

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

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии
наименование кафедры

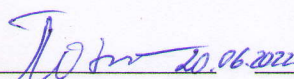
Разработка пульсоксиметра на базе датчиков МАХ30100 и МАХ30102
наименование темы выпускной квалификационной работы полужирным шрифтом

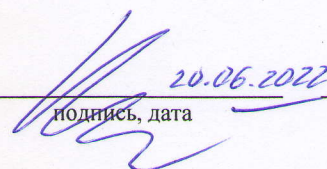
АВТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента (ки) 4 курса 4081 группы

направления 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии»
код и наименование направления

институт физики
наименование факультета, института, колледжа
Будник Александра Витальевна
фамилия, имя, отчество

Научный руководитель
профессор, д.ф.-м.н., профессор
должность, уч. степень, уч. звание
 20.06.2022 В.И. Пономаренко
подпись, дата инициалы, фамилия

Зав. кафедрой
д.ф.-м.н., доцент
должность, уч. степень, уч. звание
 20.06.2022 А.С. Караваяев
подпись, дата инициалы, фамилия

Саратов 2022

ВВЕДЕНИЕ В связи с тем, что с 2019 года мир охватила пандемия коронавирусной инфекции COVID-19, возникла острая необходимость в использовании приборов, позволяющих контролировать уровень насыщения крови кислородом.

Создание приборов для оценки содержания кислорода в крови, способных на экспресс-оценку этого показателя и его длительный мониторинг, является важной и актуальной задачей.

Целью данной работы является создание прибора для оценки уровня оксигенации в крови с использованием пульсоксиметров на базе датчиков MAX30100 и MAX30102.

Из поставленной цели следует ряд задач:

1. Разобраться с принципом оценки оксигенации по 2 каналам.
2. Разобраться с алгоритмом вычисления SpO_2 .
3. Разработать свой алгоритм оценки с учётом использования платформы Arduino.
4. Подключить датчики MAX30100, MAX30102, запрограммировать алгоритм расчёта SpO_2 в Python и Arduino по исследуемым сигналам.
5. Провести сравнительный анализ пульсоксиметров на базе Arduino и пульсоксиметра от компании Yuwell.

Для оценки оксигенации при помощи инфракрасного и красного каналов был создан прибор, предназначенный для мониторинга и экспресс-диагностики.

Методика пульсовой оксиметрии основана на использовании принципов фотоплетизмографии. Метод состоит в том, что исследуемый участок тканей, по которому движется кровоток, размещается между светодиодами и фотоприёмником. Светодиоды излучают поток света определённой длины волны. Фотоприёмник регистрирует сигналы, проходящие сквозь исследуемый участок. Сигнал с выхода датчика будет иметь две составляющие – пульсирующую составляющую, которая характеризует изменение объёма артериальной крови при каждом сердечном сокращении, и постоянную

составляющую, которая характеризует оптические свойства кожи, а также включает в себя капиллярную, венозную кровь и другие ткани.

Для повышения точности оценки сатурации используют нормирование сигналов, для этого измеряют постоянную составляющую в моменты диастолы, а также находят отношение амплитуд – пульсирующей и постоянной составляющих. Для получения значений сатурации пользуются формулой, которая рассчитывает отношение нормирующих значений для двух длин волн. Для того, чтобы посчитать SpO_2 аналитически, необходимо воспользоваться следующей формулой, являющейся приближением линейной функции.

Работа выполнена на 46 страницах машинописного текста, состоит из введения, 6 глав, заключения, содержит 34 рисунка, 1 приложение, список литературных источников содержит 39 наименований.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ. В первой главе «Доставка кислорода к органам и тканям» рассказывается о том, какой путь преодолевает кислород, чтобы организм смог осуществить его доставку к органам и тканям. Также говорится о том, какое количество кислорода необходимо для поддержания жизнедеятельности. В главе объясняется сущность оксигенированного и дезоксигенированного гемоглобина, а также нормы и отклонения сатурации артериальной и венозной крови.

Во второй главе «Системы для мониторинга жизненно важных параметров» идёт обзор современных мониторов пациента, пульсоксиметров предназначенных для экспресс-диагностики, мониторинга и постоянного ношения.

