на внешний приёмник, мониторинг или запись.

В заключение, измеренные данные выводятся на LCD-дисплей 1602 по интерфейсу I2C, обеспечивая визуализацию пользователю в реальном времени.

На следующем рисунке 31 приведена функциональная блок-схема устройства.

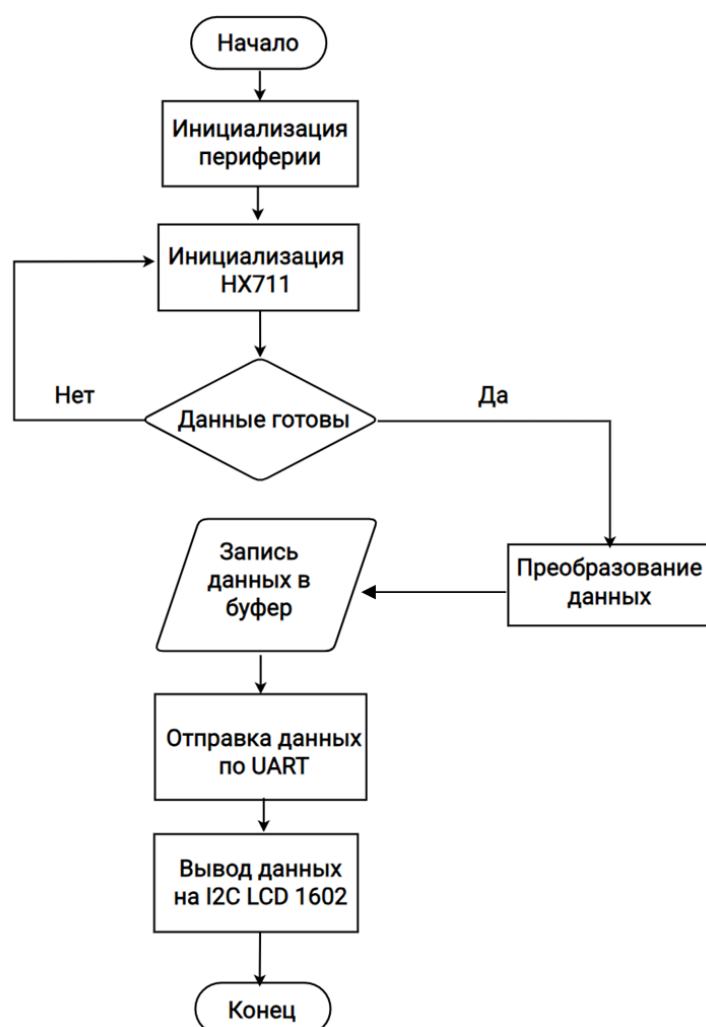


Рисунок 31 – Функциональная блок-схема устройства

2.4 Описание компонентов, используемых в разработке гнатодинамометра

2.4.1 Тензометрический датчик

Тензодатчики нагрузки – это датчики, используемые для измерения силы веса. Они обычно используются в системах взвешивания или в системах измерения силы, сжатия и растяжения.

Тензодатчик состоит из двух частей: механического корпуса и электрической цепи.

Корпус выдерживает вес или силу, приложенную к датчику. Обычно он изготавливается из высококачественной стали или алюминия. Это прочные, но также эластичные материалы, способные подвергаться небольшой деформации под нагрузкой и возвращаться в исходное положение, реагируя на напряжение.

Таким образом, эти материалы обеспечивают механическую надежность и равномерное распределение деформации.

Эта механическая характеристика называется упругостью: чем она выше, тем больше способность материала поглощать энергию и деформироваться, при этом деформация не будет постоянной.

Корпус тензодатчика содержит тензодатчики, электрические проводники, состоящие из очень тонких металлических проволок константана, расположенных в сетке с плотным зигзагообразным рисунком и нанесенных на пленку изоляционного материала.

Тензодатчики надежно приклеены в области наибольшей деформации корпуса тензодатчика и соединены между собой в мостовую схему Уитстона (рисунок 32).

При приложении силы к тензодатчику он слегка изгибается: металл деформируется, а затем возвращается к своей первоначальной форме после снятия нагрузки. Тензодатчики, полностью встроенные в корпус тензодатчика, деформируются вместе с его поверхностью, растягиваясь или сжимаясь. Эти незначительные изменения размеров, выраженные в тысячных долях миллиметра, вызывают изменение электрического сопротивления проводников, образующих тензодатчики: при растяжении проводника его сопротивление увеличивается; при сжатии – уменьшается.

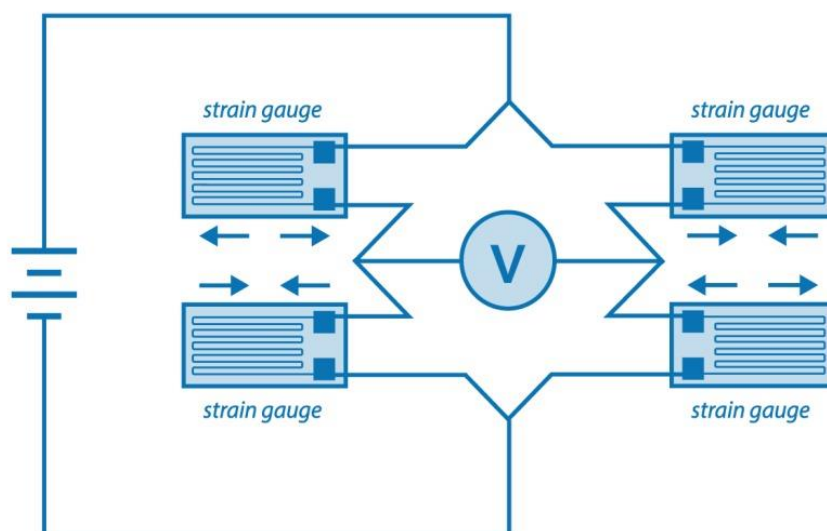


Рисунок 32 – Пример полного моста Уитстона на датчике нагрузки изгибающей балки [35]

Изменение сопротивления измеряется и преобразуется в пропорциональный сигнал, выраженный в мВ, посредством соединения тензодатчиков в мост Уитстона.

– В случае аналогового тензодатчика сигнал в мВ тензодатчика обрабатывается передатчиком или внешним индикатором веса, который преобразует его в цифровой сигнал и отображает его как значение веса;

– В случае цифрового тензодатчика это преобразование происходит непосредственно внутри самого тензодатчика.

Наконец, значение веса может быть передано на ПК через аналоговый выход или полевую шину [35].

Для реализации измерительной части гнатодинмометра были выбраны 2 разных моделей тензометрических датчиков: Load Cell и TAS606.

1) Для основного прибора был выбран тензодатчик – Load Cell, который изображен на рисунках 33 и 34.

Его характеристика:

- Внутренний полумостовой тензодатчик сопротивлением 1000 Ом;
- Размер: 34мм x 34мм;
- Грузоподъемность: 50 кг;
- Выходная чувствительность: 1 +/- 15% мВ/В;
- Нелинейность: 0,05 % FS;
- Повторяемость: : 0,05 % FS;
- Гистерезис: 0,05 % полной шкалы;
- Нулевой выход: +/- 0,3 мВ/В;
- Ползучесть (1 мин): 0,1 % FS;
- Дрейф нуля (1 мин): 0,1 % полной шкалы;
- Температурный эффект на нуле: 0,3 % FS/10;
- Влияние температуры на выход: 0,1 % FS/10;

- Входное сопротивление: $1000 \pm 10 \text{ Ом}$;
- Выходное сопротивление: $1000 \pm 10 \text{ Ом}$;
- Сопротивление изоляции: более 2000 МОм ;
- Напряжение возбуждения: 10 В постоянного тока;
- Рабочая температура: от -10°C до $+50^\circ\text{C}$;
- Перегрузочная способность: 150% полной шкалы;
- Рабочее напряжение: 5 В [36].



Рисунок 33 – Тензодатчик [36]

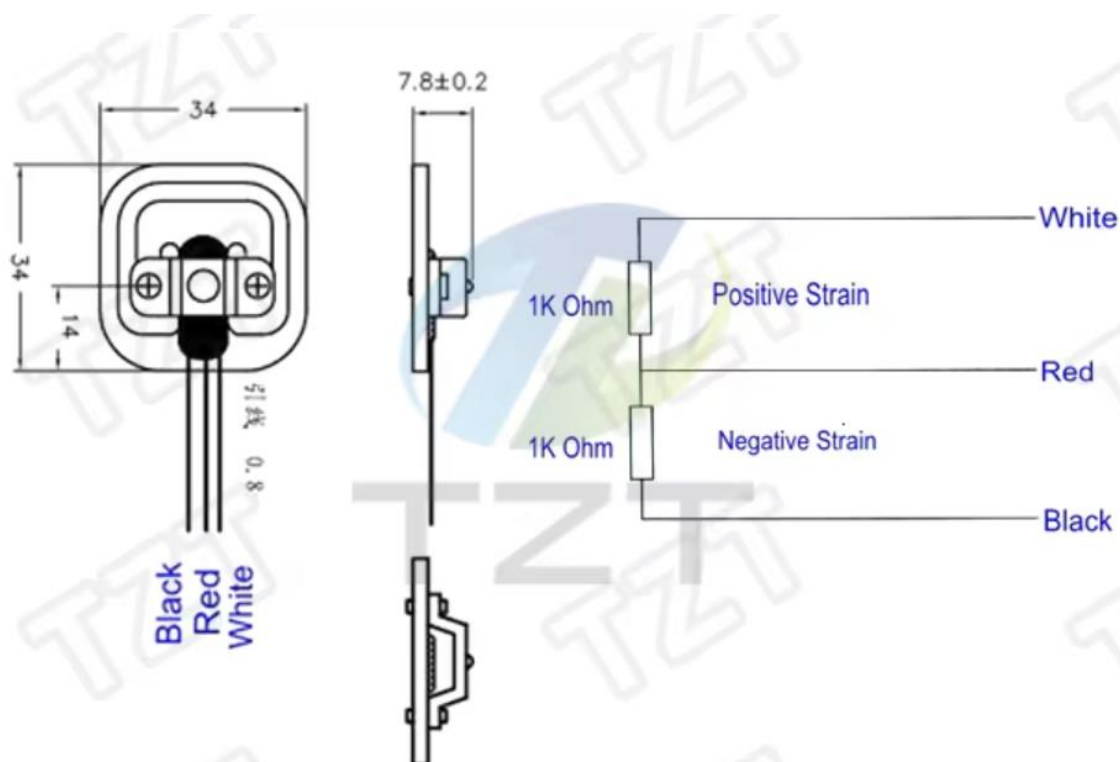


Рисунок 34 – Тензодатчик [36]

Выбор данного тензодатчика в качестве главного компонента, используемого в основном приборе, был обусловлен следующими преимуществами:

- Датчик имеет плоскую фигуру, что позволяет легко интегрировать его в компактную конструкцию гнатодинамометра;
- Низкая стоимость и доступность на рынке Республики Казахстан;
- Надёжная металлическая конструкция, которая обеспечивает устойчивость к внешним воздействиям и долговечность;
- Оптимальный диапазон измеряемых нагрузок;
- Совместимость с усилительным модулем на базе НХ711 и микроконтроллером STM32;
- Ранее не был включен в разработках гнатодинамометра.

Таким образом, данный тензодатчик был признан наиболее подходящим датчиком для измерения жевательной нагрузки в составе разрабатываемого гнатодинамометра.

2) Тензометрический датчик TAS606 был выбран в качестве компонента для второго дополнительного прибора, который используется для сравнительного эксперимента с первым основным прибором (рисунок 35).

Характеристика TAS606:

- Номинальная нагрузка: 50 кг;
- Выходная чувствительность: 1.5 +/- 0.5 мВ/В;
- Нелинейность: 0,3 % FS;
- Повторяемость: 0,3 % FS;
- Гистерезис: 0,3 % полной шкалы;
- Ползучесть (30 мин): 0,3 % FS;
- Дрейф нуля : 1,0 % полной шкалы;
- Температурный эффект на нуле: 0,3 % FS/10°;
- Влияние температуры на выход: 0,3 % FS/10°;
- Входное сопротивление: 385 +/- 35 Ом;
- Выходное сопротивление: 350 +/- 3 Ом;
- Сопротивление изоляции: более 2000 МОм;
- Напряжение возбуждения: 10 В постоянного тока;
- Рабочая температура: от -20°С до +60°С;
- Перегрузочная способность: 150 % полной шкалы;
- Рабочее напряжение: 5 В [37].

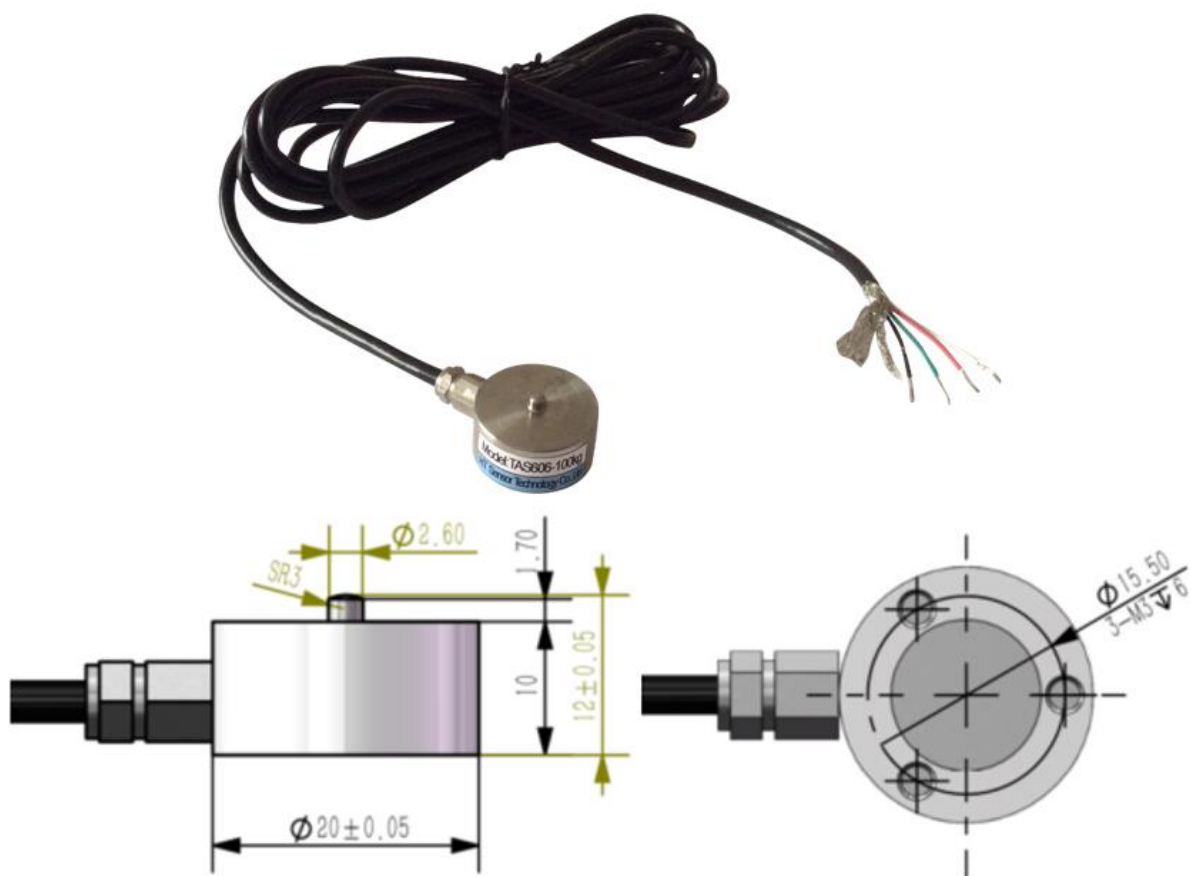


Рисунок 35 – Тензометрический датчик TAS606 [37]

2.4.2 Микроконтроллер STM32

STM32F103C8T6 – 32-битный микроконтроллер на базе ядра Cortex – M3, выпущенный STMicroelectronics (ST), как показано в таблице 6 и на рисунках 36 и 37. Аппаратное обеспечение упаковано в LQFP48 и относится к серии STM32 микроконтроллеров ST [38].

