

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение высшего образования
«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ
Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии

«Разработка беспроводного регистратора дыхания»

АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

Студента 4 курса 4081 группы
направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»
профиль подготовки «Методы и устройства обработки биосигналов»
институт физики
Дружинин Дмитрий Сергеевич

Научный руководитель:
Профессор, д.ф.-м.н.,
профессор

«Отлично»

20.06.2025
подпись, дата

В.И. Пономаренко

Зав. кафедрой динамического
моделирования и
биомедицинской инженерии,
д.ф.-м.н., профессор


20.06.2025
подпись, дата

А.С. Караваев

Саратов 2025

Введение. Дыхание является одним из ключевых показателей здоровья человека, и его анализ может быть важным инструментом для диагностики различных заболеваний, а также в оценке состояния пациентов в реабилитационных и спортивных программах. Несмотря на существование различных методов регистрации дыхательной активности, большинство из них обладает существенными ограничениями: необходимостью стационарного оборудования, низкой мобильностью, дискомфортом при длительном использовании или высокой стоимостью.

Особую актуальность приобретает разработка компактных беспроводных систем, обеспечивающих длительный мониторинг дыхания без ограничения подвижности пациента, удобство эксплуатации в повседневных условиях и доступную стоимость изготовления.

Целью данной работы является разработка беспроводного цифрового датчика расширения грудной клетки, предназначенного для регистрации дыхания.

Основные задачи исследования:

- 1) анализ современных методов регистрации дыхания и обоснование выбора тензометрического подхода;
- 2) разработка аппаратной платформы на базе отладочной платы Arduino Nano, АЦП HX711, Bluetooth-модуля HC-06 и DC-DC преобразователя MT3608;
- 3) проектирование печатной платы и корпуса устройства с применением CAD-инструментов (EasyEDA, Tinkercad, КОМПАС-3D) и 3D-печати;
- 4) создание программного обеспечения для микроконтроллера (в среде программирования Arduino IDE) и ПК-приложения (на языке Python) для визуализации и сохранения данных;
- 5) экспериментальная верификация точности регистратора в сравнении с промышленными аналогами.

Объектом исследования является беспроводной цифровой датчик расширения грудной клетки, предназначенного для регистрации дыхания. Материалы исследования включают современные решения для регистрации дыхания, документацию на электронные модули. Для разработки устройства использовались электронные компоненты, разработанное программное обеспечение для управления и тестирования регистратора, а также промышленный аналог для проведения экспериментальной проверки точности. В ходе работы применялись методы: схемотехнического проектирования, трассирования и травления плат, 3д моделирования и печати, программирования микроконтроллера и компьютерной программы, а также экспериментального тестирования.

Работа содержит введение, пять глав и заключение. В первой главе проведен обзор методов регистрации дыхания. Вторая глава посвящена разработке принципиальной схемы устройства. Третья глава описывает процесс создания печатной платы и корпуса. Четвёртая глава содержит описание разработки программного обеспечения для регистратора. В пятой главе приведены результаты сравнения датчика с промышленным аналогом.

Научная новизна работы заключается в комплексной реализации низкобюджетного решения, сочетающего:

- 1) 24-битную аналогово-цифровую обработку сигнала;
- 2) автономное питание от двух батареек AAA;
- 3) интерфейс передачи данных Bluetooth;
- 4) эргономичный корпус для длительного ношения.

Практическая значимость подтверждена сравнительными испытаниями с коммерческим регистратором «МЕДИКОМ», показавшими высокую корреляцию сигналов разработанного датчика и промышленного образца. Устройство может быть использовано в клинической практике, телемедицинских системах и индивидуальном мониторинге здоровья.

Основное содержание работы. Существует ряд методов регистрации дыхания, используемых в датчиках дыхания, которые могут отличаться в зависимости от конкретных обстоятельств и задач:

1. Датчики, которые считывают поток воздуха, проходящий через измерительный элемент. Происходит при помощи спирометров. Главным недостатком такого метода является неудобство продолжительных измерений.

2. Измерение активности мышц грудной полости. Происходит при помощи электромиографа. В первоначальном варианте, данный способ не несёт прямой информации о дыхании, но её можно получить, обработав сигнал, что сложно реализовать для работы в реальном времени.