В третьей главе «Физические основы пульсоксиметрии» описывается методика пульсовой оксиметрии, а также необходимые формулы для вычисления оксигенации.

В четвёртой главе «Методика проведения пульсоксиметрии» рассказывается об особенностях методики пульсоксиметрии, алгоритме оценки

SpO₂, о датчиках, предназначенных для измерения оксигенации, а также о функции для расчёта оксигенации.

В пятой главе «Разработка пульсоксиметра» идёт описание блок-схемы пульсоксиметра, его калибровка и программное обеспечение.

Процесс программирования датчика MAX30100 был реализован с помощью среды Arduino IDE. Частота шины I²C была настроена на максимальную – 400 кГц, в 16-битный кольцевой буфер передаётся по 100 выборок в секунду, ширина пульсации – 1600 мкс. Частота работы датчика была настроена на 100 Гц. Яркость светодиодов выставлена на 24 мА.

Для расчёта показаний SpO₂ были получены нормальные составляющие инфракрасного и красного каналов на основе пульсирующей и постоянной составляющих. Для этого при расчёте оксигенации на Python брался интервал в 100 точек, а в реальном времени – выборка пришедших данных в 1 секунду. В полученном окне находились экстремумы исследуемой пульсовой волны. В программном коде $A_{норм.}$ считается следующим образом (формула 1):

$$A_{норм.} = \frac{max - min}{min}, \quad (1)$$

где $A_{норм.}$ – нормирующее значение сигнала;

max – максимальное значение на заданном интервале.

min – минимальное значение на заданном интервале.

В числителе ($max - min$) находится среднее значение пульсовой составляющей сигнала, в знаменателе (min) – постоянная составляющая сигнала. Далее по формуле (2) находится параметр спектральных пульсаций R путём нахождения частного нормальных составляющих красного и инфракрасного каналов.

$$R = \frac{A_{к.норм.}}{A_{ик.норм.}}, \quad (2)$$

где R – параметр спектральных пульсаций;

$A_{к.норм.}$ – нормирующее значение красного канала;

$A_{ик.норм.}$ – нормирующее значение инфракрасного канала.

Затем считалось значение сатурации SpO_2 по формуле (3).

$$SpO_2 = -33,3 \times R + 113,3, \quad (3)$$

где SpO_2 – значение сатурации;

R – параметр спектральных пульсаций.

Далее получившиеся данные были анализированы при помощи COM порта, а также записаны в файл и визуализированы при помощи Python. После получения данных и визуализации их был реализован алгоритм, позволяющий считать SpO_2 в реальном времени.

Для визуализации значений было решено воспользоваться OLED-дисплеем SSD1306, подключив для его работы библиотеки "Adafruit_GFX.h" и "Adafruit_SSD1306.h".

Программное обеспечение для MAX30102. Частота шины I²C – 400 кГц. 32-битный кольцевой буфер был настроен на ограничение до 2 байт данных. Частота запрограммирована на 125 Гц. В кольцевой буфер передаётся по 1000 выборок в секунду с шириной пульсации – 118 мкс с аппаратным усреднением на 32 выборки. Яркость светодиодов: для инфракрасного на 31,2 мА, для красного – 21,2 мА.

Алгоритм расчёта значений оксигенации идентичен для обоих датчиков. Получившиеся данные были анализированы при помощи COM порта, а также записаны в файл и визуализированы при помощи Python.

Для датчика MAX30102 также был реализован алгоритм, позволяющий считать SpO_2 в реальном времени. Значения передавались на OLED-дисплей SSD1306, подключив для его работы библиотеки "Adafruit_GFX.h" и "Adafruit_SSD1306.h".

В шестой главе «Результаты экспериментов описаны полученные в ходе исследования результаты.

Результаты экспериментов для MAX30100. На рисунке ниже (см. рис. 1) представлен график, визуализированный при помощи Python, записанных в файл значений, полученных с датчика MAX30100. Был взят интервал в 1 минуту для анализа.