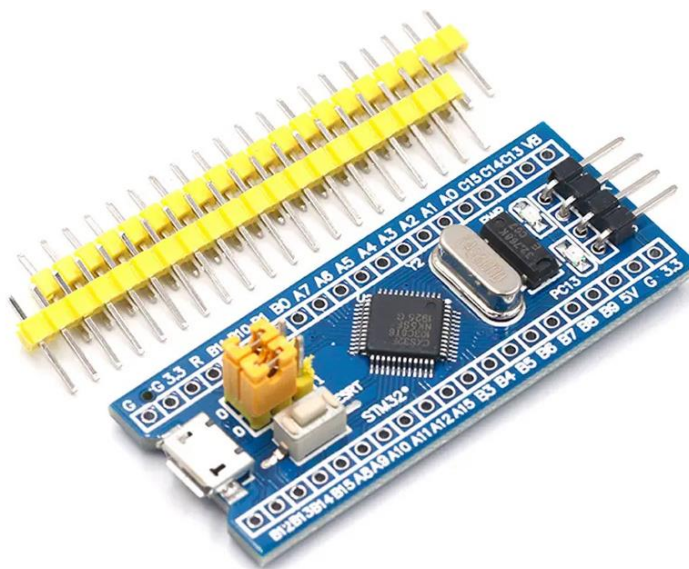


Рисунок 36 – Микроконтроллер STM32F103C8T6 [38]

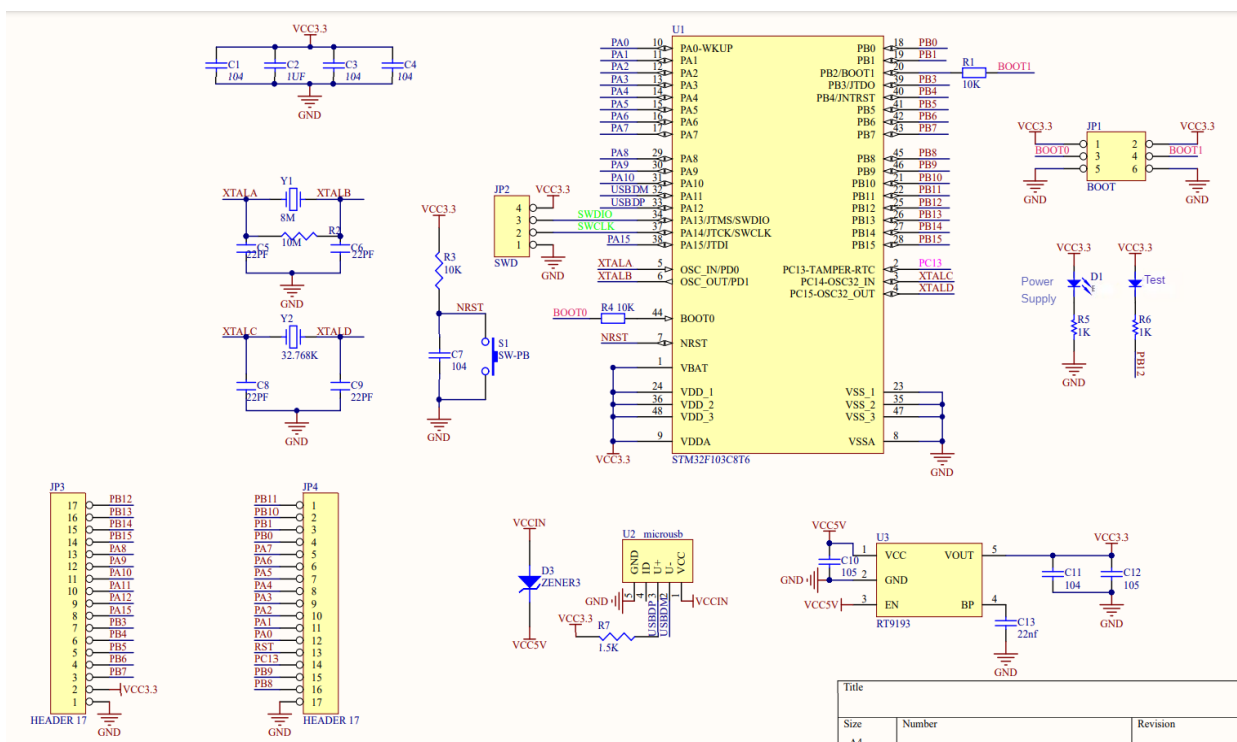


Рисунок 37 – Принципиальная схема основной платы STM32F103C8T6 [38]

Таблица 6 – Характеристика микроконтроллера STM32F103C8T6 [38]

Компонент	Спецификация
Микроконтроллер	Cortex – M3
Вспышка	64К x 8бит
SRAM	20К x 8бит
GPIO	37 контактов GPIO, включая PA0-PA15, PB0-PB15, PC13-PC15, PD0-PD1
АЦП	2х 12-битных АЦП, 12 каналов
Внешние каналы	ПА0-ПА7, ПБ0-ПБ1
Внутренние каналы	Канал датчика температуры ADC_Channel_16, канал внутреннего опорного напряжения ADC_Channel_17
Таймеры	4х 16-битных таймера/счетчика (TIM1, TIM2, TIM3, TIM4)
	TIM1 с вставкой мертвого времени, обычно используется для управления двигателем с ШИМ
Таймеры-сторожа	2х сторожевых таймера (независимый IWDG, оконный WWDG)
Таймер тиканья	24-битный таймер обратного отсчета SysTick
Рабочий диапазон	2В~3,6В, -40°C ~ 85°C
Коммуникация	2х IIC, 2х SPI, 3х USART, 1х CAN

Причины почему я выбрала данный микроконтроллер STM32F103C8T6:

1. Высокая производительность:

STM32F103C8T6 основан на ядре ARM Cortex-M3, что обеспечивает хорошую вычислительную мощность и скорость работы (72 МГц).

2. Большой выбор периферийных устройств:

Микроконтроллер поддерживает множество интерфейсов, таких как UART, SPI, I2C, CAN, PWM, ADC и DAC, что делает его универсальным для различных приложений.

3. Хорошие возможности для работы с аналоговыми сигналами:

Встроенные 12-битные АЦП и ЦАП, что удобно для обработки аналоговых сигналов.

4. Низкое энергопотребление:

STM32F103C8T6 предлагает различные режимы энергосбережения, что делает его хорошим выбором для автономных устройств с ограниченным источником питания.

5. Хорошая документация и поддержка:

STM32F103C8T6 широко используется в сообществе разработчиков, что обеспечивает обширную документацию и примеры кода. Также есть поддержка различных IDE, включая STM32CubeIDE, Keil и другие.

6. Доступность и стоимость:

Микроконтроллер имеет разумную цену и доступность, что делает его популярным выбором для разработчиков, работающих с недорогими решениями.

2.4.3 Модуль NH711

Модуль NH711 – это электронный компонент, обычно используемый с тензодатчиками для их сопряжения с микроконтроллерами. Он действует как аналого-цифровой преобразователь, специально разработанный для приложений с тензодатчиками (рисунок 38).

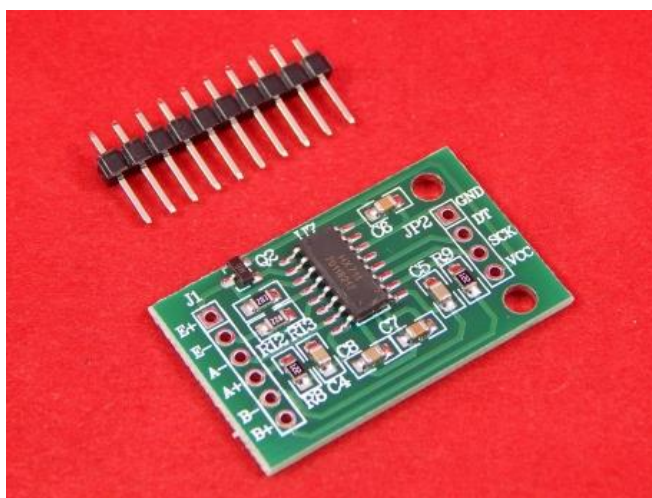


Рисунок 38 – Модуль NH711 [39]

Технические характеристики модуля NH711:

- Программируемый коэффициент усиления: модуль NH711 часто включает в себя программируемый усилитель усиления (PGA) для регулировки усиления сигнала тензодатчика. Коэффициент усиления можно регулировать для адаптации к различной чувствительности тензодатчика и максимизации динамического диапазона;
- Диапазон входного напряжения: 5 В;
- Интерфейс связи: I2C и SPI;
- Рабочее напряжение: модуль NH711 требует определенного рабочего напряжения для своей внутренней схемы. Обычно оно указывается в вольтах (В), и важно обеспечить правильное напряжение для обеспечения надежной работы;
- Частота выборки: частота выборки относится к тому, как быстро модуль NH711 может выполнять измерения и предоставлять обновленные значения веса или силы. Обычно указывается в выборках в секунду (SPS) или преобразованиях в секунду (CPS).

Основные его преимущества:

- Точное аналого-цифровое преобразование: модуль HX711 обеспечивает аналого-цифровое преобразование с высоким разрешением, что позволяет получать точные и точные цифровые показания выходного сигнала тензодатчика. Он обеспечивает минимальную потерю информации в процессе преобразования;
- Программируемое усиление усиления: модуль включает в себя программируемый усилитель усиления (PGA), который позволяет регулировать усиление сигнала тензодатчика. Эта функция позволяет оптимизировать чувствительность модуля в соответствии с конкретными требованиями различных тензодатчиков;
- Фильтрация шума;
- Низкое энергопотребление [39].

2.4.4 Дисплей

Для отображения полученных данных с микроконтроллера в основном приборе будет использоваться ЖК-дисплей I2C 1602, изображенная на рисунке 39, а во втором приборе – дисплей OLED (рисунок 40).

1) I2C LCD1602 состоит из обычного LCD1602 и модуля I2C, который крепится к задней части LCD. Модуль I2C – это чип, который может расширять порты ввода-вывода микроконтроллера с помощью протокола I2C. Протокол I2C – это последовательный протокол связи, который использует два провода: SDA (последовательные данные) и SCL (последовательные часы). Протокол I2C позволяет нескольким устройствам взаимодействовать друг с другом, используя всего два провода и уникальные адреса. Модуль I2C преобразует сигналы от микроконтроллера в команды для ЖК-дисплея. ЖК-дисплей имеет ячейки 16x2, которые могут отображать символы или знаки. Каждая ячейка состоит из точек 5x8, которые можно включать и выключать, подавая напряжение. ЖК-дисплей может отображать различные символы или знаки, включая и выключая различные комбинации точек [40].



Рисунок 39 – ЖК-дисплей I2C 1602 [40]

2) Дисплей OLED – это модель SSD1306: одноцветный дисплей размером 0,96 дюйма и разрешением 128*64 пикселя.



Рисунок 40 – Дисплей OLED [41]

Дисплей имеет 4 контакта: VCC, GND, SCL и SDA. Взаимодействует с микроконтроллером STM32 с помощью протокола связи I2C [41].

2.5 Электрическая принципиальная схема устройства

Электрическая принципиальная схема гнатодинмометра построена на основе классической архитектуры тензометрической измерительной системы с применением усилителя и аналого-цифрового преобразователя HX711, микроконтроллера STM32, а также информационного отображающего модуля – ЖК-дисплея на базе интерфейса I2C.

Все элементы схемы собраны в единую систему в онлайн сервисе EasyEDA, обеспечивающую съём данных с тензометрического моста, их преобразование, цифровую обработку и визуализацию на дисплее (рисунок 41).

В качестве чувствительного элемента в схеме используется тензометрический мост, построенный на четырёх резисторах номиналом 10 кОм (R5–R8), моделирующих тензорезисторов. При приложении внешней нагрузки изменяется сопротивление одного или нескольких плеч моста, что приводит к появлению небольшого дифференциального напряжения на его выходе. Это напряжение подаётся на входы INNA и INPA микросхемы HX711 (U2), которая выполняет функции усилителя и высокоточного 24-битного аналого-цифрового преобразователя.

Модуль HX711 питается от источника +5 В через транзистор S8550 (Q1), включённый по схеме электронного ключа. Управляющий ток базы транзистора задаётся через резистор R2. В цепях питания и сигнальных линий

установлены пассивные компоненты (резисторы и конденсаторы), выполняющие роль фильтров и стабилизаторов: R1, R3, R4, C1–C5.

Оцифрованный сигнал с HX711 передаётся на микроконтроллер STM32 (U6) по интерфейсу из двух линий – DOUT (вывод данных) и PD_SCK (сигнальная синхронизация). Микроконтроллер выполняет несколько ключевых функций: тарировку нуля, калибровку, преобразование полученного цифрового значения в измеряемую физическую величину (нагрузку) и передачу результата на жидкокристаллический дисплей. Отображение информации реализовано на модуле LCD 1602 с интерфейсом I2C (U7), подключённом по линиям SDA и SCL к соответствующим пинам микроконтроллера.

Питание дисплея, HX711 и микроконтроллера осуществляется от общей линии +5 В. Для подключения внешнего тензодатчика используется контактная группа HEADER7X2B, обеспечивающая надёжное соединение с измерительной частью. Дополнительно предусмотрен разъём CONN4-3.5MM для интеграции с внешними модулями или отладочными средствами.

Таким образом, схема обеспечивает полный цикл обработки измерительного сигнала – от преобразования механической нагрузки в изменение сопротивления тензорезисторов до визуального отображения рассчитанных данных. Такое решение обеспечивает компактность, простоту реализации и высокую точность измерений.

Второй вариант устройства, отличающийся иным типом тензодатчика также был разработан в ходе работы. Его схемотехническая реализация приведена в Приложении В (рисунок В.1).

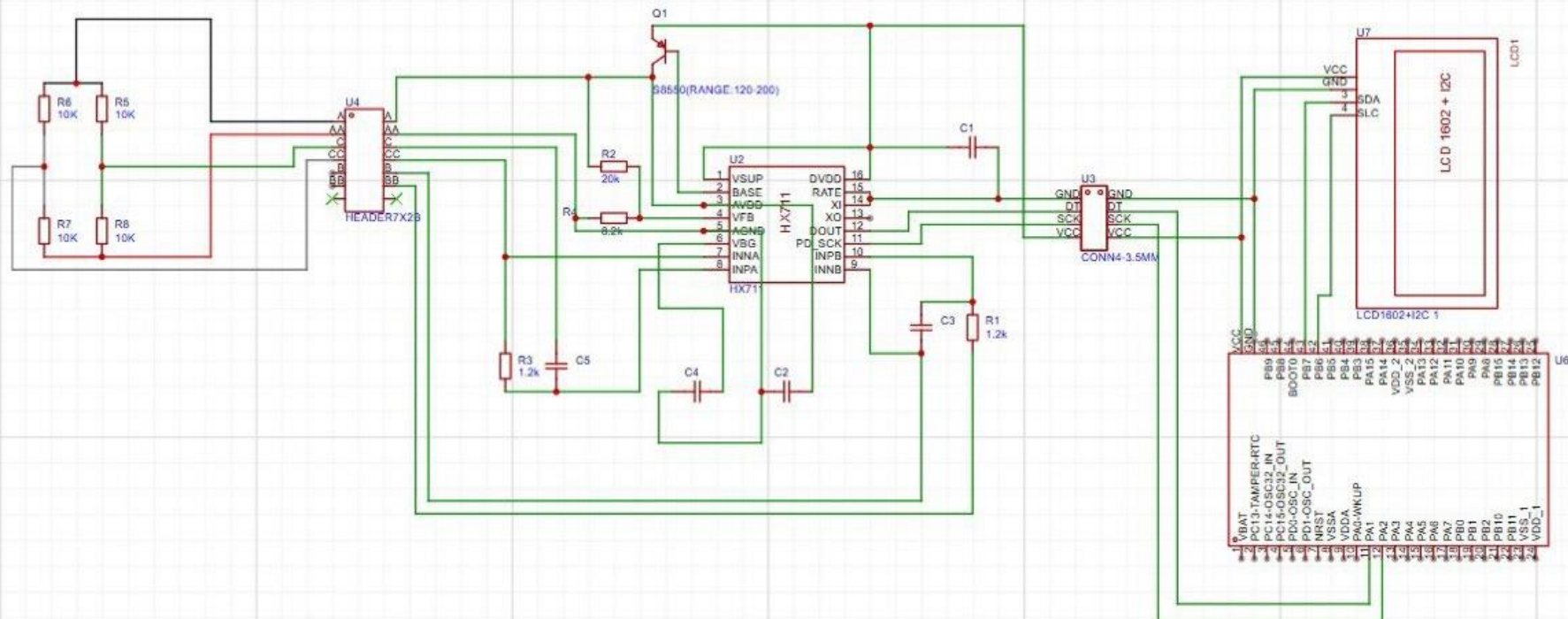


Рисунок 41 – Электрическая принципиальная схема устройства

2.6 Математическая модель тензометрической системы

При построении математической модели тензометрической системы была использована модель, основанная на принципах, описанных в работе автора Раянова Т. А. [42].

В данной научной статье рассматривалась реализация тензометрической измерительной системы в среде MATLAB Simulink. Модель учитывает зависимость выходного напряжения от изменения сопротивления тензорезисторов при деформации, что реализуется с помощью мостовой схемы Уитстона.

Проведено моделирование выходного напряжения при различных входных условиях – как при постоянном воздействии, так и при случайных входных сигналах. Графики, полученные в результате моделирования, показывают высокую степень соответствия между заданным и измеренным сигналами, при этом точность модели достигает 99%.

Математическое описание модели основывается на формуле выходного напряжения мостовой схемы, представленной как:

$$U_{\text{ВЫХ}} = U_{\text{ВХ}} \left[\frac{R_1}{R_1 + R_3} - \frac{R_2}{R_2 + R_4} \right] \quad (1)$$

где R_1, R_2, R_3, R_4 – сопротивления плеч моста, изменяющиеся при деформации [42].

Далее, полученное напряжение усиливается, оцифровывается и передаётся на управляющий микроконтроллер.

Теперь перейдем к практической части работы. Для этого в среде MATLAB была построена следующая схема, изображенная на рисунке 42.