3. Измерение углекислого газа на вдохе и выдохе. Происходит при помощи капнографа. Проблемой данного метода является необходимость на протяжении всего теста дышать исключительно через нос, или рот, в зависимости от того, куда подведены трубки, которые также ограничивают мобильность испытуемого.

4. Измерение расширения грудной клетки. Происходит при помощи датчика расширения грудной клетки, в основе которого лежит тензодатчик. Данный метод имеет возможность измерить частоту, а также относительный объём дыхания.

Для данной работы был выбран датчик расширения грудной клетки, так как он прост и удобен в использовании для испытуемого, подходит для длительных экспериментов, а также, в дополнение к положительным факторам, данный датчик дешёв в производстве.

В ходе разработки беспроводного регистратора дыхания, на основе регистрации сигнала расширения грудной клетки, была построена принципиальная схема, представленная на рисунке 1.

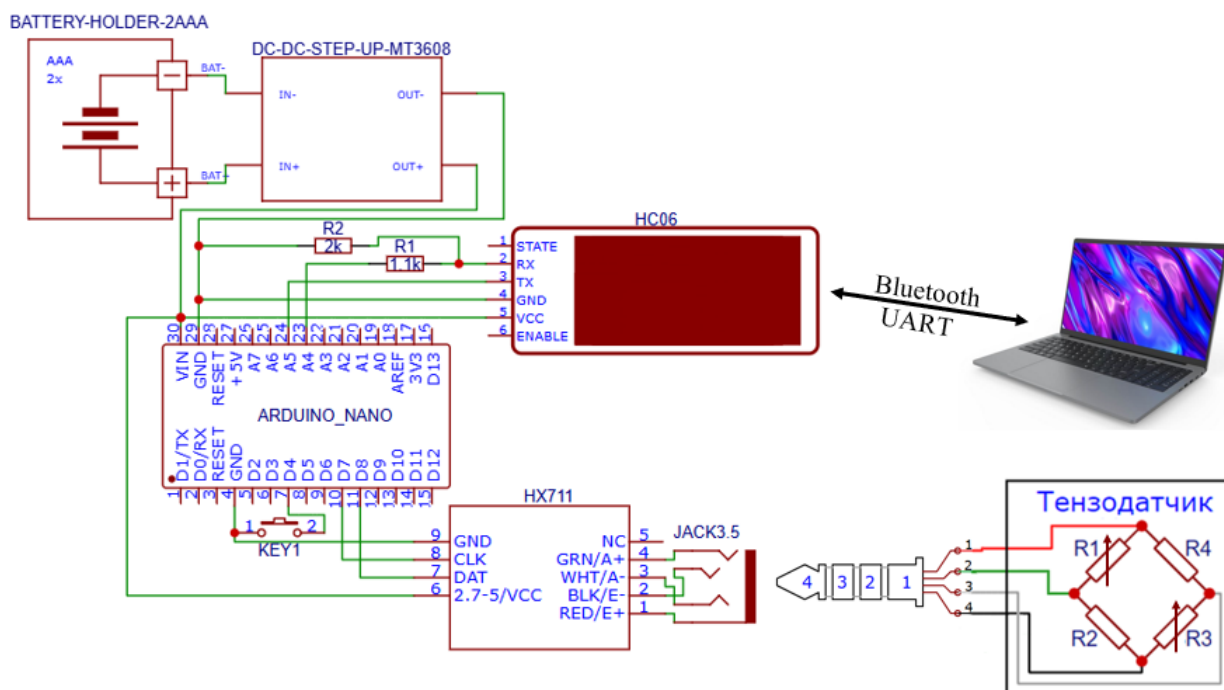


Рисунок 1 - Принципиальная схема регистратора дыхания

Сигнал расширения грудной клетки формируется при помощи, подключённого к плате через Jack 3.5, тензодатчика, который в основе своей имеет схему, под названием Мост Уитстона, которая состоит из 4 резисторов, 2 из которых являются тензорезисторами, то есть они изменяют своё сопротивление в зависимости от деформации. В покое, на обоих плечах моста присутствует одинаковый потенциал. При деформации тензодатчика, данное равновесие нарушается, из-за изменения сопротивлений R1 и R3. Эту разность фиксирует и оцифровывает плата HX711, которая является 24-битным АЦП с входным дифференциальным усилителем и частотой дискретизации 10Гц, которой достаточно для съёма сигнала дыхания. Полученный цифровой сигнал передаётся на плату Arduino Nano, в основе которой лежит микроконтроллер ATmega328P, которая, при помощи Bluetooth-модуля HC-06, передаёт данные на компьютер, по беспроводному протоколу связи. Питается вся схема от двух последовательно соединённых батареек типа AAA, напряжение с которых повышается и стабилизируется с 3В до 5В.