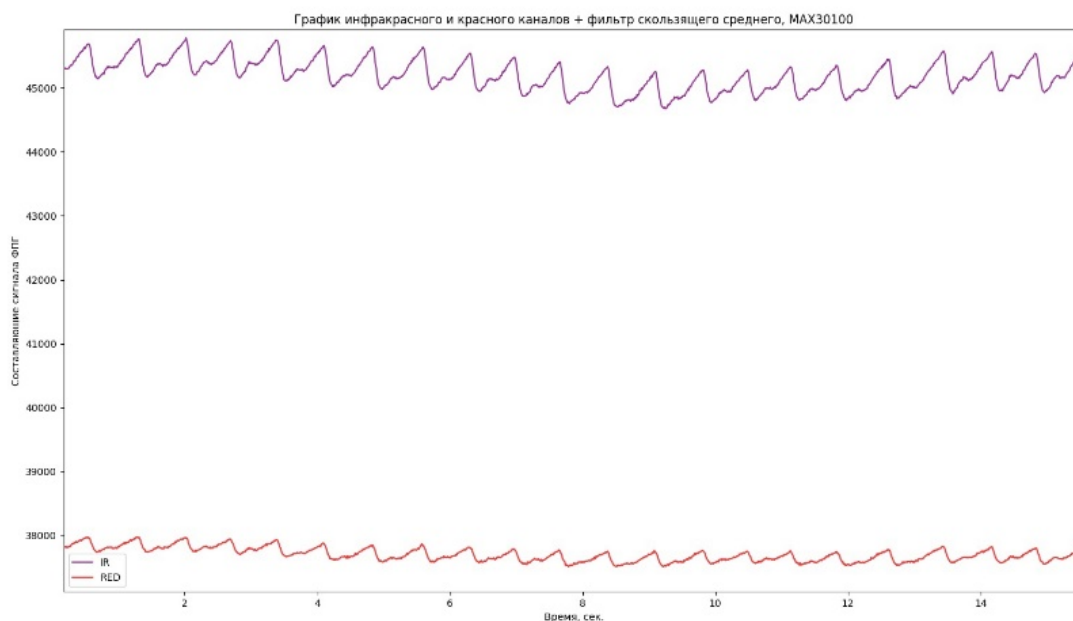


Рисунок 1 – График инфракрасного и красного каналов, снятых с помощью датчика MAX30100

Была взята выборка в 100 точек, в окне считались значения пульсовой и постоянной составляющих красного и инфракрасного каналов. Далее в выбранном интервале считалась оксигенация. После интервал сдвигался и продолжался расчёт SpO_2 в следующих окнах, пока не достигнул конца записанной в файл выборки. Затем полученные значения SpO_2 были визуализированы и представлены на рисунке ниже (см. рис. 2).

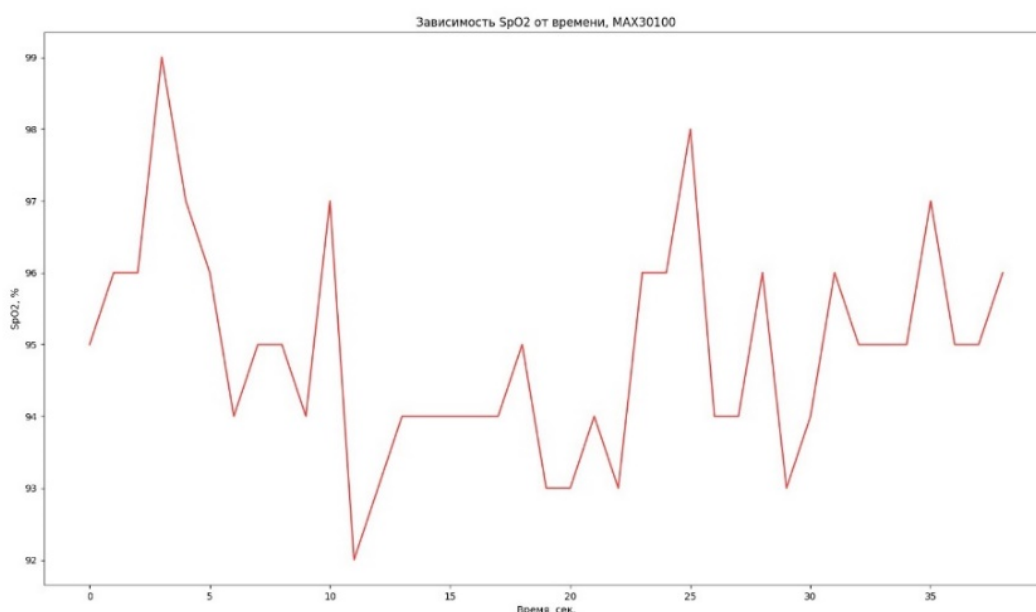


Рисунок 2 – График зависимости значений SpO_2 от времени, MAX30100

Анализируя график, можно сделать вывод, что значения SpO_2 колеблются в пределах 92-99%. Размах составляет 7 %.