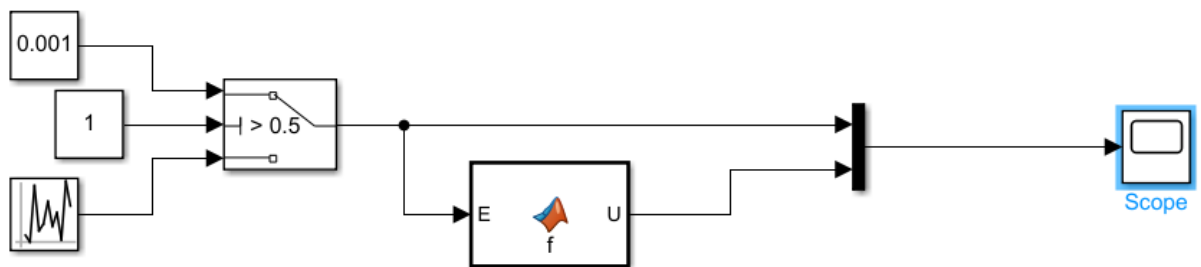


Рисунок 42 – Схема построения тензометрической системы

В данной схеме используются такие блоки как: Constant = 0.001, Uniform Random Number выдает случайные числа, переключатель Switch - выбирает сигнал силы в зависимости от управляющего входа: если управляющий сигнал больше порогового значения > 0.5 , то верхний сигнал - 0.001 или, если < 0.5 , то выбирается нижний шумовой сигнал. Следующий идет блок MATLAB Function, который преобразует входную силу в выходное напряжение по формуле, изображенная на рисунке 43. Далее идет блок Mux (мультиплексор),

который объединяет два сигнала – переключатель Switch и выход напряжения из блока MATLAB Function. Мультиплексор передает эти объединённые сигналы на блок визуализации Scope в виде графиков, позволяя сравнивать входной сигнал силы и выходной сигнал напряжения одновременно.

```

MATLAB Function*  +
1  function U = f(E) % где E-модуль упругости тензодатчика
2  R=100;% Сопротивления резисторов моста Уинстона
3  k=2;% Калибровочный коэффициент тензодатчика
4  Uin=10;% Напряжение источника питания тензодатчика
5  % dR/R=K*E
6  % dR/100=K*E
7  dR=k*100*E;% Отклонение сопротивления тензодатчика при деформации
8  Rstr=R+dR;% Сопротивление, появившееся в результате деформации
9  % резистора тензодатчика
10 Uout=Uin*(Rstr/(Rstr+R)-R/(R+R)); % Выходное напряжение тензодатчика
11 Kgain=0.2;% Коэффициент усиления в усилителе для масштабирования схемы
12 U=Uout*Kgain;% Масштабированное выходное напряжение тензодатчика
13 end

```

Рисунок 43 – Математическая модель $U_{\text{вых}}$ в среде MATLAB [42]

Результат моделирования:

1) Подача постоянного значения на вход (рисунок 44):

– Красный цвет линий – входной сигнал постоянного значения (0,001);

– Голубой цвет линий – выходное напряжение тензометрической системы, измеренное программной моделью.

Наблюдается высокая точность измерения – программная модель воспроизвела напряжение 0,99 мВ при заданном 1 мВ, то есть с отклонением менее 1%. Это означает, что программа измерила с точностью 99%.



Рисунок 44 – Модель выходного сигнала при стабильной нагрузке

2) Подача случайного (равномерно распределённого) входного сигнала от 0 до 10 мВ (рисунок 45 и 46):

- Красный цвет – случайный входной сигнал;
- Голубой цвет – отклик тензометрической системы на этот сигнал.

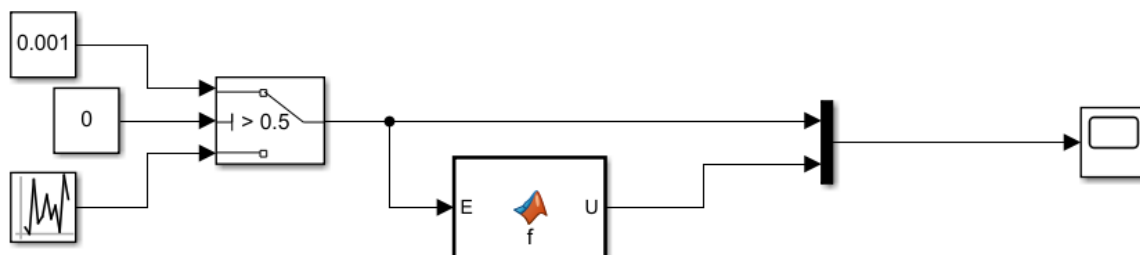


Рисунок 45 – Схема построения тензометрической системы при подачи равномерных случайных чисел

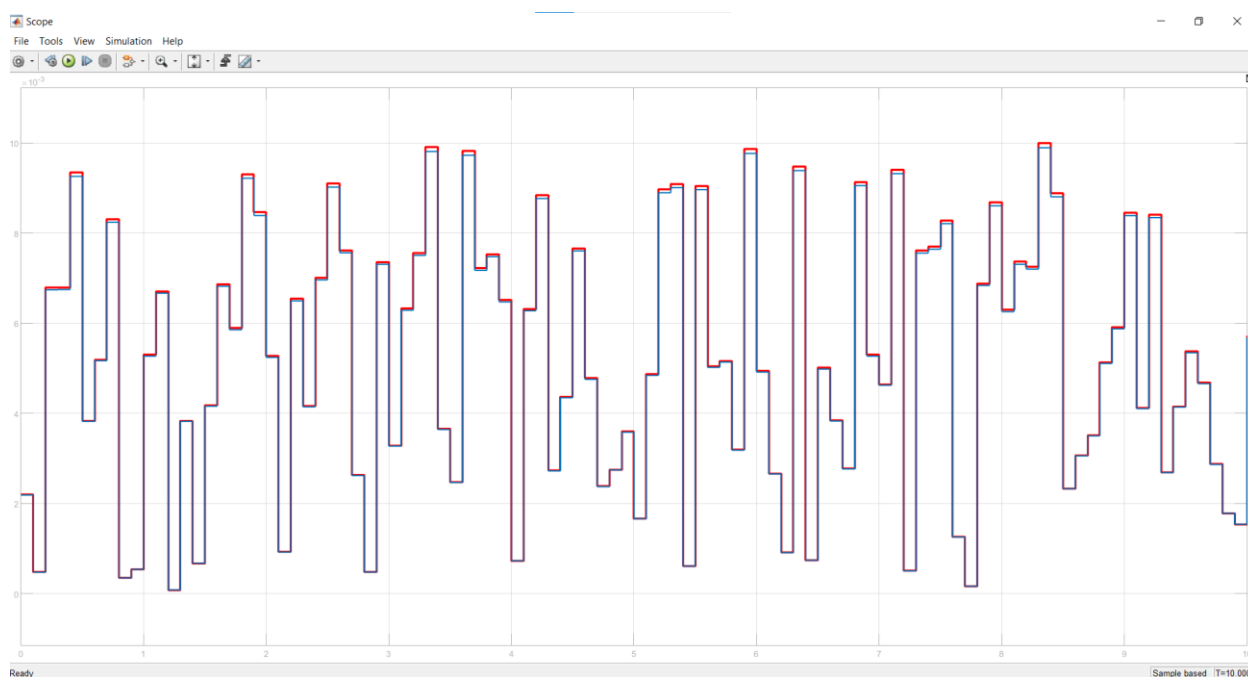


Рисунок 46 – Моделирование статического измерения на основе равномерного распределения случайных чисел

3) Приближенный анализ точности (рисунок 47)

Для данного анализа был увеличен участок осциллограммы из рисунка 46, чтобы оценить погрешность между фактическими случайными значениями и измеренными значениями с тензометрической системы измерения. Разница между ними составляет около 0,089 мВ, что соответствует ошибке примерно 1% [42].

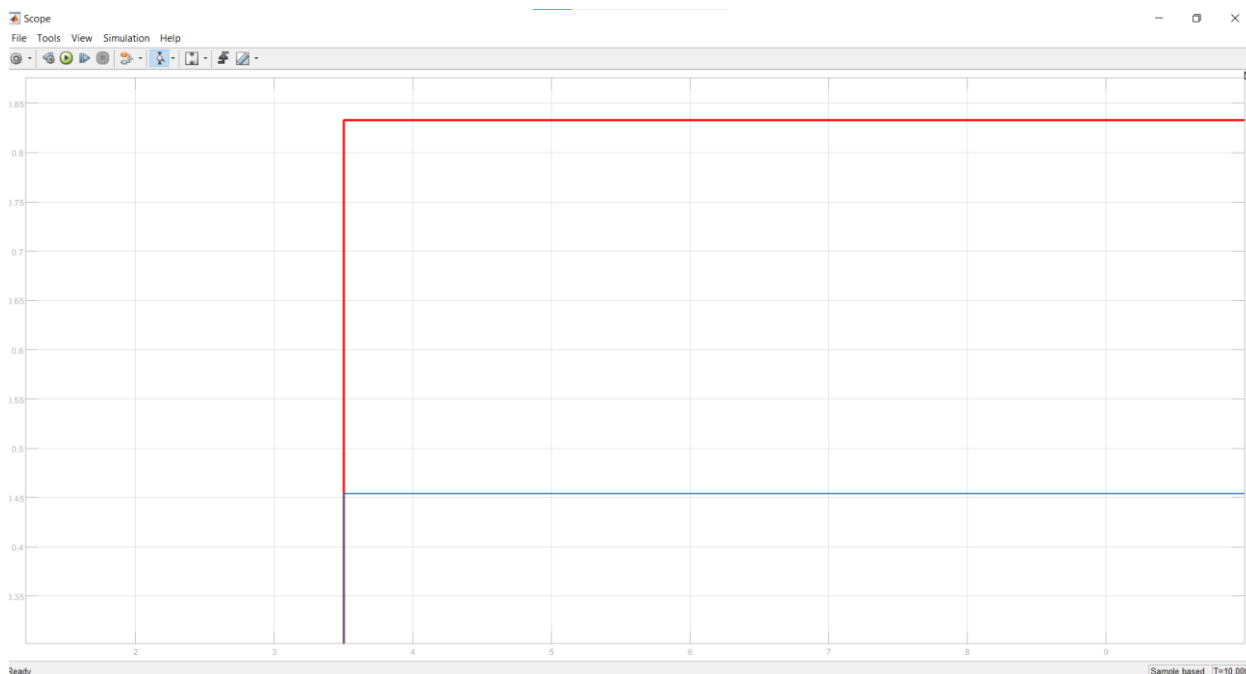


Рисунок 47 – Приближенный вид статического измерения на основе равномерного распределения случайных чисел

2.7 Оптимизация системы управления

В данной работе под системой управления понимается совокупность алгоритмов и программных решений, реализованных на микроконтроллере STM32, которая выполняет ключевые функции. Она не только собирает и обрабатывает информацию, но и координирует функционирование устройства: задает частоту опроса, осуществляет фильтрацию данных, регулирует отклик и отображает результаты пользователю через дисплей.

Основными задачами оптимизации системы управления являются повышение точности, стабильности и гибкости функционирования механизма, учитывая реалии биомеханических нагрузок. Для достижения данных задач в работе реализованы следующие механизмы оптимизации:

- 1) Управление частотой опроса, а именно путем задания задержки `HAL_Delay(10000)`, которая обеспечивает стабильной частотой обновления и предотвращает перегрузку дисплея и АЦП.

2) Для повышения стабильности измерений и подавления шумов в программе реализована цифровая фильтрация путем усреднения 10 последовательных измерений:

```
weight = hx711_weight (&loadcell, 10).
```

3) Коррекция смещения нуля – из измеренного значения вычитается заранее определенное смещение, полученное в режиме покоя:

```
float net_weight_kg=weight – 31.39.
```

4) Перевод в физическую величину. После коррекции смещения система преобразует массу в силу согласно второму закону Ньютона. Это позволяет отображать результат в Ньютонах – общепринятой физической единице измерения силы. Перевод выполняется по следующей формуле

$$F = m * g \quad (2)$$

где $g = 9.81 \text{ м/с}^2$

В программе это реализовано таким образом:

```
float force_N=net_weight_kg *9.81;
```

И затем на экран значение отображается с такой вот надписью:

```
lcd_puts(&lcd1, "Вес (Н):").
```


3.2 Физическая сборка устройства

После завершения этапа макетной отладки была выполнена полная аппаратная сборка двух прототипов гнатодинамометра. Все компоненты, задействованные в проекте, были физически соединены согласно ранее разработанной электрической принципиальной схеме (рисунок 49 и В.3).

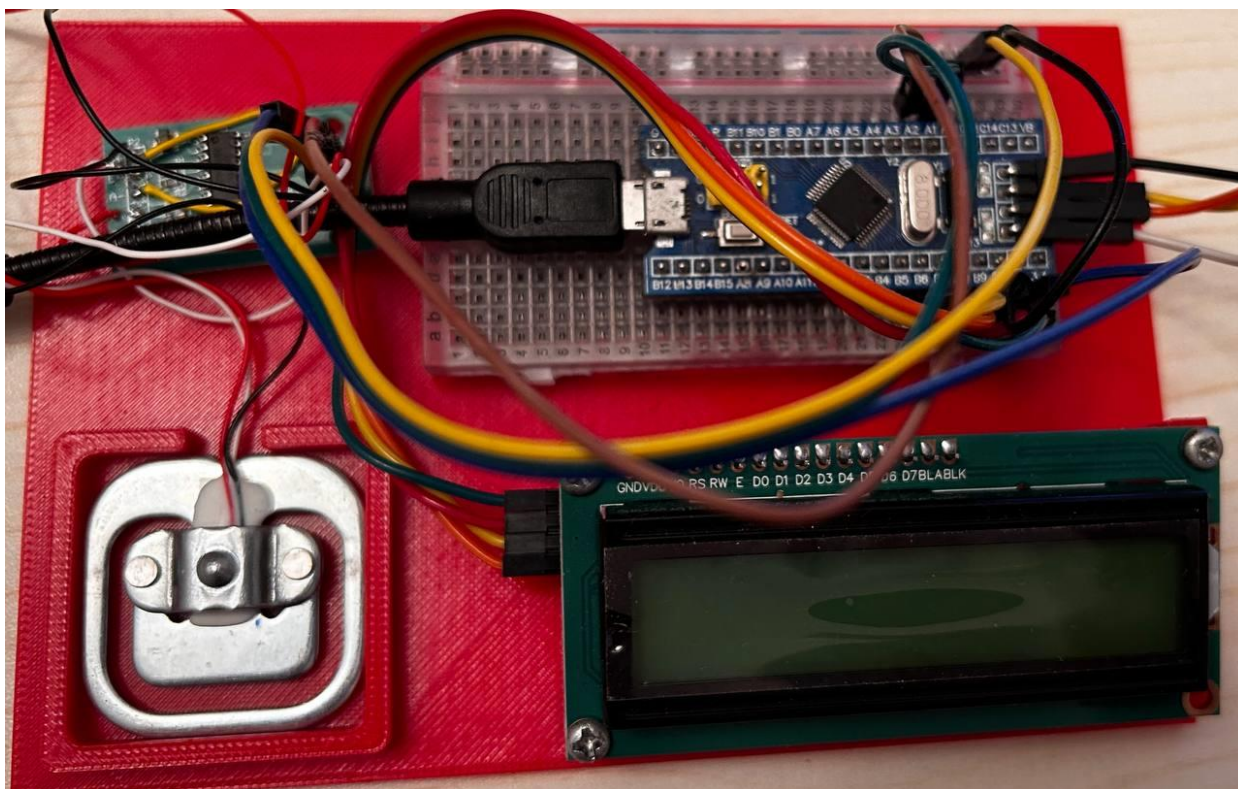


Рисунок 49 – Собранный основной прототип гнатодинамометра

3.3 Разработка программного обеспечения

Следующий этап – это разработка программного обеспечения. Она необходима для организации взаимодействия между компонентами системы, обработки получаемых сигналов и отображения полученных данных измерений.

Разработка программного обеспечения для гнатодинамометра, основанного на микроконтроллере STM32F103C8T6, проводилась в среде STM32CubeIDE (рисунок 50). В этот процесс входило написание программного кода на языке C с применением стандартной библиотеки HAL, отвечающего за сбор, обработку и передачу данных о силе прикуса.

Основная цель кода – это организовать считывание данных с тензодатчика через модуль HX711, их дальнейшее преобразование в числовое значение и последующий вывод данных на дисплей.

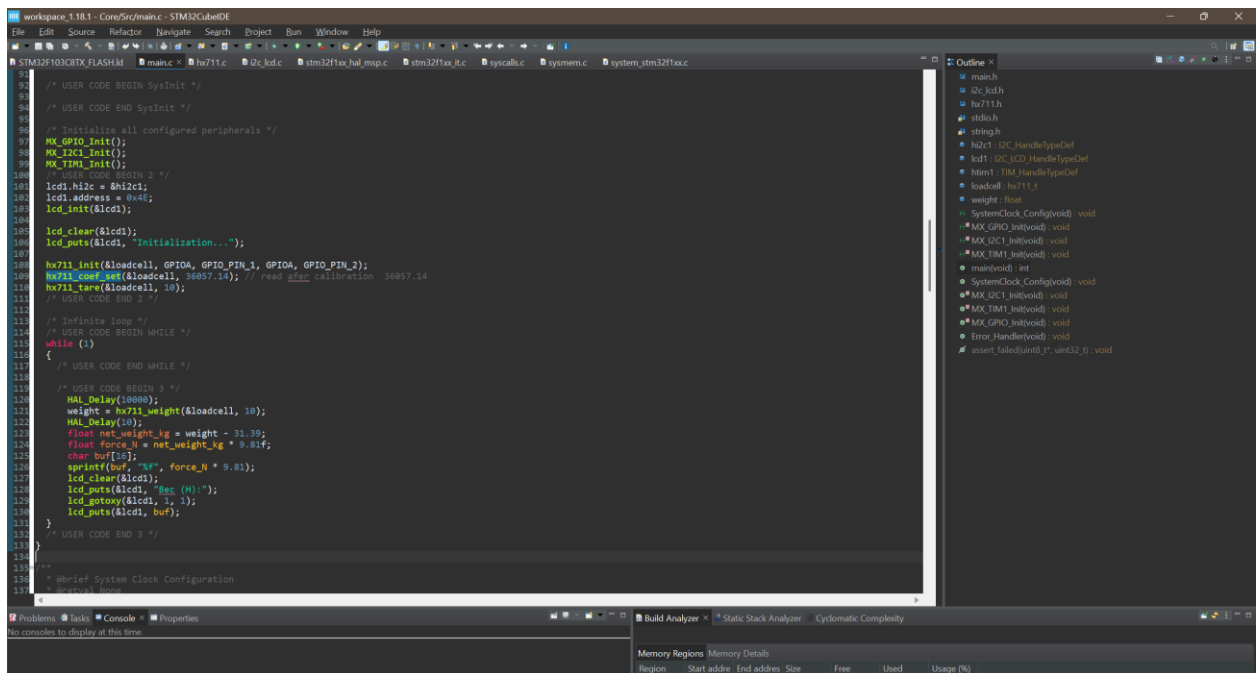


Рисунок 50 – Среда для разработки STM32CubeIDE

3.3.1 Программная архитектура

Программное обеспечение гнатодинмометра построено по принципу модульной архитектуры, которая включает в себя следующие уровни:

- Аппаратная абстракция (HAL) – обеспечивает доступ к периферии STM32;
- Инициализация периферии – настраивает все устройства и соединения;
- Измерительный блок – отвечает за обработку сигналов от тензодатчика через усилитель HX711;
- Алгоритмический модуль – выполняет калибровку, вычисления и преобразования;
- Интерфейс отображения – выводит результаты на LCD-дисплей;
- Модуль обработки ошибок (Error_Handler) – прерывает работу при серьезной ошибке.