Для подключения компонентов регистратора в единое устройство было решено создать собственную печатную плату. В результате была произведена трассировка платы, итоговым размером 70мм на 55мм в среде EasyEDA, состоящей из четырёх модулей, а именно отладочной платы Arduino Nano, АЦП НХ711, повышающего DC-DC преобразователя МТ3608, Bluetooth-модуля HC06, а также предусмотрена возможность подключения тензодатчика при помощи разъёма Jack3.5.

Далее производился перенос изображения дорожек на текстолитовую заготовку при использовании лазерно-утюжной технологии, с дальнейшим травлением дорожек при помощи хлорного железа. Результат травления платы и залуживания дорожек представлен на рисунке 2.

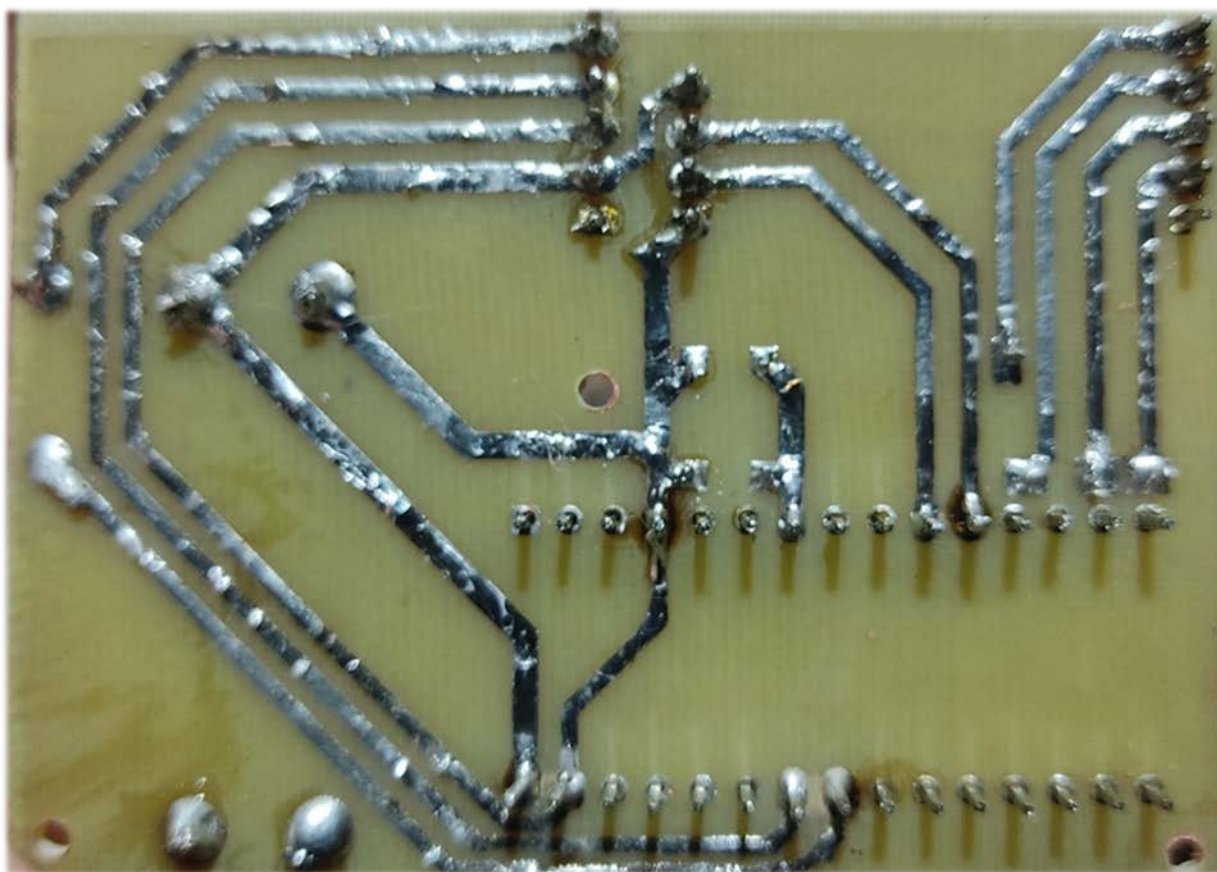


Рисунок 2 – Плата регистратора дыхания, вид снизу

Корпус регистратора моделировался в двух программах, а именно Tinkercad и Компас-3D. Его особенностью является наличие двух отсеков: в первом отсеке располагается плата, а во втором – батарейки.