Подключив к экспериментальной установке OLED-дисплей SSD1306, был реализован алгоритм подсчёта сатурации в реальном времени. В течение 5 минут проводились измерения значений показателей SpO_2 . За это время была включена камера, фиксирующая изменения показателя. За это время на пульсоксиметре, с использованием датчика MAX30100, значения изменялись плавно, минимальный показатель – 95, максимальный – 99. Размах составляет 4%. Среднее значение SpO_2 , детектируемое датчиком MAX30100, – 97% (см. рис. 3).

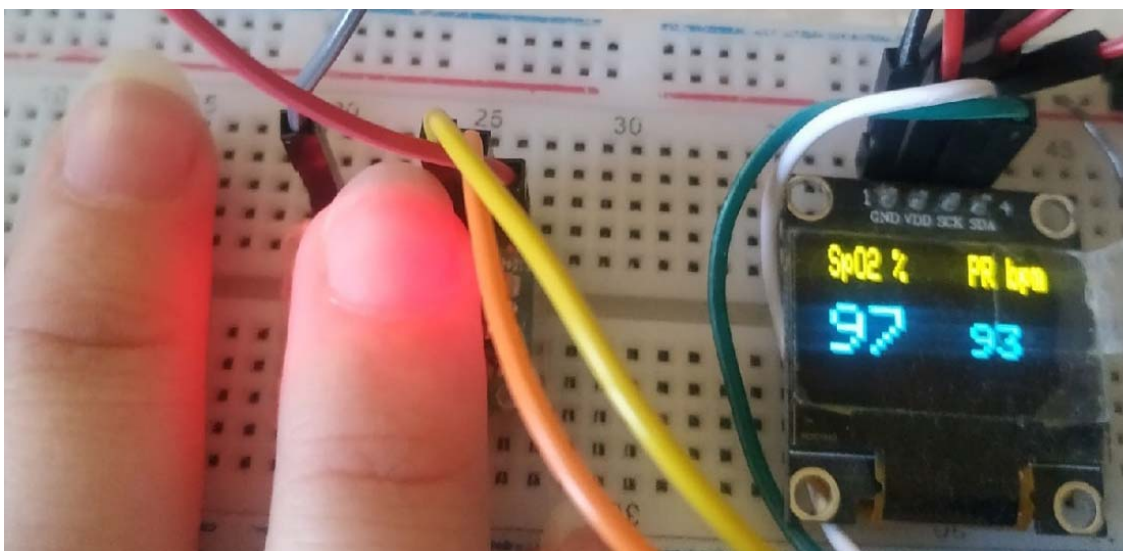


Рисунок 3 – Среднее значение SpO_2 с использованием датчика MAX30100

Сравнивая полученные нами показатели со значениями, регистрируемыми при помощи пульсоксиметра от компании Yuwell, погрешность собранного нами прибора составила около 3% (см. рис. 4).