Представленная выше архитектура изображена в виде блок-схемы на рисунке 51.

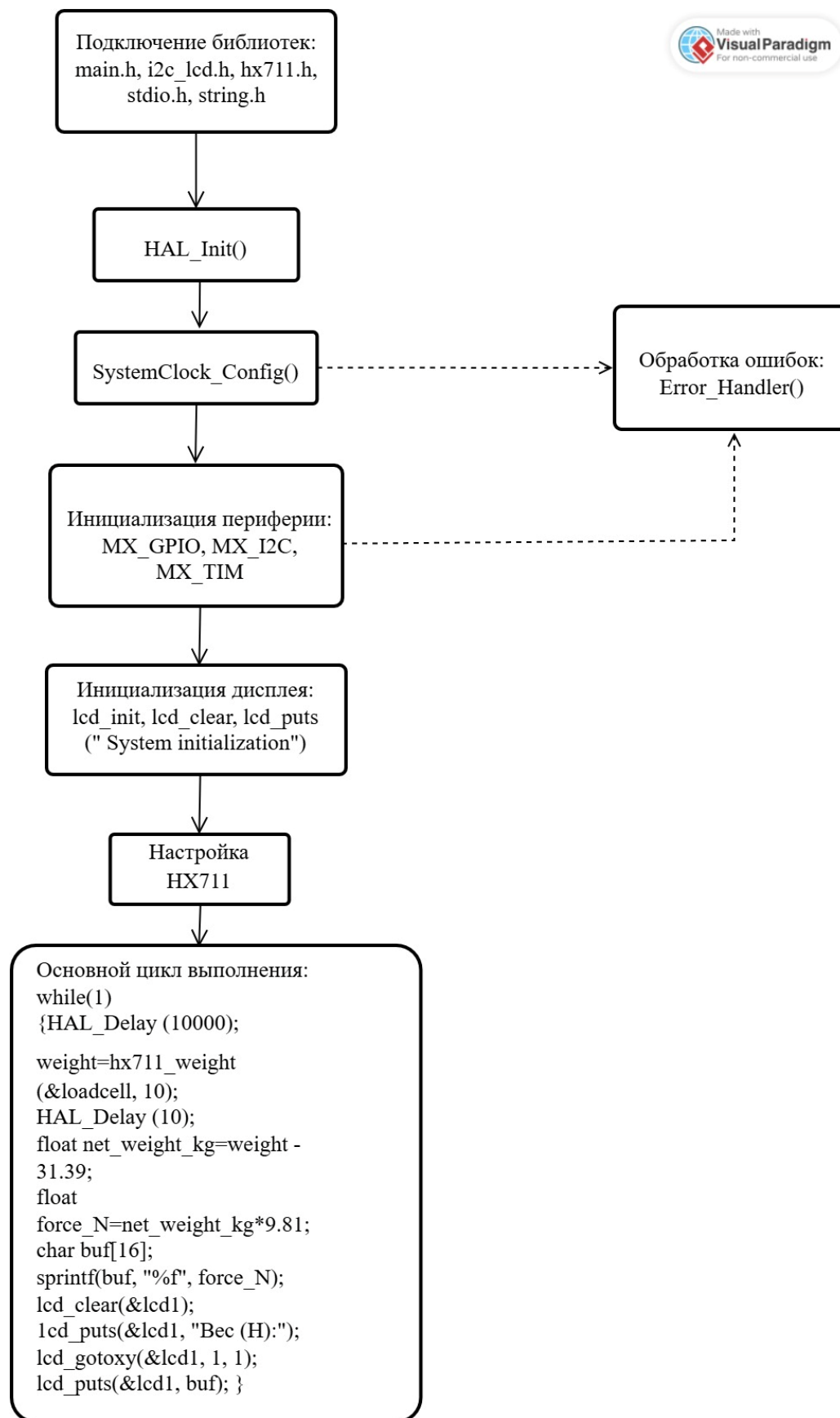


Рисунок 51 – Блок-схема архитектуры программного обеспечения гнатодинамометра

3.3.2 Программная реализация архитектурных блоков

Программная архитектура, описанная ранее, реализована как совокупность модулей и функций, ответственных за настройку периферии, считывание данных с датчика, их обработку и вывод результатов на экран. В этом разделе представлен детальный анализ важнейших фрагментов программного кода, отвечающих за основные архитектурные элементы системы. Каждый участок кода демонстрирует работу конкретного функционального компонента: от начальной настройки до вычислений и визуализации итогов. Это позволяет нам проследить полную логику работы устройства на программном уровне.

1) Инициализация микроконтроллера и периферии

В самом начале программы выполняется подготовка микроконтроллера к работе. Затем последовательно вызываются функции, как показано на рисунке 52:

```
HAL_Init();
SystemClock_Config();
MX_GPIO_Init();
MX_I2C1_Init();
MX_TIM1_Init();
```

Рисунок 52 – Инициализация периферийных модулей в STM32CubeIDE

2) После инициализации аппаратной части происходит настройка дисплея и модуля HX711, подключенного к тензодатчику. Здесь задаются параметры подключения, калибровочный коэффициент и выполняется обнуление показаний (рисунок 53).

```
lcd1.hi2c = &hi2c1;
lcd1.address = 0x4E;
lcd_init(&lcd1);

lcd_clear(&lcd1);
lcd_puts(&lcd1, "Initialization...");

hx711_init(&loadcell, GPIOA, GPIO_PIN_1, GPIOA, GPIO_PIN_2);
hx711_coef_set(&loadcell, 36057.14); // read after calibration 36057.14
hx711_tare(&loadcell, 10);
```

Рисунок 53 – Инициализация дисплея и модуля HX711

3) Далее основной цикл программы реализует измерение, пересчет и отображение результата на дисплей (рисунок 54).

```

while (1)
{
    /* USER CODE END WHILE */

    /* USER CODE BEGIN 3 */
    HAL_Delay(10000);
    weight = hx711_weight(&loadcell, 10);
    HAL_Delay(10);
    float net_weight_kg = weight - 31.39;
    float force_N = net_weight_kg * 9.81f;
    char buf[16];
    sprintf(buf, "%f", force_N * 9.81);
    lcd_clear(&lcd1);
    lcd_puts(&lcd1, "Вес (Н):");
    lcd_gotoxy(&lcd1, 1, 1);
    lcd_puts(&lcd1, buf);
}

```

Рисунок 54 – Алгоритм вычисления силы в основном цикле и вывод результата на экран дисплея

Полный листинг кода с пояснением приведен в Приложении А.

3.4 Тестирование прототипа

Перед началом полноценного тестирования был проведён процесс калибровки датчика силы, направленный на обеспечение точности и воспроизводимости результатов.

Для этого, при первом включении измерительного устройства с тензодатчиком и усилителем, проводится калибровка от 5 секунд, плавно увеличивающийся до произвольного значения. В пределах этого времени осуществляется стабилизация сенсора, обеспечивая высокую точность последующих измерений.

После завершения калибровки была проведена серия испытаний для проверки точности и стабильности работы системы на базе тензодатчика.

Тестирование заключалось в сравнении показаний созданной измерительной схемы с эталонными значениями массы, аналогично цифровым весам. В качестве тестовых нагрузок использовались три бытовых продукта: сок, сметана и томатная паста (рисунки 55, 56 и 57). Для каждого образца проводилось по пять измерений с интервалом 30 секунд между ними (таблица 7 и рисунок 58).

Таблица 7 – Значения средней силы, стандартного отклонения, точности и прогрешности измеренной силы

Название объекта	Эталонное значение (Н)	Средняя измеренная сила (Н)
Сок	10,3	13,241
		14,675
		9,2863
		9,886
		11,620
Сметана	2,943	2,822
		3,102
		2,907
		2,991
		2,978
Томатная паста	3,924	4,959
		4,852
		3,841
		4,183
		3,962

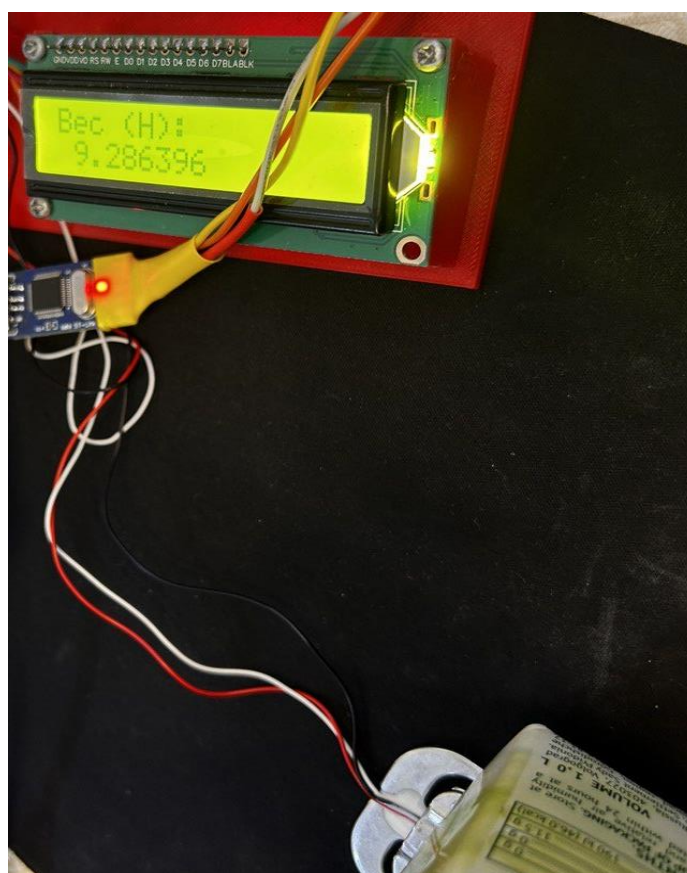


Рисунок 55 – Измерение силы нагрузки тензодатчиком при испытании сока

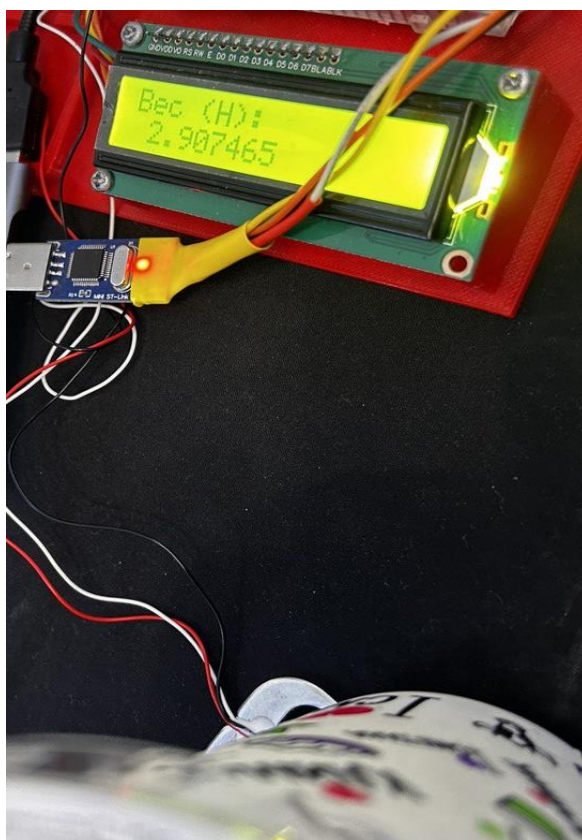


Рисунок 56 – Измерение силы нагрузки тензодатчиком при испытании кисломолочного продукта – сметаны

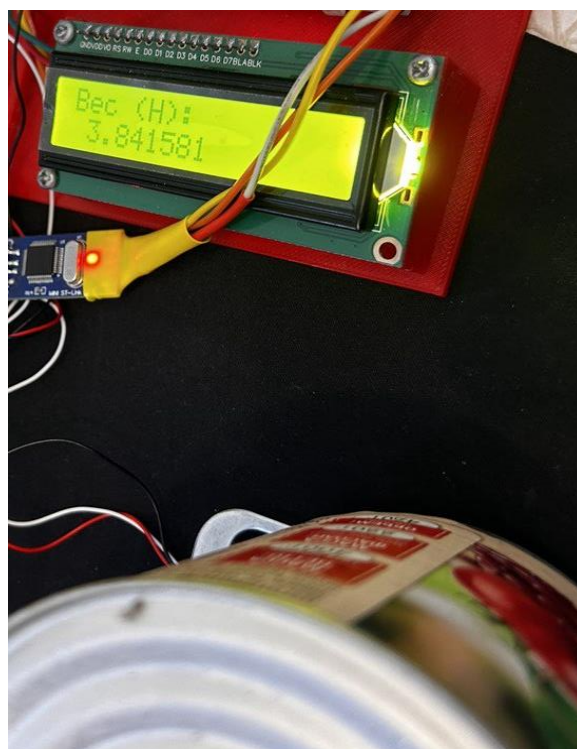


Рисунок 57 – Измерение силы нагрузки тензодатчиком при испытании томатной пасты

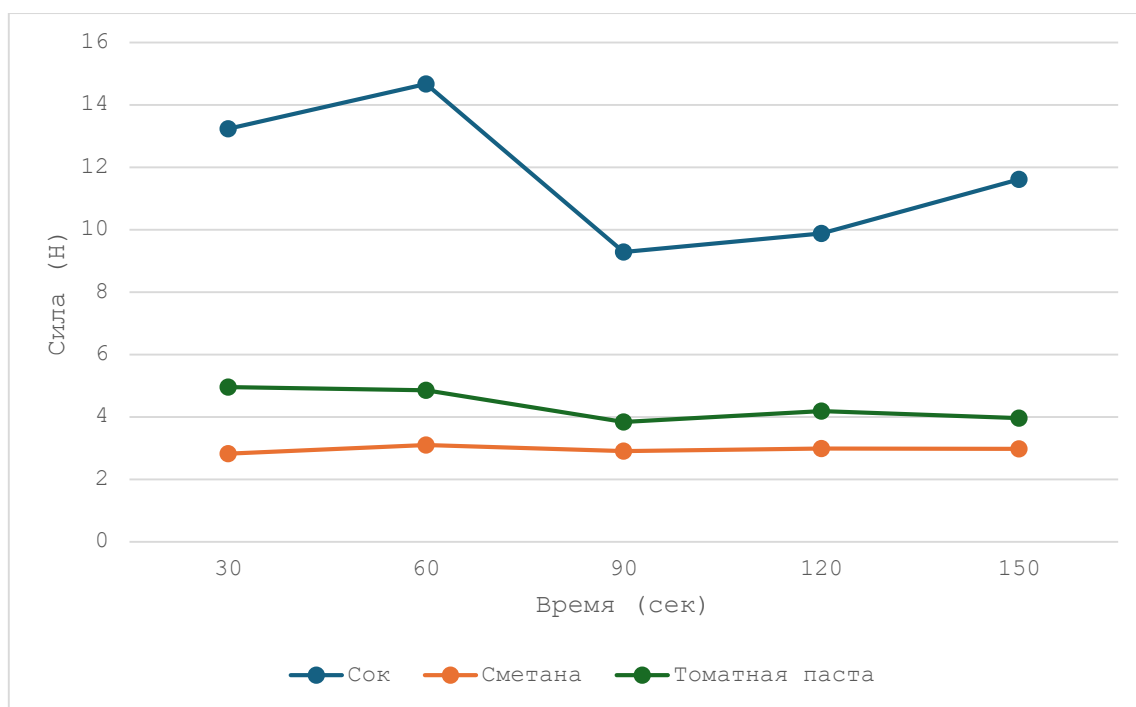


Рисунок 58 – График зависимости измеренной силы от времени для различных образцов

Таблица 8 – Значения средней силы, стандартного отклонения, точности и прогрешности измеренной силы

Название объекта	Эталонное значение (Н)	Средняя измеренная сила (Н)	Стандартное отклонение	Ошибка точности (%)	Точность (%)
Сок	10,3	11,74	2,254	14	86
Сметана	2,943	2,96	0,104	0,58	99,42
Томатная паста	3,924	4,36	0,514	11,10	88,9
Среднее значение (%)				8,56	91,44

1) Для вычисления стандартного отклонения воспользуемся следующей формулой

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - x_{\text{ср}})^2}{n-1}} \quad (3)$$

2) Для вычисления ошибки точности воспользуемся следующей формулой

$$\text{Ошибка точности (\%)} = \frac{(F_{\text{изм}} - F_{\text{этал}}) \times 100}{F_{\text{этал}}} \quad (4)$$

3) Для вычисления точности воспользуемся следующей формулой

$$\text{Точность (\%)} = 100 - |\text{Ошибка точности (\%)}| \quad (5)$$

Результаты экспериментального тестирования с использованием различных эталонных масс представлены в таблице 8.