Итоговые габариты корпуса получились равными 60x90x28мм без учёта тензодатчика. Далее, полученные модели печатаются на 3D принтере с использованием ABS пластика, обеспечивающего высокую прочность, при этом имея низкую цену.

Фотография распечатанного и полностью собранного датчика представлена на рисунке 3.

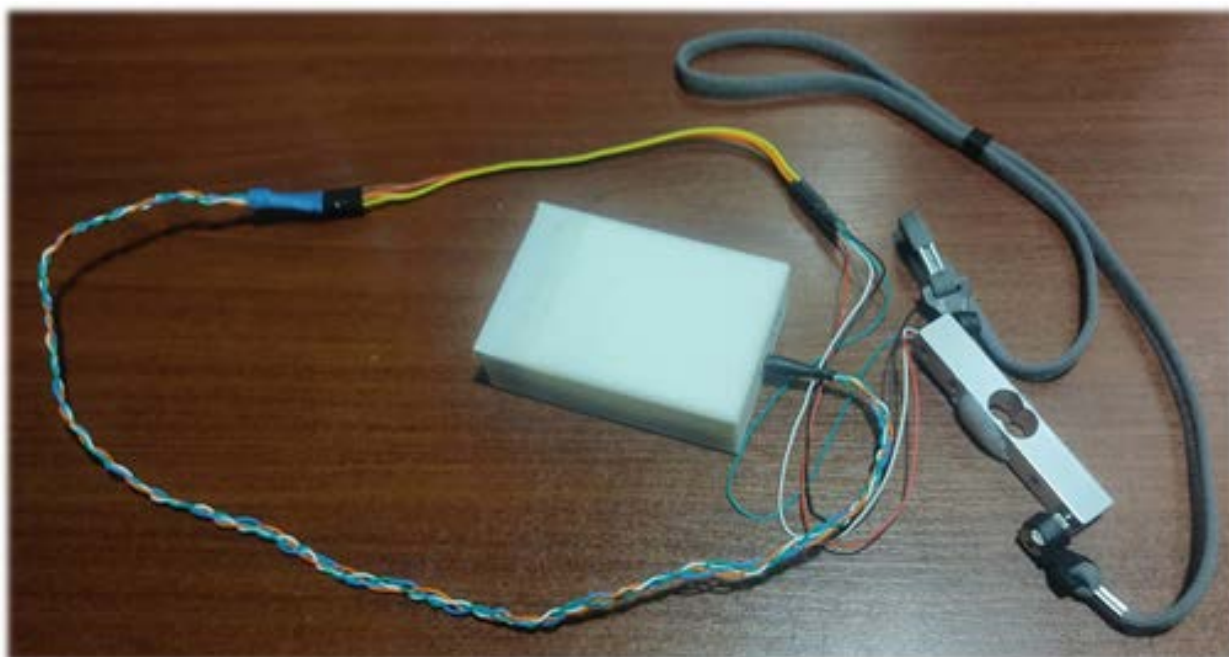


Рисунок 3 - Общий вид регистратора дыхания, с подключённым тензодатчиком

В батарейном отсеке располагаются 2 батарейки формата AAA. Плата в корпусе дополнительно фиксируется винтиком к одной из её опорных стоек. На лицевой стороне регистратора расположен разъём Jack 3.5 для подключения тензодатчика, разъём mini USB для обновления прошивки

микроконтроллера, установленного на плате Arduino Nano, также впереди расположен выключатель питания регистратора.

Написание программы для микроконтроллера производилось в среде Arduino IDE, с использованием языка Arduino C.

В основном теле программы происходит обработка управляющих запросов, полученных либо через кабель USB, подключённый к аппаратному UART, либо через Bluetooth модуль HC06, либо от нажатия кнопки. При нажатии на аппаратную кнопку, спрятанную в корпусе, происходит выключение активной передачи, либо, если она отключена, включение передачи через HC06 и аппаратный UART одновременно.