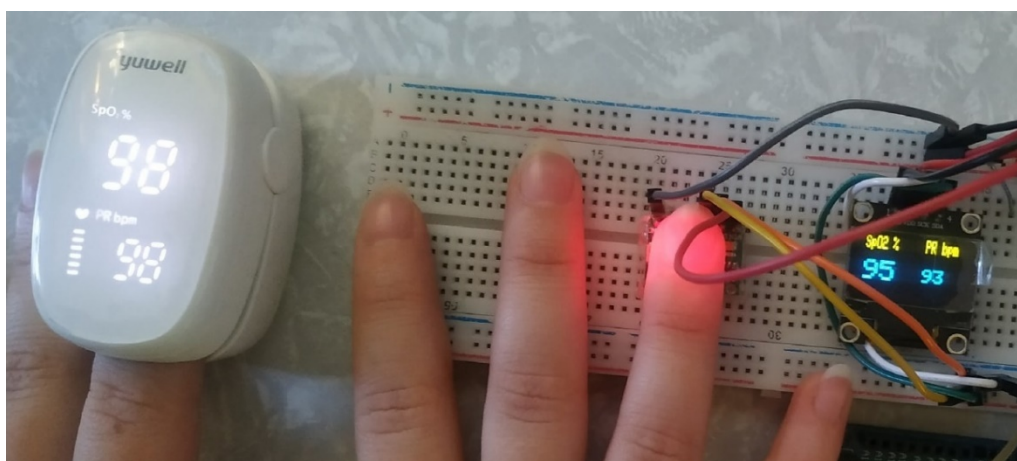


Рисунок 4 – Сравнение показателей SpO_2 с использованием датчика MAX30100 со значениями заводского прибора

Результаты для MAX30102. На следующем графике (см. рис. 5) представлены данные с красного и инфракрасного каналов с датчика MAX30102, визуализированные при помощи Python. Для проведения пробы датчика также был взят минутный интервал. Расчёт значений SpO_2 при помощи

Python для датчика MAX30102 проводился абсолютно идентично, что и для MAX30100.

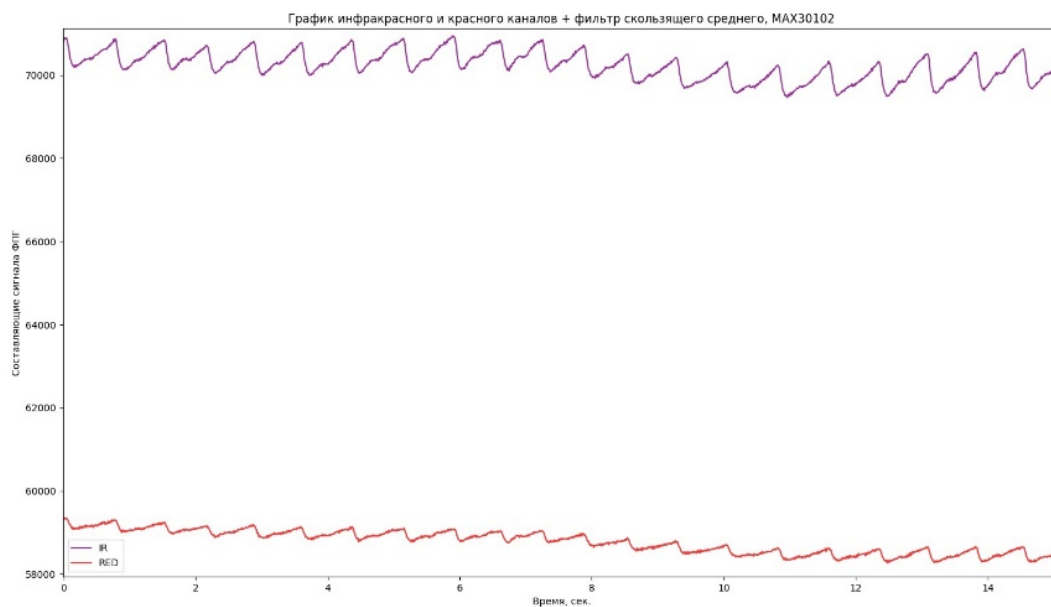


Рисунок 5 – График инфракрасного и красного каналов, снятых с помощью датчика MAX30102

Также был построен график зависимости изменения значений SpO_2 относительно временного интервала в 60 секунд (см. рис. 6).