Средняя точность измерения приложенной силы составила приблизительно 91,44%, при средней ошибке около 8,56%. Наивысшая точность была зафиксирована при измерении сметаны (99,42%), а наименьшая – при измерении сока (86,00%).

На величину отклонений в измерениях могли повлиять следующие факторы:

- Механическая нестабильность установки при приложении больших нагрузок (например, бутылка сока), что могло привести к неравномерному распределению силы на чувствительную область датчика;

- Влияние движений рукой при укладке образцов и нестабильное положение также могли повлиять на точность.

4 ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

Основной целью эксперимента является измерение максимальной силы укуса у парней и девушек в возрасте от 18 до 25 лет. Для этого были разработаны 2 прибора, которые регистрируют нагрузки в трех зонах: фронтальном, правом и левом молярах.

В ходе эксперимента каждый участник проходил измерения с использованием обеих моделей гнатодинамометра. Процедура проходила анонимно и включала соблюдение инструкций правильного положения головы и челюстей для точного измерения нагрузки зубов.

1) Основной прибор с тензодатчиком Load Cell

Результат эксперимента с данным тензодатчиком показан в таблице 9 и изображен на рисунке 59.

Таблица 9 – Результат эксперимента при измерении фронтальной зоны BF (Н)

Пол	Min BF (Н)	Max BF (Н)	Среднее Min BF (Н)	Среднее Max BF (Н)
Мужчина	410,37	1381,39	315,31	729,11
	340,22	570,84		
	290,18	540,65		
	310,47	590,26		
	300,91	560,88		
	330,38	580,73		
	320,06	600,08		
	280,77	1250,71		
	310,59	570,45		
	260,15	645,14		
Женщина	260,28	811,94	237,48	559,96
	250,67	461,17		
	280,12	1051,29		
	190,75	370,91		
	200,66	390,42		
	210,48	360,39		
	250,37	490,84		
	240,59	470,76		
	260,02	741,32		
	230,83	450,51		

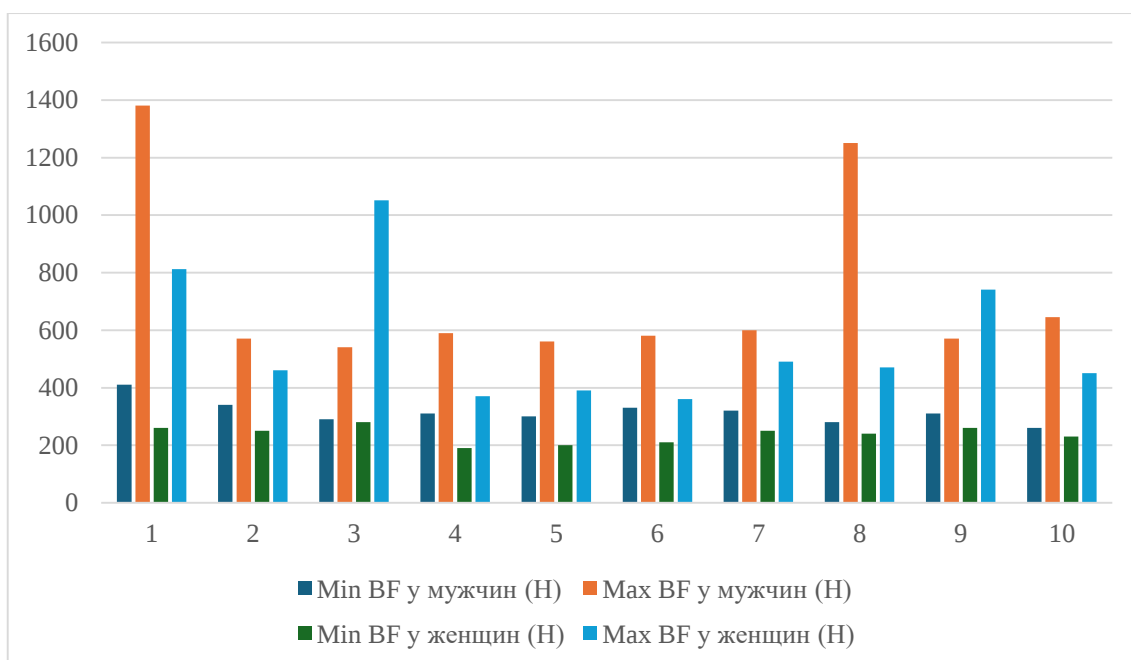


Рисунок 59 – Измеренная сила укуса зубов у мужчин и женщин

Ниже на рисунках представлены как в целом проходил данный эксперимент.

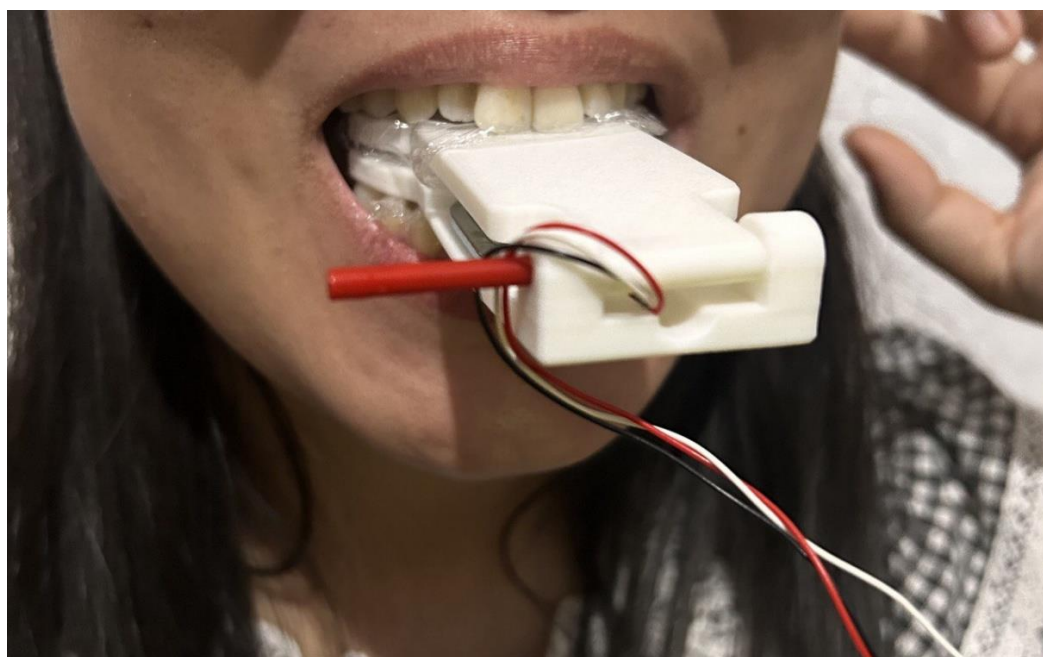


Рисунок 60 – Вид спереди

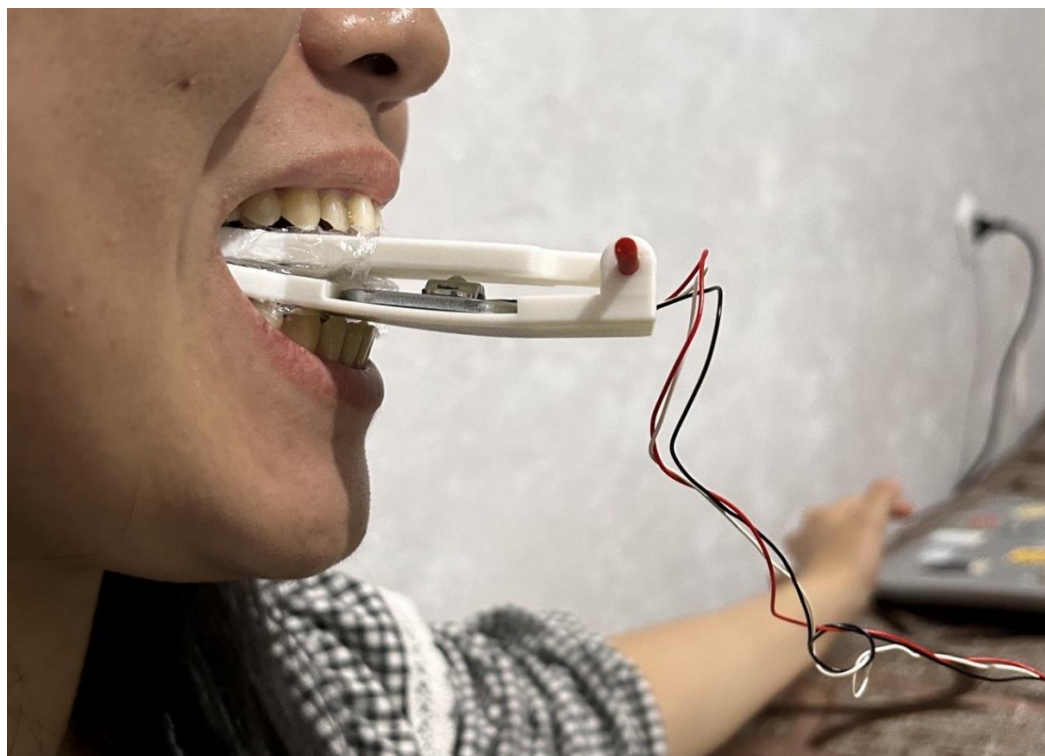


Рисунок 61 – Вид сбоку



Рисунок 62 – Максимальная сила укуса в фронтальной зоне у девушки

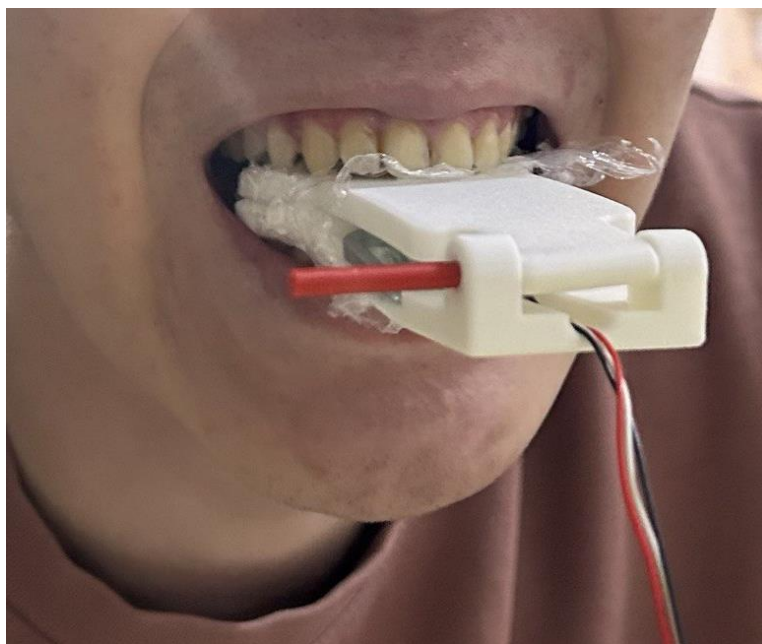


Рисунок 63 – Вид спереди

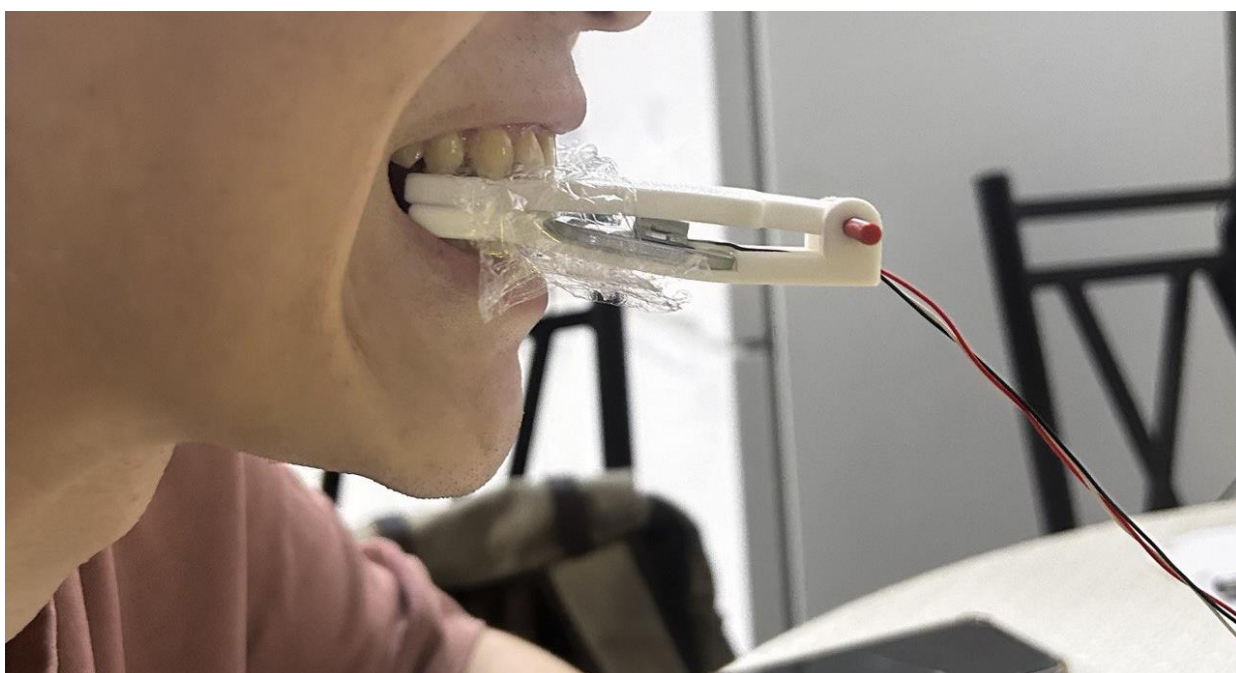


Рисунок 64 – Вид сбоку

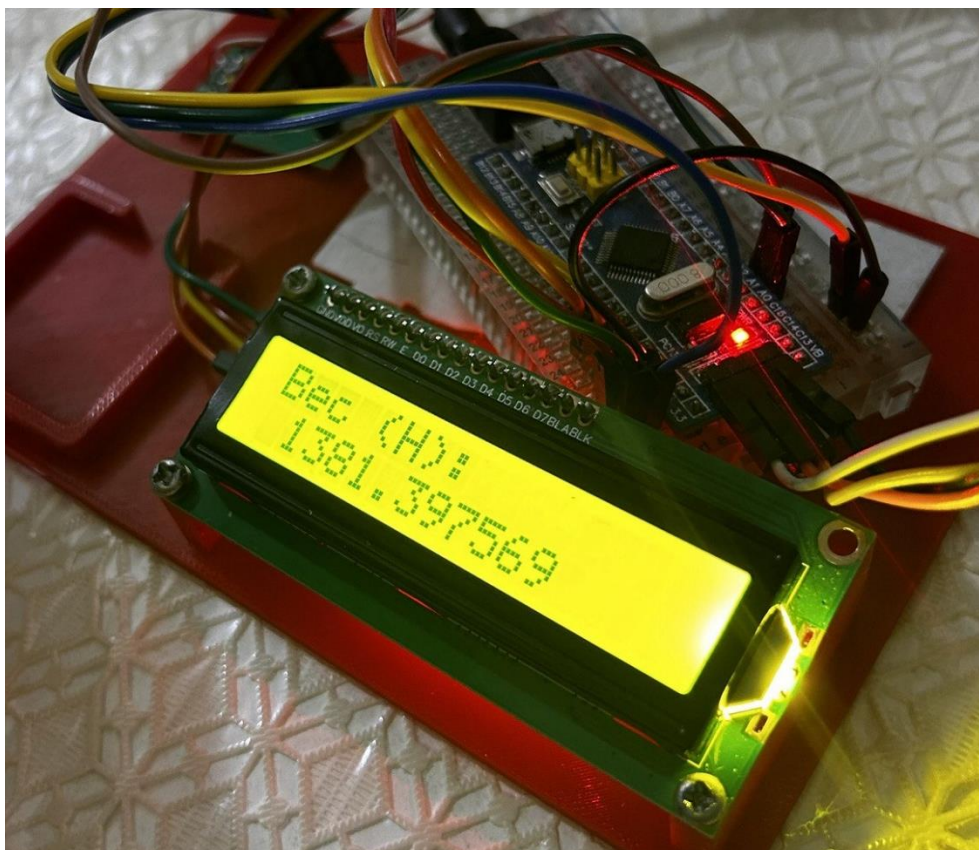


Рисунок 65 – Максимальная сила укуса в фронтальной зоне у парня

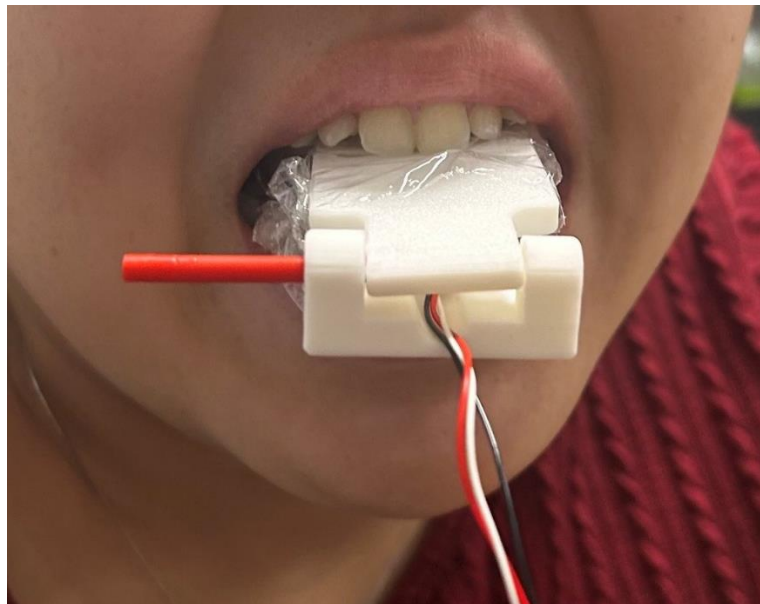


Рисунок 66 – Вид спереди



Рисунок 67 – Вид сбоку



Рисунок 68 – Максимальная сила укуса в фронтальной зоне у девушки

Вывод, основанный из результата данного эксперимента:

Из таблицы 9 наглядно видно, что у мужчин значения Min и Max BF значительно выше, чем у женщин. Об этом также иллюстрирует рисунок 59.