В теле прерывания, которое возникает каждые сто миллисекунд, происходит опрос АЦП HX711, данные с которого в дальнейшем передаются по Bluetooth с помощью HC06 и/или аппаратному UART по кабелю USB, в зависимости от того, какая передача разрешена.

Для корректной работы с регистратором дыхания для компьютера была написана программа с графическим интерфейсом, представленным на рисунке 4 и созданным при помощи библиотеки Tkinter. В данной программе были реализованы следующие возможности:

- 1) отправка команд, через COM-порт, при помощи библиотеки pySerial, регистратору на начало и конец регистрации;
- 2) получение данных регистратора через COM-порт и их визуализация, при помощи библиотеки matplotlib.pyplot;
- 3) запись полученных данных в файл;
- 4) выбор COM-порта для связи с датчиком;
- 5) возможность настройки скорости связи;
- 6) обработка ошибок связи.

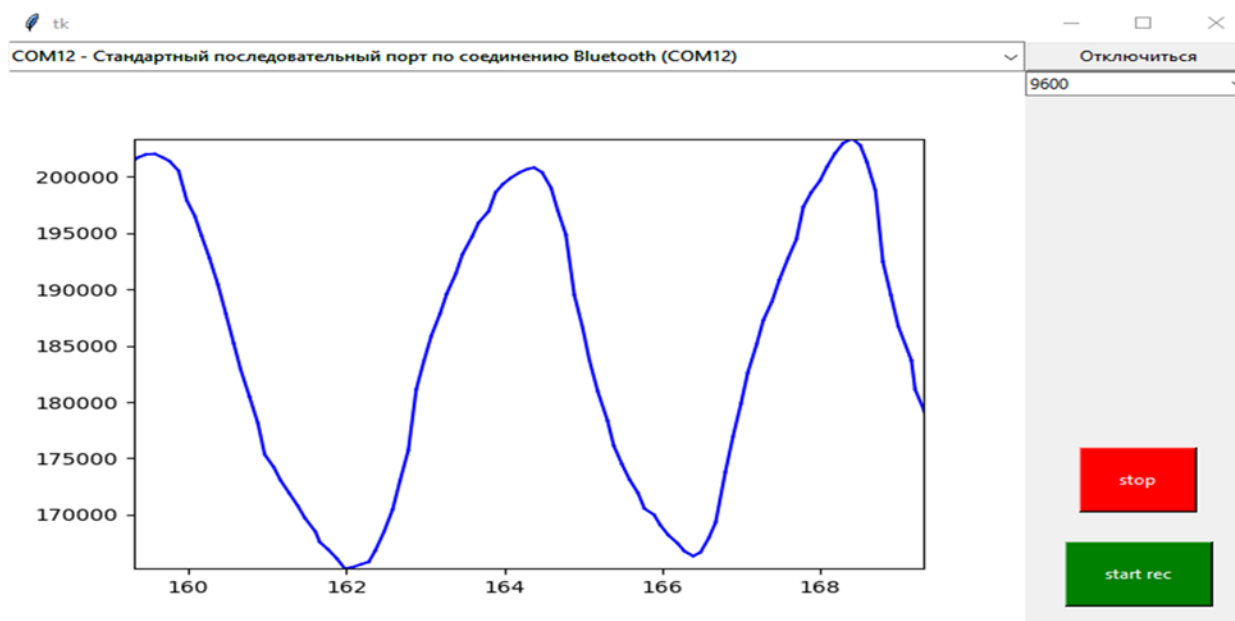


Рисунок 4 - Интерфейс написанной программы для получения, записи и отображения данных с регистратора дыхания

Дополнительно было проведено экспериментальное сравнение датчика с промышленным аналогом, производства компании «МЕДИКОМ». Результаты съёма данных представлены на рисунке 5.