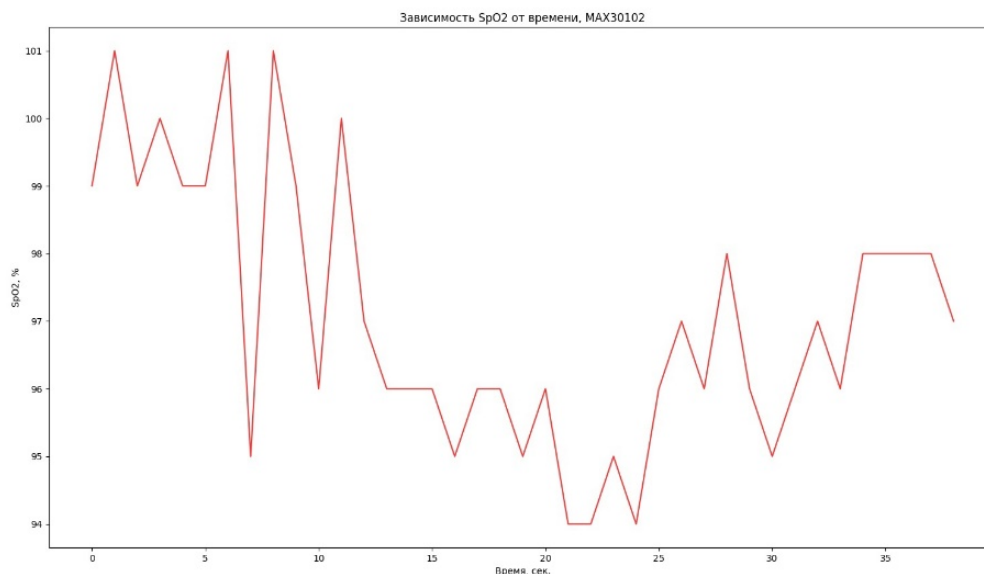


Рисунок 6 – График зависимости значений SpO_2 от времени, MAX30102

На данном графике значения показаний SpO_2 колеблются в пределах 94-101%, наблюдается размах, также равный 7%, а также зашкал на 1%, что можно списать на погрешность метода.

Подключив к экспериментальной установке с датчиком MAX30102, OLED-дисплей SSD1306, был реализован аналогичный алгоритм подсчёта сатурации в реальном времени. За временной промежуток в 5 минут измерялись пульсовые характеристики испытуемого, которые после преобразовывались программно, затем полученные значения показателей SpO_2 выводились на экран дисплея. Просмотрев изменения значений, снятых с видеокамеры, получилось зафиксировать следующие результаты: за это время на пульсоксиметре, с использованием датчика MAX30102, значения изменялись плавно, минимальный показатель – 96, максимальный – 99. Размах составляет 3%. Среднее значение SpO_2 , детектируемое датчиком MAX30102, – 97,5% (см. рис. 7).

