

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

Кафедра физики полупроводников

**Разработка оптоэлектронного устройства мониторинга насыщения
кожных тканей кислородом на основе монохромной видеокамеры и
матрицы светодиодов**

АФТОРЕФЕРАТ БАКАЛАВРСКОЙ РАБОТЫ

студента 4 курса 4052 группы

направления 11.03.04 «Электроника и нанoeлектроника»

института физики

Крапивина Максима Денисовича

Научный руководитель

д.ф.-м.н., профессор

должность, ученая степень, ученое звание

Консультант

зав. уч. лабораторией

должность, ученая степень, ученое звание

Зав. кафедрой физики

полупроводников

д.ф.-м.н., профессор

должность, ученая степень, ученое звание

подпись, дата

Михайлов А.И.

инициалы, фамилия

подпись, дата

Кожевников И.О.

инициалы, фамилия

подпись, дата

Михайлов А.И.

инициалы, фамилия

Саратов 2021

ВВЕДЕНИЕ

Общая характеристика темы.

Актуальность темы.

На сегодняшний день различные оптические полупроводниковые приборы, например, светодиоды, лазеры, фотодиоды и фототранзисторы широко применяются в медицине. Один из таких приборов, рассмотренных в данной работе, является датчик пульсоксиметра. Он применяется для измерения уровня насыщения кислородом капиллярной крови (пульсоксиметрии). Прибор предназначен для пациентов с заболеваниями дыхательной и сердечно-сосудистой систем и для больных, которым необходимо контролировать уровень физической нагрузки в целях предупреждения гипоксии.

Медицинские пульсоксиметры как правило работают в режиме пропускания света через палец, однако данный способ в некоторых случаях не является возможным и необходимо проводить измерение в отраженном свете. Примером такого является необходимость не инвазивного контроля заживления различного рода язв в конечностях после операций на сосудах. Таким образом необходимо понимание возможности использования датчиков насыщения крови кислородом, работающих на отражении света от тканей. Такие датчики бывают двух (красный и ИК свет) и трехканальные (красный, ИК и зеленый). Последние должны быть более чувствительны ввиду большей разрешающей способности по свету, который проникает в ткани.

Также, в настоящее время разрабатываются гибридные устройства для мониторинга насыщения кожи кислородом. Такие устройства неинвазивной оценки пятнистых участков кожи основаны на гиперспектральном анализе. На данный момент не существует такого прибора на отечественном рынке.

В связи с вышеизложенным была сформулирована **цель** бакалаврской работы – Разработка оптического электронного устройства мониторинга насыщения кожных тканей кислородом на основе монохромной видеокамеры и матрицы светодиодов.

Для достижения цели были поставлены и выполнены следующие **задачи**:

1. Сборка макета установки для экспериментального измерения уровня насыщения крови кислородом на основе трехканальной микросхемы датчика оксиметрии MAX30105. Измерение и анализ получаемых данных.

2. Сборка макета установки для экспериментального измерения уровня насыщения кожи кислородом на основе монохромной видеокамеры и матрицы светодиодов. Вычисление, анализ и сравнение полученных результатов.

3. Оценка применимости системы мониторинга насыщения кожных тканей конечностей кислородом на основе монохромной видеокамеры и матрицы светодиодов.

Дипломная работа занимает 57 страницы, имеет 51 рисунок и 3 таблицы.

Обзор составлен по 30 информационным источникам.

Во введение рассматривается актуальность работы, устанавливается цель и выдвигаются задачи для достижения поставленной цели.

Первый раздел представляет собой обзор научной литературы по сформулированной выше проблеме.

Во втором разделе работы представлены описание гибридных устройств для определения уровня кислорода в крови с помощью гиперспектральной камеры.

В третьем разделе представлено описание установки пульсоксиметра и собранной экспериментальной установки на основе монохромной камеры и матрицы светодиодов, а также процесс обработки полученных данных с пульсоксиметра и изображений ткани человека, полученных на установке с монохромной камерой и матрицей светодиодов.