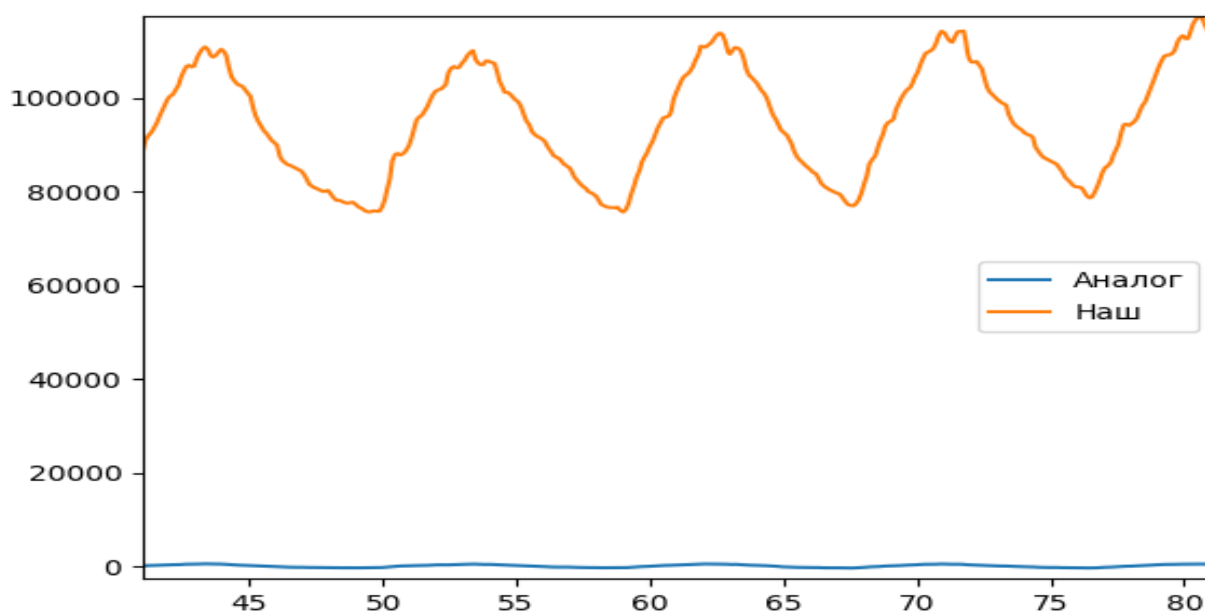


Рисунок 5 - Сравнение сигналов регистраторов дыхания

Видно, что изолиния промышленного аналога лежит в 0, а у нашего регистратора она находится на уровне порядка 9000 единиц, это говорит о наличии фильтра высоких частот у коммерческого образца, что может искажать сигнал на сверхнизких частотах. Так же видно большую разницу в амплитуде сигналов: у коммерческого изделия она намного меньше, и составляет порядка 500-800 отсчётов АЦП, против 22000-35000 у нашего регистратора. Не менее важным является и разница в частоте дискретизации приборов, у нашего это 10Гц, а у промышленного 250Гц. После небольшой обработки данных, а именно уменьшения амплитуды сигнала нашего датчика, удаления постоянной составляющей, а также удаления, при помощи кросскорреляционной функции, сдвига фаз по времени, связанным с тем, что запись проходила в разных программах. Получается следующая картина, представленная на рисунке 6, форма сигнала практически полностью совпадает, однако у нашего сигнала видно медленное смещение среднего уровня, в отличии от аналога, связано это с наличием фильтра высоких частот у последнего. Наш же датчик сохраняет сигнал в исходном варианте, что позволяет не потерять даже настолько низкочастотные характеристики, которые в случае необходимости потом уже можно отфильтровать.

Дополнительно был проведён анализ спектра мощности сигналов, представленный на рисунке 7, и по его результату видно, что спектр обоих сигналов схожи, и в обоих присутствует главная гармоника на 0.12Гц, а также вторая, намного менее выраженная на 0.24Гц.

В результате этого эксперимента можно сказать, что получившийся беспроводной регистратор расширения грудной клетки, предназначенный для регистрации дыхания, полностью справляется с возложенной на него задачей не хуже промышленных образцов.