– Минимальные значения силы укуса у мужчин варьируется от 260,15 Н до 410,37 Н, а у женщин – от 190,75 Н до 280,12 Н;

– Максимальные значения силы укуса у мужчин достигают от 540,65 Н до 1381,39 Н, у женщин – от 360,39 Н до 1051,29 Н;

– Средняя рассчитанная сила укуса у мужчин составляет Min – 315,31 Н, Max – 729,11 Н; у женщин Min – 237,48 Н, Max – 559,96 Н.

Все полученные значения, измеренные гнатодинамометром, говорят о том, что на силу укуса влияют физиологические различия между полами. В моменте эксперимента все участники, принимавшие в нем участие, сообщили об отсутствии болевых ощущений при укусе и заболеваний зубочелюстной системы.

2) Экспериментальный прибор с тензодатчиком TAS606

Ниже представлены результаты эксперимента со вторым прибором и на рисунке 69 изображены максимальные и минимальные силы укуса у мужчин и женщин.

Таблица 10 – Результат эксперимента при измерении фронтальной области BF (Н)

Пол	Min BF (Н)	Max BF (Н)	Среднее Min BF (Н)	Среднее Max BF (Н)
Мужчина	405,23	590,75	448,76	579,94
	412,58	575,39		
	423,84	588,12		
	437,10	595,67		
	445,37	562,84		
	451,92	579,53		
	460,28	588,19		
	473,66	585,71		
	482,14	562,89		
	495,50	570,28		
Женщина	205,46	395,82	255,04	345,42
	213,85	380,41		
	225,18	365,94		
	238,70	355,67		
	249,14	343,88		
	263,39	330,56		
	278,65	320,18		
	292,07	310,49		
	298,14	311,48		
	285,79	329,73		

(Н) Таблица 11 – Результат эксперимента при измерении правого моляра BF

Пол	Min правого моляра BF (Н)	Мах правого моляра BF (Н)	Среднее значение правого моляра Min BF (Н)	Среднее значение правого моляра Мах BF (Н)
Мужчина	512,34	945,23	678,43	1007,71
	534,67	960,45		
	578,21	980,67		
	620,12	990,12		
	650,45	875,98		
	690,33	920,45		
	720,88	965,34		
	755,12	1247,69		
	820,50	1149,42		
	900,67	1039,74		
Женщина	412,45	750,23	510,05	843,61
	435,12	780,45		
	460,67	800,34		
	480,23	820,12		
	500,12	835,37		
	520,45	850,67		
	540,78	870,34		
	565,23	880,12		
	590,34	900,01		
	600,14	950,43		

(Н) Таблица 12 – Результат эксперимента при измерении левого моляра BF

Пол	Min левого моляра BF (Н)	Мах левого моляра BF (Н)	Среднее значение левого моляра Min BF (Н)	Среднее значение левого моляра Мах BF (Н)
Мужчина	480,34	880,21	620,70	916,85
	510,12	905,45		
	540,88	925,67		
	580,56	940,10		
	610,12	865,34		
	630,44	900,56		

Продолжение таблицы 12

Пол	Min левого моляра BF (Н)	Max левого моляра BF (Н)	Среднее значение левого моляра Min BF (Н)	Среднее значение левого моляра Max BF (Н)
	665,21	915,34		
	690,78	930,12		
	730,12	945,67		
	770,45	960		
Женщина	410,12	637	496,69	766,49
	430,45	710,12		
	455,67	735,28		
	470,22	750,45		
	495,12	765,67		
	510,44	780,12		
	528,76	800,01		
	540,33	815,89		
	555,67	825,34		
	570,12	845		

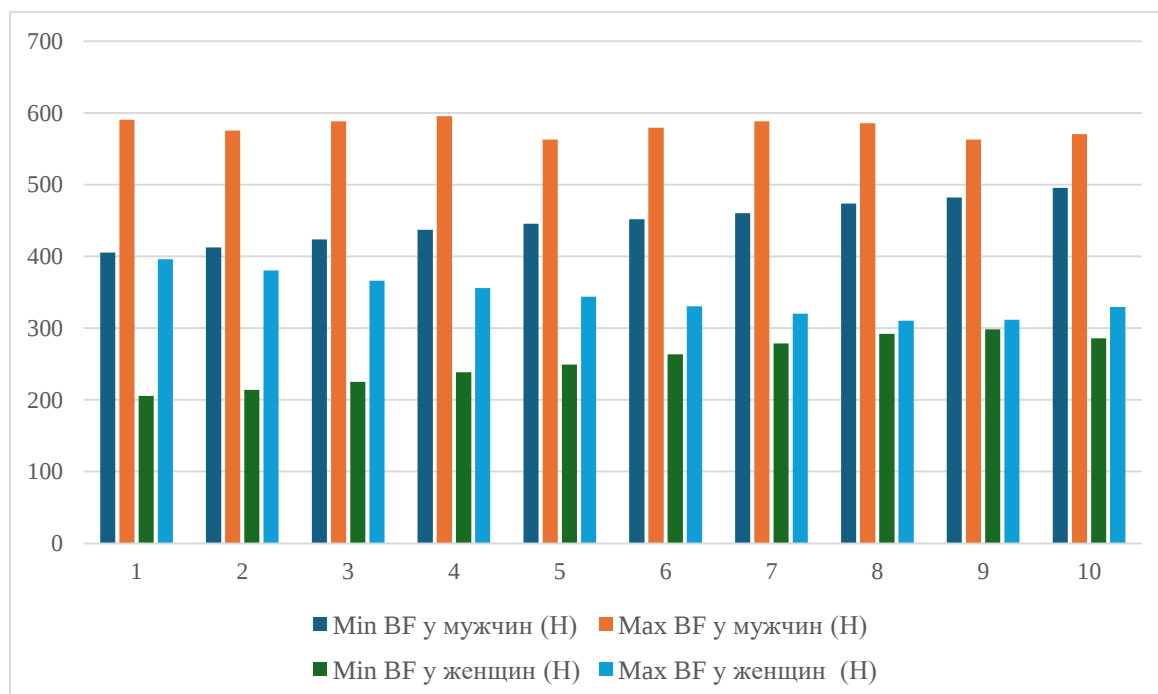


Рисунок 69 – Измеренная сила укуса зубов у мужчин и женщин со вторым тензодатчиком TAS606

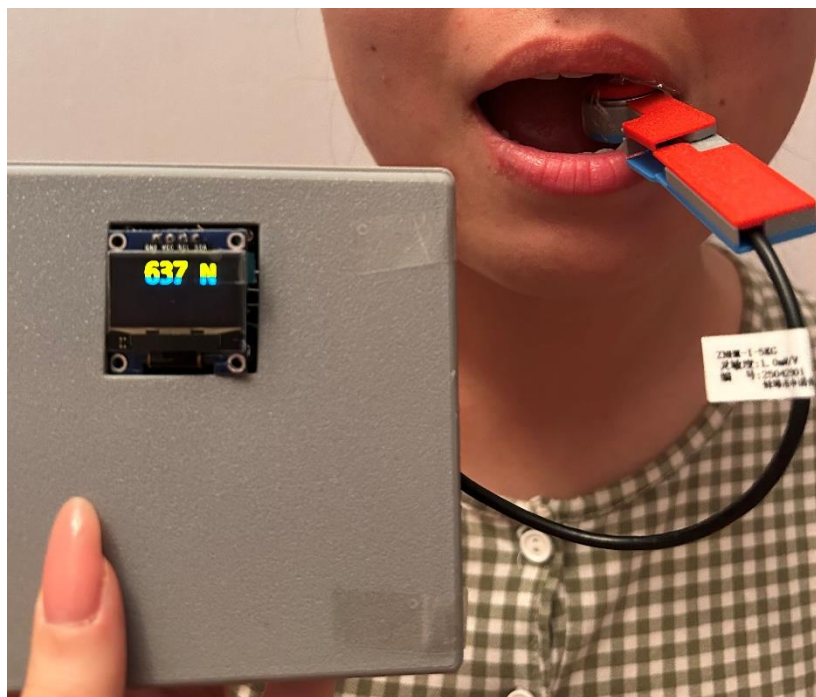


Рисунок 70 – Максимальная сила укуса левого моляра при измерении со вторым тензодатчиком TAS606

Вывод, основанный из результата данного эксперимента:

Общая сила укуса у мужчин значительно выше, чем у женщин, что подтверждается всеми тремя экспериментальными показателями:

1. Основная часть зубного ряда (общие значения):

– Минимальные значения у мужчин находятся в диапазоне от 405,23 Н до 495,50 Н, у женщин – от 205,46 Н до 298,14 Н;

– Максимальные значения у мужчин – от 562,84 Н до 595,67 Н, у женщин – от 310,49 Н до 395,82 Н;

– Средние значения для мужчин: Min – 448,76 Н, Max – 579,94 Н; для женщин: Min – 255,04 Н, Max – 345,42 Н.

2. Правый моляр:

– Минимальные значения силы укуса у мужчин варьируются от 512,34 Н до 900,67 Н, а у женщин – от 412,45 Н до 600,14 Н;

– Максимальные значения у мужчин составляют от 875,98 Н до 1247,69 Н, у женщин – от 750,23 Н до 950,43 Н;

– Средние значения у мужчин: Min – 678,43 Н, Max – 1007,71 Н; у женщин: Min – 510,05 Н, Max – 843,61 Н.

3. Левый моляр:

– Минимальные значения у мужчин колеблются от 480,34 Н до 770,45 Н, у женщин – от 410,12 Н до 570,12 Н;

– Максимальные значения у мужчин находятся в диапазоне от 865,34 Н до 960 Н, у женщин – от 637 Н до 845 Н;

– Средние значения у мужчин: Min – 620,70 Н, Max – 916,85 Н; у женщин: Min – 496,69 Н, Max – 766,49 Н.

У мужчин сила укуса по правому моляру в среднем выше, чем по левому, что может быть связано с доминированием жевательной стороны. Аналогичная тенденция наблюдается и у женщин.

Все участники экспериментов не испытывали болезненных ощущений и не имели заболеваний зубочелюстной системы, что подтверждает корректность и репрезентативность полученных результатов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения данной работы была успешно решена задача разработки гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов. Основой для разработки послужил анализ исследований по выявлению максимальной и минимальной сил укуса человека, а также анализ аналогичных приборов на рынке, выявляя их преимущества и недостатки. Это позволило сформировать требования к технической реализации устройства. И на основании этого были выбраны и интегрированы в устройства следующие компоненты: тензометрический датчик, микроконтроллер STM32, модуль усиления HX711 и дисплей LCD 1602 с I2C/ OLED. Это обеспечило оригинальность, инновационность, новизну прибора. В третьем разделе реализована аппаратная и физическая сборка прототипов, а также разработано программное обеспечение с четкой архитектурой и модульной реализацией. Далее были проведены калибровка и тестирование устройств для их дальнейшего применения. Тестирование прототипов подтвердило их высокую точность, стабильность и надежность. В экспериментальной части работы были проведены измерения силы укуса уже разработанными моделями гнатодинамометров. В качестве испытуемых были выбраны участники в возрасте от 18 до 25 лет, характеризующейся максимальной функциональной активностью жевательных мышц. Полученные данные продемонстрировали значительную разницу между мужчинами и женщинами – средняя сила укуса у мужчин составила Min – 315,31 Н, Max – 729,11 Н; у женщин Min – 237,48 Н, Max – 559,96 Н, что соответствует физиологическим особенностям и анатомо-физиологическим различиям. Отсутствие жалоб на дискомфорт и заболевания, подтверждает достоверность и практическую значимость результатов.

Разработанный гнатодинамометр обладает значительным потенциалом для применения в стоматологии и научных исследованиях. Представленная работа закладывает основу для дальнейшего совершенствования методик оценки жевательной функции и создания высокоточных приборов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1 Le Révérend BJ, Edelson LR, Loret C. Anatomical, functional, physiological and behavioural aspects of the development of mastication in early childhood. *Br J Nutr.* 2014 Feb;111(3):403-14. doi: 10.1017/S0007114513002699. Epub 2013 Sep 24. PMID: 24063732; PMCID: PMC3927374.
- 2 Ab Patar, M. N. A.; Ahmad Ikmal Makhtar; Mahmud, J. .; Shahrul Azam Abdullah; Abdul Ghani, H. .; Ab Ghani, S. M.; Lee, H. .; Hanafusa, A. Smart Gnathometer for Bite Force Measurement. *Jmeditec* 2022, 1, 15-24.
- 3 Farella, Mauro & Bakke, Merete & Michelotti, Ambra & Rapuano, Alessia & Martina, Roberto. (2003). Masseter thickness, endurance and exercise- induced pain in subjects with different vertical craniofacial morphology. *European journal of oral sciences.* 111. 183-8. 10.1034/j.1600- 0722.2003.00035.x.
- 4 Bakke M. Bite force and occlusion. *Semin Orthod* 2006;12:120-126
- 5 Bakke, Merete & Holm, Betty & Jensen, Birgit & Michler, Lars & Möller, Eigild. (1990). Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scandinavian journal of dental research.* 98. 149-58.
- 6 Shinogaya, T & Bakke, Merete & Thomsen, Carsten & Matsumoto, M. (2000). Bite force and occlusal load in healthy young subjects – a methodological study. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry.* 8. 11-5.
- 7 Ferrario, V & Sforza, Chiarella & Serrao, Graziano & Dellavia, Claudia & Tartaglia, Gianluca. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *Journal of oral rehabilitation.* 31. 18-22.
- 8 Bakke, Merete. (2006). Bite Force and Occlusion. *Seminars in Orthodontics.* 12. 120-126.
- 9 Bakke M, Holm B, Jensen BL, et al: Unilateral, iso- metric bite force in 8–68-year-old women and men related to occlusal factors. *Scand J Dent Res* 98:149-158, 1990
- 10 Alkan, Arzu & Arici, Selim & Sato, Shuichi. (2006). The Effect of Periodontitis on Biting Abilities. *Journal of periodontology.* 77. 1442-5.
- 11 Laurell, Lars & Lundgren, Dan. (1985). Periodontal ligament areas and occlusal forces in dentitions restored with cross-arch end abutment bridges. *Journal of clinical periodontology.* 12. 850-60.
- 12 Kogawa, Evelyn & Calderon, Patrícia & Lauris, José & Araujo, Carlos & Conti, Paulo. (2006). Evaluation of maximal bite force in mandibular disorders patients. *Journal of oral rehabilitation.* 33. 559-65.
- 13 Gibbs, Charles & Mahan, Parker & Mauderli, André & Lundeen, Harry & Walsh, Edward. (1986). Limits of human bite strength. *The Journal of prosthetic dentistry.* 56. 226-9.
- 14 Koc D, Dogan A, Bek B. Bite force and influential factors on bite force measurements: a literature review. *Eur J Dent.* 2010 Apr;4(2):223-32. PMID: 20396457; PMCID: PMC2853825.
- 15 <https://www.kubeinnovation.com/innobyte>
- 16 Priya Jayakumar, Gnanasekaran FelsyPremila, MS Muthu, Richard

Kirubakaran, Noopur Panchanadikar, Sarmad S. Al-Qassar. Bite force of children and adolescents: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 2023, 47(3):39-53

17 Konstantinova, Desislava & Dimova-Gabrovska, Mariana. (2016). HISTORICAL REVIEW OF GNATHODYNAMOMETRIC METHODS USED FOR THE ASSESSMENT OF MASTICATORY FUNCTION. *J of IMAB*. 22. 1226-1229.

18 Verma TP, Kumathalli KI, Jain V, Kumar R. Bite Force Recording Devices - A Review. *J Clin Diagn Res*. 2017 Sep;11(9):ZE01-ZE05. doi: 10.7860/JCDR/2017/27379.10450. Epub 2017 Sep 1. PMID: 29207848; PMCID: PMC5713870.

19 Сексенбаева Ж.К. (2025). СИСТЕМАТИЧЕСКИЙ ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ ПОДХОДОВ К РАЗРАБОТКЕ ГНАТОДИНАМОМЕТРОВ И ИХ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ В СТОМАТОЛОГИИ. *Вестник науки*, 2 (2 (83)), 822-835.