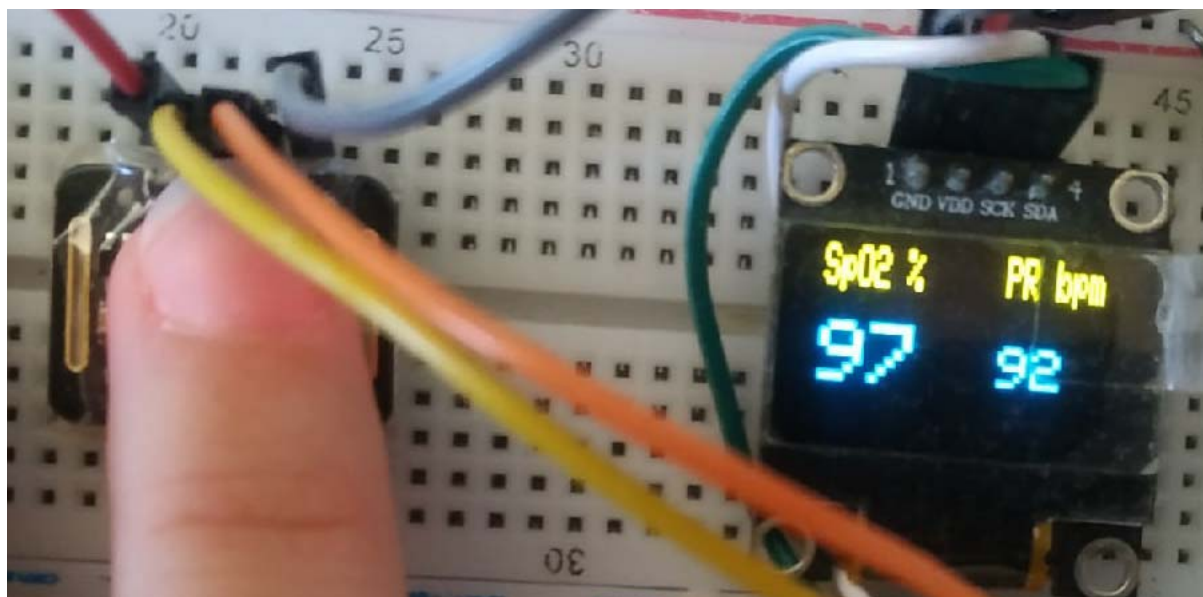


Рисунок 7 – Среднее значение SpO_2 с использованием датчика MAX30100

Подсчёт SpO_2 в реальном времени значительно улучшил показатели сатурации. Сравнивая полученные нами показатели со значениями, регистрируемыми при помощи пульсоксиметра от компании Yuwell, погрешность собранного нами прибора составила около 1%, так как датчик MAX30102 имеет гибкую настройку обоих светодиодов, а также в нём есть аппаратное усреднение, которое помогло добиться желаемых результатов и откалибровать прибор относительно заводского (см. рис. 8).

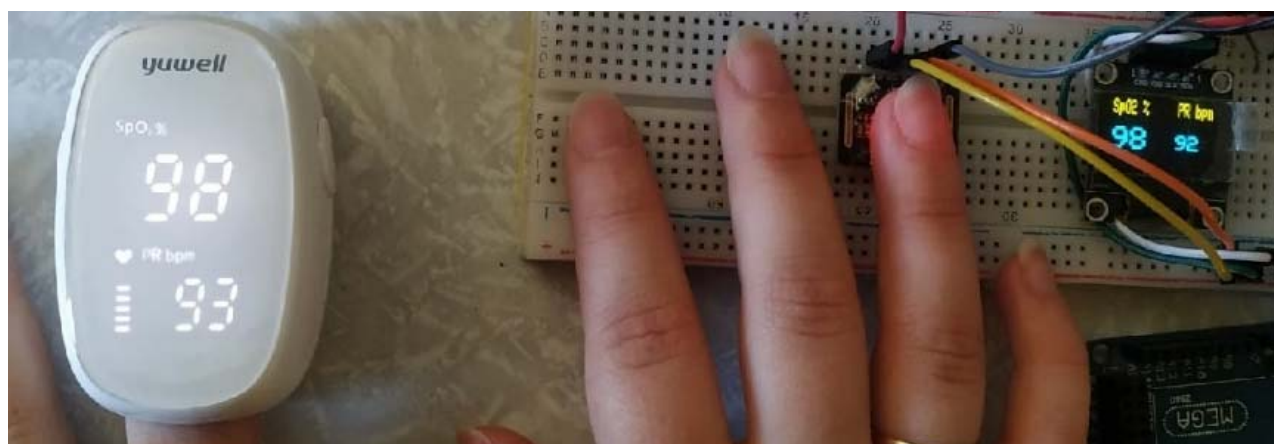


Рисунок 8 – Сравнение показателей SpO_2 с использованием датчика MAX30102 со значениями заводского прибора

ЗАКЛЮЧЕНИЕ. В рамках выпускной квалификационной работы были разработаны пульсоксиметры на базе датчиков MAX30100 и MAX30102, и проведён их сравнительный анализ.

В работе описан принцип оценки оксигенации с использованием инфракрасного и красного каналов оптических датчиков и алгоритм вычисления SpO_2 . В рамках работы были подключены датчики MAX30100 и MAX30102 к платформе Arduino по интерфейсу I2C и проведена регистрация двухканальной фотоплетизмограммы. Была разработана программа для оценки оксигенации сначала на языке Python с использованием данных, передаваемых с датчика в компьютер, а затем алгоритм расчёта оксигенации был программно реализован в реальном времени на платформе Arduino. Показатели насыщения крови отражаются на цифровом дисплее.

Был проведён сравнительный анализ разработанных в рамках работы пульсоксиметров на базе Arduino и пульсоксиметра от компании Yuwell. Показано, что датчик MAX30102 от компании Maxim Integrated действительно лучше своей младшей версии. Благодаря гибкой настройке обоих светодиодов, а также аппаратному усреднению, удалось откалибровать собранный нами пульсоксиметр относительно заводского от компании Yuwell. Погрешность пульсоксиметра относительно заводского составила всего 1%.