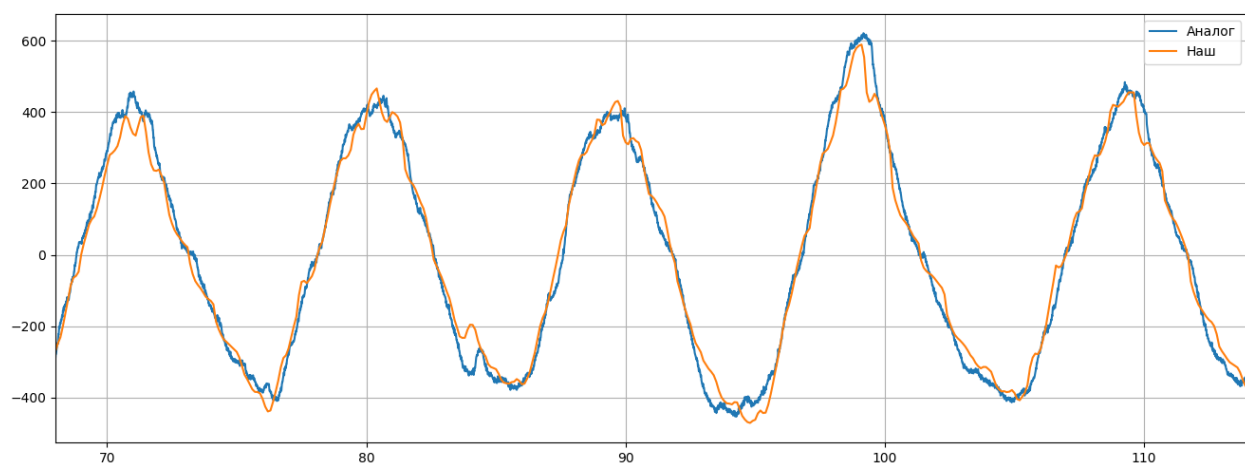


Рисунок 6 - Результаты наложения сигналов после преобразования

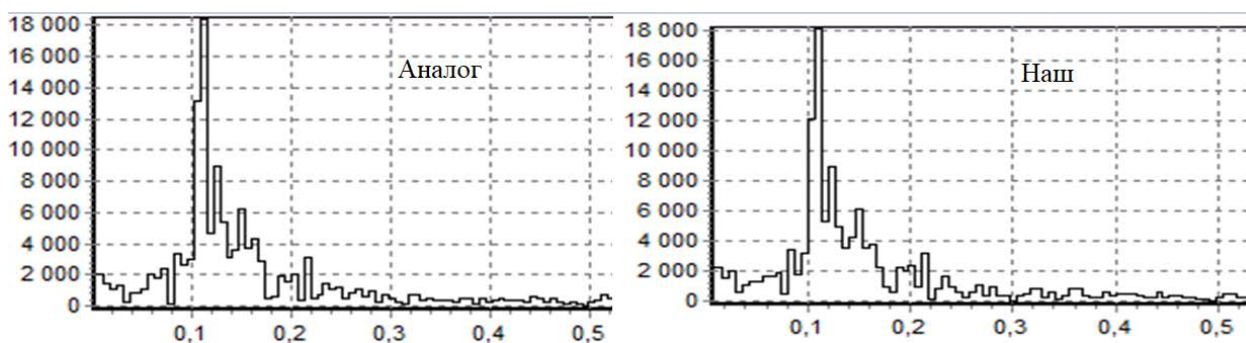


Рисунок 7 - Спектр мощности сигналов с промышленного аналога и нашего регистратора дыхания в линейном масштабе

По результату спектрального анализа видно, что спектр обоих сигналов схожи, и в обоих присутствует главная гармоника на 0.12Гц, а также вторая, намного менее выраженная на 0.24Гц.

В результате этого эксперимента можно сказать, что получившийся беспроводной регистратор расширения грудной клетки, предназначенного для регистрации дыхания, полностью справляется с возложенной на него задачей не хуже промышленных образцов.

Заключение. В ходе работы были изучены уже существующие решения для регистрации дыхания, также было проведено знакомство с

микроконтроллерами Arduino, АЦП HX711, Bluetooth модулем HC-06, работой тензодатчика и методом травления печатных плат. Дополнительно освоены программы EasyEDA, для трассировки платы, КОМПАС-3D и TinkerCad, для создания 3D моделей, а также соответственно и печать на 3D принтере. В завершение было проведено экспериментальное сравнение датчика с промышленным образцом.

В конечном результате был разработан, собран и протестирован беспроводной цифровой датчик расширения грудной клетки, предназначенный для регистрации дыхания, со следующими характеристиками:

- 1) тип подключения – Bluetooth/USB;
- 2) питание – от 2-ух батареек формата AAA или 5V от порта USB;
- 3) частота дискретизации – 10Гц;
- 4) разрядность – 24 бита;
- 5) размеры – 60x90x28мм, без учёта тензодатчика.

Также была написана программа для работы с регистратором и визуализации и записи получаемых данных в реальном времени.

Друж - Дружинин Д.С.

20.06.2025