20 <https://www.loadstarsensors.com/solutions/bite-force-sensor.html>

21 <https://www.loadstarsensors.com/products/software/loadvue-pro.html>

22 Apostolov, Nickolay & Chakalov, Ivan & Drajev, Todor. (2014). Measurement of the Maximum Bite Force in the Natural Dentition with a Gnathodynamometer. *Journal of Medical and Dental Practice*. 1. 70-75. 10.18044/MedInform.201412.70.

23 <https://www.kubeinnovation.com/innobyte>

24 Fastier-Wooller, J., Phan, H.-P., Dinh, T., Nguyen, T.-K., Cameron, A., Öchsner, A., & Dao, D. V. (2016). Novel Low-Cost Sensor for Human Bite Force Measurement. *Sensors*, 16(8), 1244. <https://doi.org/10.3390/s16081244>

25 <https://stomshop.pro/t-scan-novus-core>

26 <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/t-scan-novus-core>

27 Jaykumar R Gade, Megha J Agrawal, Sayali G Dandekar, Minal N Soni, Karan V Jaiswal, Anil Ingole, Digital Occlusal Analyser T-Scan: A Review, *J Res Med Dent Sci*, 2021, 9(11): 187-193

28 Takahashi M, Yamaguchi S, Fujii T, Watanabe M, Hattori Y. Contribution of each masticatory muscle to the bite force determined by MRI using a novel metal-free bite force gauge and an index of total muscle activity. *J Magn Reson Imaging*. 2016 Oct;44(4):804-13. doi: 10.1002/jmri.25223. Epub 2016 Mar 11. PMID: 26970439.

29 Steffen, C., Duda, K., Wulsten, D., Voss, J. O., Koerdts, S., Nahles, S., Heiland, M., Checa, S., & Rendenbach, C. (2023). Clinical and Technical Validation of Novel Bite Force Measuring Device for Functional Analysis after Mandibular Reconstruction. *Diagnostics*, 13(4), 586. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13040586>

30 Singh S, Utreja AK, Sandhu N, Dhaliwal YS. An Innovative Miniature Bite Force Recorder. *Int J Clin Pediatr Dent*. 2011 May-Aug;4(2):113-8. doi: 10.5005/jp-journals-10005-1093. Epub 2010 Apr 15. PMID: 27672249; PMCID: PMC5030496.

- 31 Vaz, Joseph & Seth, Rishi & Jha, mayank shekhar & Saxena, Ambuj. (2012). Design and Development of an Instrument for Measurement of Biting Force in Human Beings. ASME 2012 11th Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis, ESDA 2012. 4. 10.1115/ESDA2012-82359.
- 32 Patar, Mohd & Makhtar, Ahmad & Mahmud, Jamaluddin & Abdullah, Shahrul Azam & Ghani, Hazlina & Ghani, Siti & Lee, Hokyoo & Hanafusa, Akihiko. (2022). Smart Gnathometer for Bite Force Measurement. Journal of Medical Device Technology. 1. 15-24. 10.11113/jmeditec.v1n1.12.
- 33 Dr. Munna Khan, et. al. "Role of Novel Gnathodynamometer for Measurement of Bite Force in Adult Population of North India." IOSR Journal of Dental and Medical Sciences (IOSR-JDMS), 20(06), 2021, pp. 01-04.
- 34 Khaghaninejad, M. S., Peyravi, A., Khosravifard, A., Peyravi, E., Eftekharian, H. R. and Peyravi, M. R. (2017). Novel User-friendly Device for Human Bite Force Measurement. Journal of Dental Biomaterials, 4(4), 475-483.
- 35 <https://www.laumas.com/en/blog/products/what-a-load-cell-is-and-how-it-works/>
- 36 https://aliexpress.ru/item/1005003291375828.html?gatewayAdapt=isr2rus&sku_id=12000036214329303
- 37 <http://www.htc-sensor.com/products/151.html>
- 38 <https://www.perceptive-ic.com/news-detailed/STM32F103C8T6-Introduction>
- 39 <https://justdoelectronics.com/load-cell-hx711-module/>
- 40 https://docs.sunfounder.com/projects/ultimate-sensor-kit/en/latest/components_basic/21-component_i2c_lcd1602.html
- 41 <https://randomnerdtutorials.com/guide-for-oled-display-with-arduino/>
- 42 Raianov TA. Mathematical modeling of a strain gauge measurement system in MATLAB SIMULINK program. Transportation Systems and Technology. 2020;6(2):85-93. doi: 10.17816/transsyst20206285-93

Приложение А

Самым первым для корректной работы и связи всех имеющихся компонентов мы подключаем библиотеки:

```
#include "main.h"
#include "i2c_lcd.h"
#include "hx711.h"
#include <stdio.h>
#include <string.h>
```

После подключения библиотек необходимо добавить параметры, которые будут доступны в любой части кода независимо от его положения в архитектуре. Это позволит нам сохранять параметры и передавать их между разными функциями без излишней нагрузки на систему и экономит время инициализации, а также обновления значений:

```
I2C_HandleTypeDef hi2c1;
I2C_LCD_HandleTypeDef lcd1;
TIM_HandleTypeDef htim1;
hx711_t loadcell;
float weight;
```

```
void SystemClock_Config(void);
static void MX_GPIO_Init(void);
static void MX_I2C1_Init(void);
static void MX_TIM1_Init(void);
int main(void)
{
```

После всего вышеперечисленного происходит инициализация всех компонентов устройства. В начале происходит обновление всех компонентов, затем настройка тактовых частот, включение портов и выходов, а в конце конфигурация дисплея:

```
HAL_Init();
SystemClock_Config();
MX_GPIO_Init();
MX_I2C1_Init();
MX_TIM1_Init();
```

Далее идут кастомные настройки для дисплея и усилителя, которые нам надо для корректной работы устройства:

```
lcd1.hi2c = &hi2c1;
lcd1.address = 0x4E;
lcd_init(&lcd1);
lcd_clear(&lcd1);
lcd_puts(&lcd1, "System initialization");
hx711_init(&loadcell, GPIOA, GPIO_PIN_1, GPIOA, GPIO_PIN_2);
```

Продолжение приложения А

```
hx711_coef_set(&loadcell, 36057.14);  
hx711_tare(&loadcell, 10);
```

Переходя к основному циклу, мы в него прописываем все важные и ключевые функции действия, без которых устройство работать не сможет. Самым первым у нас стоит задержка 0.5 секунд для того, чтобы фиксировать изменения давления на тензодатчик каждый промежуток. После чего данные с тензодатчика передаются на усилитель, посчитав технические характеристики усилителя, мы получаем вес в килограммах, после чего переводим их в Ньютоны, умножая массу на ускорение свободного падения, а полученные значения выводим на дисплей.

```
while (1)  
{  
    HAL_Delay(10000);  
    weight = hx711_weight(&loadcell, 10);  
    HAL_Delay(10);  
    float net_weight_kg=weight – 31.39;  
    float force_N=net_weight_kg *9.81;  
    char buf[16];  
    sprintf(buf, "%f",force_N *9.81);  
    lcd_clear(&lcd1);  
    lcd_puts(&lcd1, "Вес (H):");  
    lcd_gotoxy(&lcd1, 1, 1);  
    lcd_puts(&lcd1, buf);  
}  
}
```

Настраиваем функцию SystemClock_Config для стабильной работы микроконтроллера и всех периферийных модулей на заданной частоте.

```
void SystemClock_Config(void)  
{  
    RCC_OscInitTypeDef RCC_OscInitStruct = {0};  
    RCC_ClkInitTypeDef RCC_ClkInitStruct = {0};  
    RCC_OscInitStruct.OscillatorType = RCC_OSCILLATORTYPE_HSE;  
    RCC_OscInitStruct.HSEState = RCC_HSE_ON;  
    RCC_OscInitStruct.HSEPredivValue = RCC_HSE_PREDIV_DIV1;  
    RCC_OscInitStruct.HSIState = RCC_HSI_ON;  
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLState = RCC_PLL_ON;  
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLSource = RCC_PLLSOURCE_HSE;  
    RCC_OscInitStruct.PLL.PLLMUL = RCC_PLL_MUL2;  
    if (HAL_RCC_OscConfig(&RCC_OscInitStruct) != HAL_OK)  
    {  
        Error_Handler();  
    }  
}
```

Продолжение приложения А

```
}
```

```
RCC_ClkInitStruct.ClockType =  
RCC_CLOCKTYPE_HCLK|RCC_CLOCKTYPE_SYSCLK  
RCC_CLOCKTYPE_PCLK1|RCC_CLOCKTYPE_PCLK2;  
RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource = RCC_SYSCLKSOURCE_PLLCLK;  
RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider = RCC_SYSCLK_DIV2;  
RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider = RCC_HCLK_DIV2;  
RCC_ClkInitStruct.APB2CLKDivider = RCC_HCLK_DIV1;  
  
if (HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct, FLASH_LATENCY_0) !=  
HAL_OK)  
{  
    Error_Handler();  
}  
}
```

Настройка интерфейса I2C, используемого для связи с дисплеем LCD 1602.

```
static void MX_I2C1_Init(void)  
{  
    hi2c1.Instance = I2C1;  
    hi2c1.Init.ClockSpeed = 100000;  
    hi2c1.Init.DutyCycle = I2C_DUTYCYCLE_2;  
    hi2c1.Init.OwnAddress1 = 0;  
    hi2c1.Init.AddressingMode = I2C_ADDRESSINGMODE_7BIT;  
    hi2c1.Init.DualAddressMode = I2C_DUALADDRESS_DISABLE;  
    hi2c1.Init.OwnAddress2 = 0;  
    hi2c1.Init.GeneralCallMode = I2C_GENERALCALL_DISABLE;  
    hi2c1.Init.NoStretchMode = I2C_NOSTRETCH_DISABLE;  
    if (HAL_I2C_Init(&hi2c1) != HAL_OK)  
    {  
        Error_Handler();  
    }  
}
```

```
static void MX_TIM1_Init(void)  
{  
  
    TIM_ClockConfigTypeDef sClockSourceConfig = {0};  
    TIM_MasterConfigTypeDef sMasterConfig = {0};
```

Продолжение приложения А

```
htim1.Instance = TIM1;
htim1.Init.Prescaler = 0;
htim1.Init.CounterMode = TIM_COUNTERMODE_UP;
htim1.Init.Period = 65535;
htim1.Init.ClockDivision = TIM_CLOCKDIVISION_DIV1;
htim1.Init.RepetitionCounter = 0;
htim1.Init.AutoReloadPreload = TIM_AUTORELOAD_PRELOAD_DISABLE;
if (HAL_TIM_Base_Init(&htim1) != HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sClockSourceConfig.ClockSource = TIM_CLOCKSOURCE_INTERNAL;
if (HAL_TIM_ConfigClockSource(&htim1, &sClockSourceConfig) !=
HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
sMasterConfig.MasterOutputTrigger = TIM_TRGO_RESET;
sMasterConfig.MasterSlaveMode = TIM_MASTERSLAVEMODE_DISABLE;
if (HAL_TIMEx_MasterConfigSynchronization(&htim1, &sMasterConfig) !=
HAL_OK)
{
    Error_Handler();
}
static void MX_GPIO_Init(void)
{
    GPIO_InitTypeDef GPIO_InitStructure = {0};

    Включение синхронизации портов GPIO:
    __HAL_RCC_GPIOC_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOD_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOA_CLK_ENABLE();
    __HAL_RCC_GPIOB_CLK_ENABLE();

    Настройка уровня выходного сигнала GPIO Pin
    HAL_GPIO_WritePin(GPIOA, GPIO_PIN_1, GPIO_PIN_RESET);

    Настройка вывода GPIO: PA1 :
    GPIO_InitStructure.Pin = GPIO_PIN_1;
    GPIO_InitStructure.Mode = GPIO_MODE_OUTPUT_PP;
    GPIO_InitStructure.Pull = GPIO_NOPULL;
    GPIO_InitStructure.Speed = GPIO_SPEED_FREQ_LOW;
```

Продолжение приложения А

```
HAL_GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStruct);
    Настройка вывода GPIO: PA2 :
    GPIO_InitStruct.Pin = GPIO_PIN_2;
    GPIO_InitStruct.Mode = GPIO_MODE_INPUT;
    GPIO_InitStruct.Pull = GPIO_NOPULL;
    HAL_GPIO_Init(GPIOA, &GPIO_InitStruct);
}
```

Для обеспечения безопасности окружения, на случай если устройство начнёт замыкать или некорректно вести работу, то он незамедлительно заканчивает свою работу:

```
void Error_Handler(void)
```

```
{
    __disable_irq();
    while (1)
    {
    }
}
```

```
#ifdef USE_FULL_ASSERT
void assert_failed(uint8_t *file, uint32_t line)
{
}
#endif
```

Приложение В

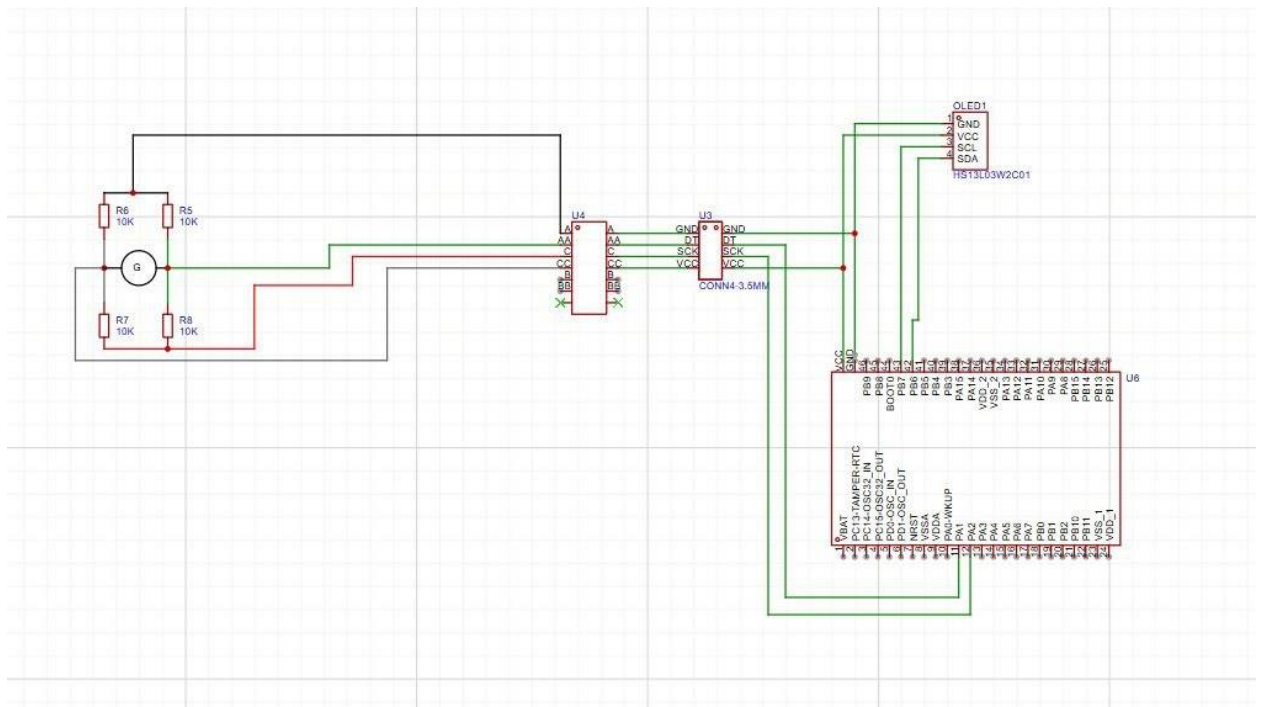


Рисунок В.1 – Электрическая принципиальная схема второго устройства

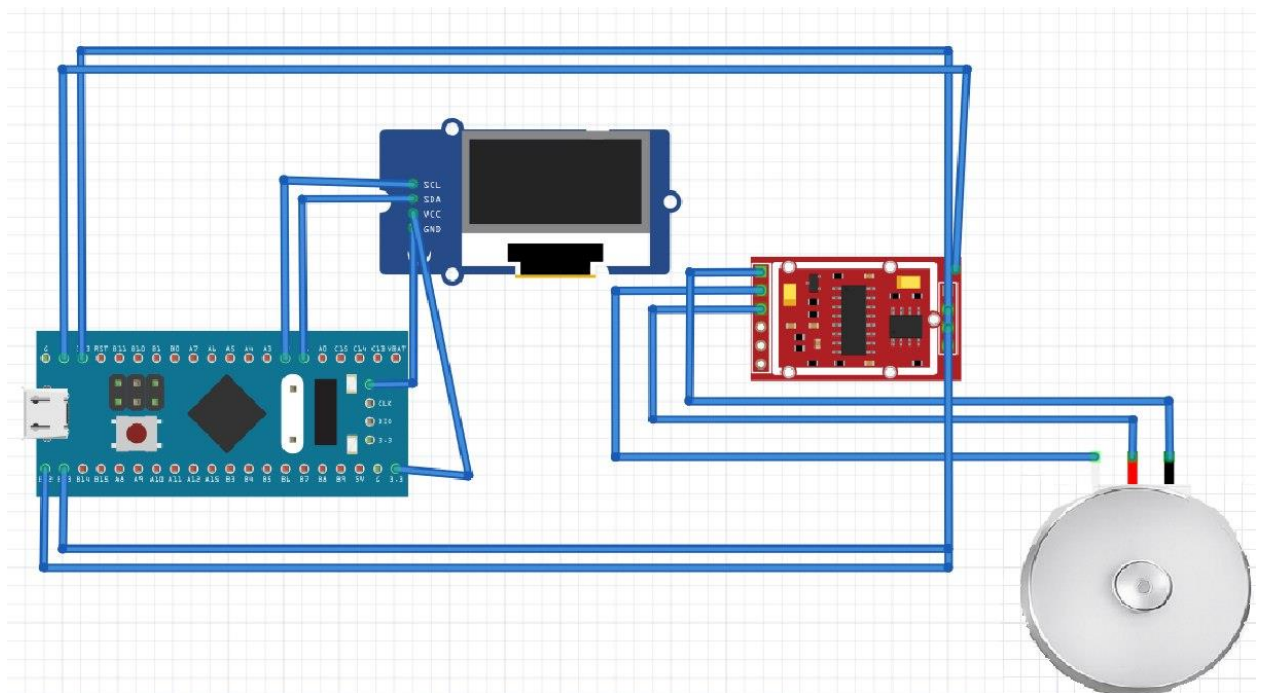


Рисунок В.2 – Схема подключения компонентов второго устройства в программной среде Fritzing

Продолжение приложения В

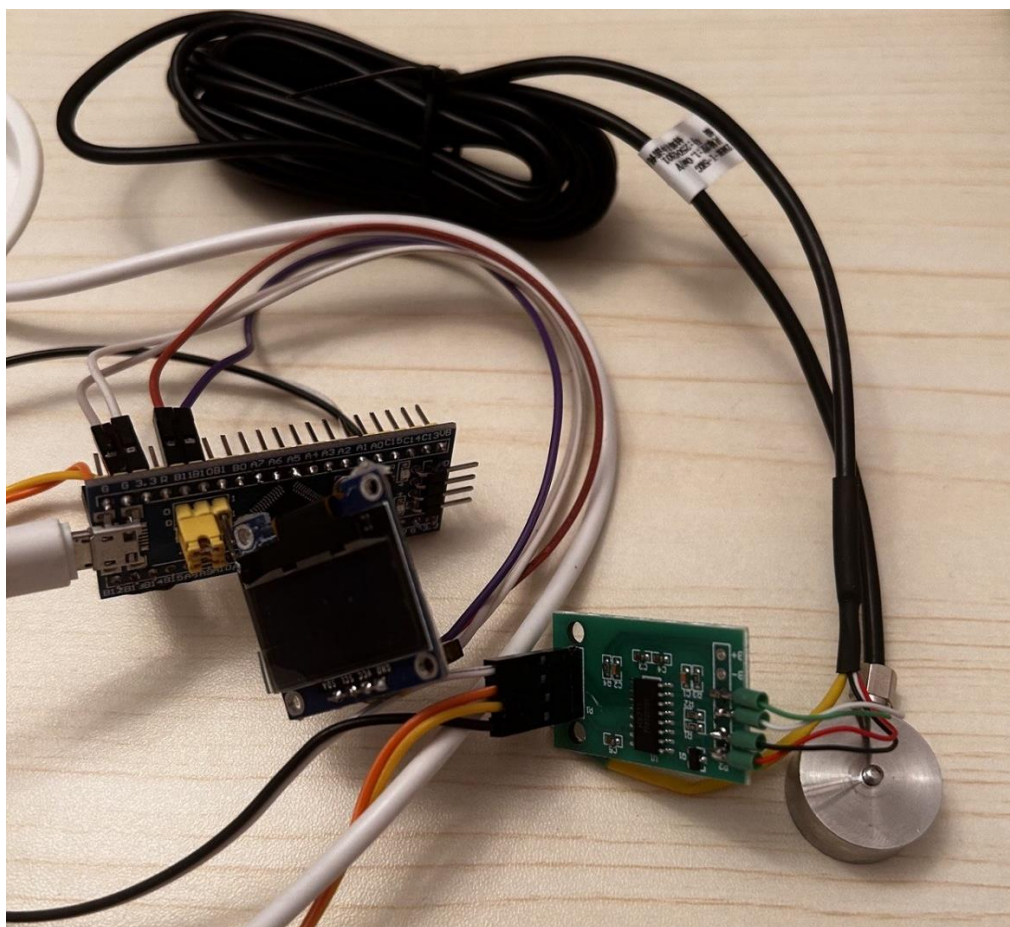


Рисунок В.3 – Экспериментальный прототип гнатодинамометра

Приложение С

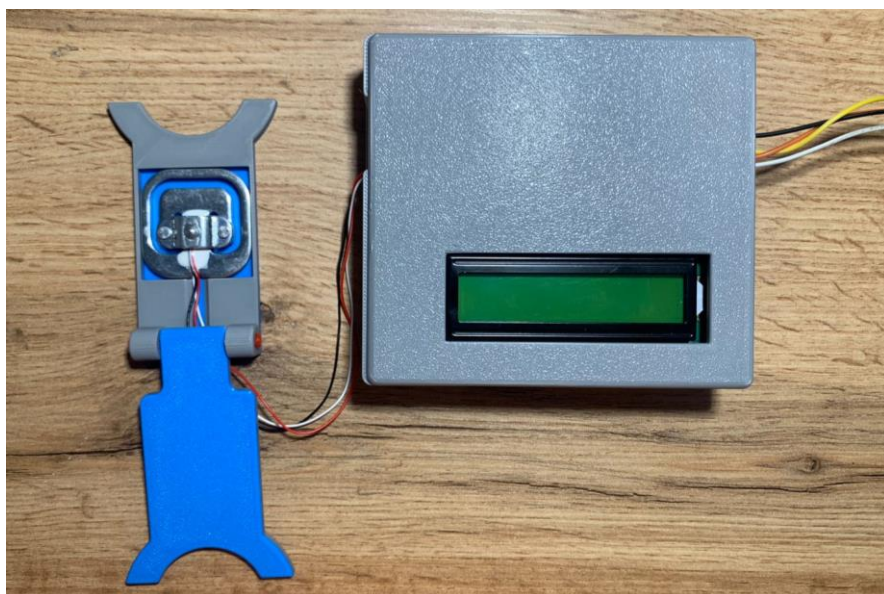


Рисунок С.1 – Финальный вид основного гнатодинамометра

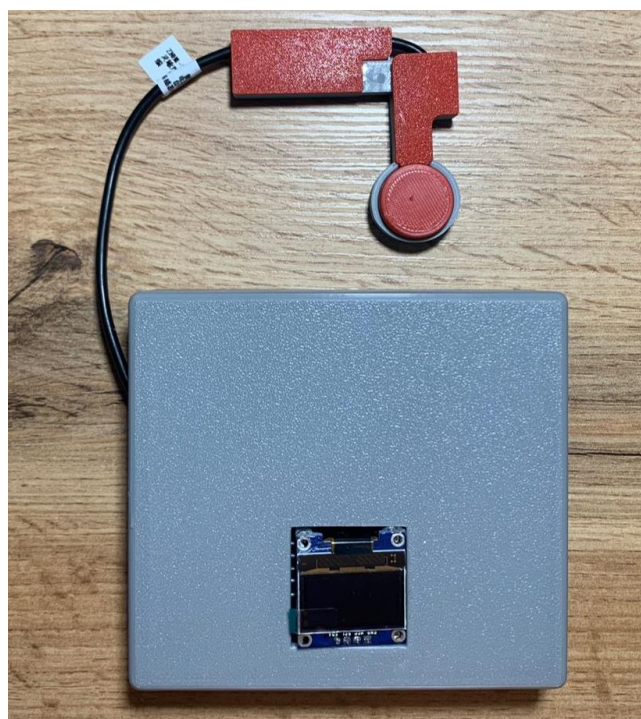


Рисунок С.2 – Финальный вид второго гнатодинамометра

ОТЗЫВ

на магистерскую диссертацию
Сексенбаевой Жаннат Кайыпбекқызы
по специальности 7М07106 – Биомедицинская инженерия
на тему: «Разработка схмотехники и программного обеспечения гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов»

В магистерской диссертации рассматривается проблема разработки гнатодинамометра – специализированного электронного прибора для измерения силы жевательной нагрузки. Актуальность исследования обусловлена необходимостью точной диагностики функционального состояния зубочелюстной системы в клинической стоматологии, а также отсутствием на отечественном рынке доступных и надёжных приборов подобного типа.

Работа включает комплексный подход к решению поставленной задачи.

В теоретической части приведён подробный обзор анатомо-физиологических особенностей жевательного аппарата человека, факторов, влияющих на силу укуса, а также классификация и технический анализ существующих устройств. Особое внимание уделено сенсорной базе, используемой в современных гнатодинамометрах, и сравнению их характеристик. Сексенбаевой Ж.К. выполнен качественный обзор научной литературы.

На этапе технической реализации автор разработала структурную и электрическую принципиальную схему устройства, обосновала выбор компонентов, включая тензометрический датчик, модуль HX711 и микроконтроллер STM32. Особую ценность представляет раздел, посвящённый программной реализации: архитектура кода представлена ясно, подробно описаны все алгоритмы обработки и визуализации данных.

Произведённая сборка прототипа и его тестирование подтвердили работоспособность разработанной системы. Прототип показал стабильную работу и может быть использован как в научных исследованиях, так и в клинической практике.

Автор продемонстрировала отличное владение инженерными и программными инструментами, логичность мышления и умение применять теоретические знания на практике.

В период исследования по теме данной магистерской диссертации:

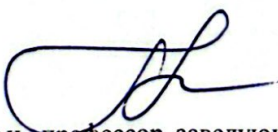
– опубликована статья в Международном научном журнале «Вестник науки» №2 (83) 2025, на тему «СИСТЕМАТИЧЕСКИЙ ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ ПОДХОДОВ К РАЗРАБОТКЕ ГНАТОДИНАМОМЕТРОВ И ИХ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ В СТОМАТОЛОГИИ»;

– опубликована статья в XVII International Scientific Conference «Scientific advances and innovative approaches», 24-25.04.2025 на тему «DESIGN AND MODELLING OF A GNATHODYNAMOMETER: MECHANICS, CIRCUITRY AND SOFTWARE FOR MEASURING TOOTH LOADING».

В целом работа выполнена на высоком уровне и является законченной, заслуживает высокой оценки, а ее автор Сексенбаева Ж.К. достойна присвоения магистра по специальности 7М07106 – «Биомедицинская инженерия».

Научный руководитель

Занимаемая должность: к.т.н., профессор, заведующий кафедрой «РТиТСА»



Ожикенов К.А.

РЕЦЕНЗИЯ

на диссертационную работу студентки образовательной программы
7M07106 – Биомедицинская инженерия
Сексенбаевой Жаннат Кайыпбекқызы

Тема работы: **«Разработка схемотехники и программного обеспечения
гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов»**

Объём выполненной работы:

- а) графическая часть — 35 листов
- б) пояснительная записка — 79 страниц

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Диссертация посвящена актуальной проблеме функциональной диагностики жевательной системы и разработке устройства – гнатодинамометра, способного измерять жевательную нагрузку с последующей цифровой обработкой данных. Работа актуальна в контексте развития цифровых методов в стоматологии, а также в связи с ограниченной доступностью современных и недорогих измерительных приборов на рынке.

Аналитическая часть исследования демонстрирует глубокий анализ анатомо-физиологических особенностей жевательного аппарата человека, методов измерения силы укуса и существующих прототипов гнатодинамометров. Проведён сравнительный обзор современных решений, что позволяет объективно оценить преимущества и недостатки конкурирующих технологий.

Техническая реализация проекта выполнена на высоком уровне: разработана структурная и функциональная схема устройства, обоснован выбор компонентов (тензометрический датчик, модуль HX711, STM32), представлена электрическая принципиальная схема. Также реализовано программное обеспечение, обеспечивающее сбор, фильтрацию и анализ данных. Проведены тестовые испытания прототипа, подтверждающие работоспособность устройства.

Следует отметить научную новизну: применён тип тензодатчика, ранее не встречавшийся в аналогичных приборах, что позволило создать компактный и экономически доступный измеритель с удовлетворительными метрологическими характеристиками.

ОТМЕЧАЕМЫЕ ОСОБЕННОСТИ И РЕКОМЕНДАЦИИ

К определённым ограничениям выполненного исследования можно отнести тот факт, что натурное тестирование устройства проводилось исключительно на добровольцах с условно здоровыми зубами или незначительными проявлениями кариеса. Это ограничивает возможность полноценной оценки работы прибора в условиях выраженных стоматологических патологий – таких как нарушения прикуса, заболевания пародонта или дисфункции височно-нижнечелюстного сустава. Включение более широкой клинической выборки в будущем позволило бы повысить достоверность и прикладную ценность полученных результатов.

Что касается оформления, диссертация в целом характеризуется корректной структурой и последовательной логикой изложения материала.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В целом, работа выполнена на высоком уровне, демонстрируя уверенное владение методами схмотехнического проектирования, основами биомедицинской инженерии и программной реализации встроенных систем. Работа соответствует установленным требованиям и заслуживает оценки «отлично» (А) с рекомендацией к защите.

Рецензент



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

Протокол

о проверке на наличие неавторизованных заимствований (плагиата)

Автор: Сексенбаева Жаннат Кайыпбекқызы

Соавтор (если имеется):

Тип работы: Магистерская диссертация

Название работы: Разработка схемотехники и программного обеспечения гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов

Научный руководитель: Касымбек Ожикенов

Коэффициент Подобия 1: 0.2

Коэффициент Подобия 2: 0

Микропробелы: 19

Знаки из здругих алфавитов: 4

Интервалы: 25

Белые Знаки: 0

После проверки Отчета Подобия было сделано следующее заключение:

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

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

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

☐ Обоснование:

2025-06-06

Дата

Заведующий кафедрой



Протокол

о проверке на наличие неавторизованных заимствований (плагиата)

Автор: Сексенбаева Жаннат Кайыпбекқызы

Соавтор (если имеется):

Тип работы: Магистерская диссертация

Название работы: Разработка схмотехники и программного обеспечения гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов

Научный руководитель: Касымбек Ожикенов

Коэффициент Подобия 1: 0.2

Коэффициент Подобия 2: 0

Микропробелы: 19

Знаки из здругих алфавитов: 4

Интервалы: 25

Белые Знаки: 0

После проверки Отчета Подобия было сделано следующее заключение:

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

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

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

☐ Обоснование:

2025-06-06

Дата

Ержан Аймұханбетов



проверяющий эксперт



Отчет подобия

Метаданные

Название организации

Satbayev University

Название

Разработка схемотехники и программного обеспечения гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов

Автор

Научный руководитель / Эксперт

Сексенбаева Жаннат КайыпбекқызыКасымбек Ожикенов

Подразделение

ИАиИТ

Объем найденных подобиий

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



КП1

25

Длина фразы для коэффициента подобиия 2



КП2

12188

Количество слов



КЦ

99908

Количество символов

Тревога

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

Замена букв		4
Интервалы		25
Микропробелы		19
Белые знаки		0
Парафразы (SmartMarks)		29

Подобия по списку источников

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

10 самых длинных фраз

Цвет текста

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ И АДРЕС ИСТОЧНИКА URL (НАЗВАНИЕ БАЗЫ)	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8062967/	42 0.34 %
2	https://www.jocpd.com/articles/10.22514/jocpd.2023.022	34 0.28 %
3	Evaluation of occlusal bite force distribution by T-Scan in orthodontic patients with different occlusal characteristics: a cross sectional-observational study M Annamma, Lovely, Abutayyem, Huda, Desai, Vijay B, Alam, Mohammad Khursheed;	27 0.22 %



Отчет об обнаружении ИИ-контента

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

Метаданные

Название организации

Satbayev University

Название

Разработка схемотехники и программного обеспечения гнатодинамометра для измерения нагрузки зубов

Автор

Научный руководитель / Эксперт

Сексенбаева Жаннат КайыпбекқызыКасымбек Ожикенов

Подразделение

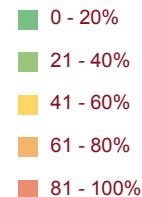
ИАиИТ

Коэффициент Вероятности ИИ

8%

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

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



Индикатор Контента ИИ

2%

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

Подробности

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

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	ФРАГМЕНТ	ВЕРОЯТНОСТЬ КОНТЕНТА ИИ	ЧИСЛО СЛОВ
1	b. Критерии исключения: - Исследования среди взро...	92%	57
2	In the design section, both the structural and fu...	91%	72
3	2) Операционный усилитель: - Используется в инвер...	87%	73
4	Прототип показал стабильную работу и подтвердил св...	74%	75
5	Основные функции прошивки: - Считывание аналогово...	52%	66
6	- Пересчёт в силу прикуса: Полученное значение на...	38%	57
7	Системные требования: - Операционная система: Win...	33%	173
8	The prototype demonstrated stable operation and co...	29%	197
9	Высокая производительность: STM32F103C8T6 основан ...	28%	111
10	4) Выходной сигнал: - Составляет микровольты до у...	28%	56

СЕРТИФИКАТ

о публикации в международном
научном журнале «Вестник науки» ISSN 2712-8849

статьи

**«СИСТЕМАТИЧЕСКИЙ ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ
ПОДХОДОВ К РАЗРАБОТКЕ ГНАТОДИНАМОМЕТРОВ И
ИХ КЛИНИЧЕСКОГО ПРИМЕНЕНИЯ В СТОМАТОЛОГИИ»**

обладатель сертификата

Сексенбаева Ж.К.



eLibrary № 206-05/2018
КиберЛенинка № 35342-01
Google Academy sQPTZ3UAAAAJ
СМИ ЭЛ № ФС 77 - 84401
www.vestnik-nauki.ru



Главный редактор
Рассказова Л.Ф.

г. Тольятти, Россия
9 февраля 2025 г.

CERTIFICATE

Seksenbayeva Zhannat Kayypbekkyzy

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>



issuu



**Google
Scholar**


Editor-in-Chief Tarmo Vesik

29.04.2025