Основное содержание работы

Основная часть работы содержит как обзор научной литературы по сформулированной выше проблеме и методов анализа, так и практическую часть, в которой представлены результаты выполнения поставленных задач.

Описание установки пульсоксиметра. Макет установки для экспериментального исследования включает в себя электронный модуль датчика пульсоксиметра, программируемой платы сбора и обработки данных Arduino MEGA и персонального компьютера (рисунок 1).



Рисунок 1 – Схема макета установки для экспериментального исследования и расчета сатурации крови.

В работе использовался модуль датчика MAX30105. Датчик содержит в себе светодиоды, фотодетектор, малошумящую электронику с подавлением воздействия от окружающего света и являются основой для мобильных и носимых решений. Конструктивно микросхема представляет собой 14-контактный оптический модуль (рисунок 2).

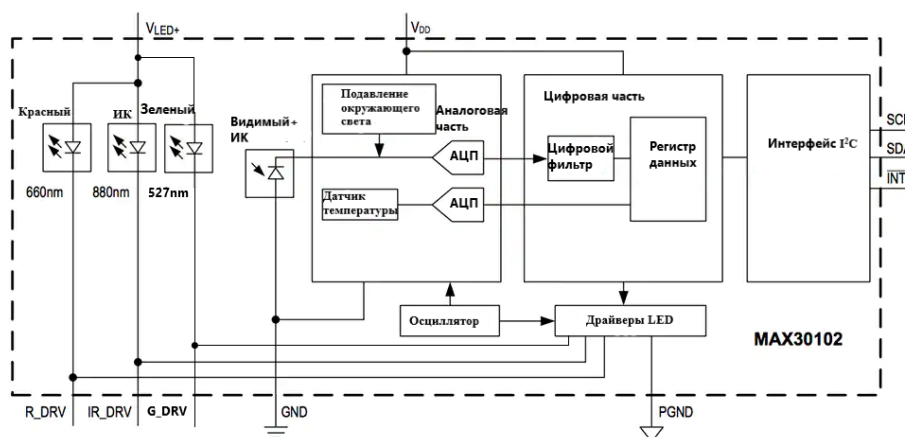


Рисунок 2 – Схема датчика MAX30105.

Обработка полученных данных пульсоксиметра. Обработка данных требует нескольких шагов, которые включают в себя фильтрацию, определение размаха, нормализацию, и цифровую обработку сигналов. Базовый метод показывает использование кода АЦП, который отображается в графическом интерфейсе (рисунок 3).

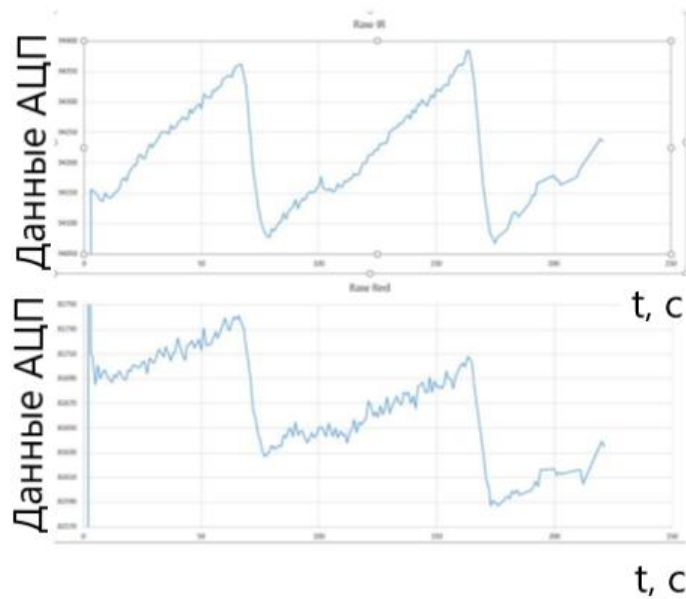


Рисунок 3 – Данные ИК и красного светодиода для обработки SpO_2 .

Для определения SpO_2 необходимо рассмотреть участок зависимости красного и ИК сигнала от времени. Обозначим пики буквами А, С и D (рисунок 4).

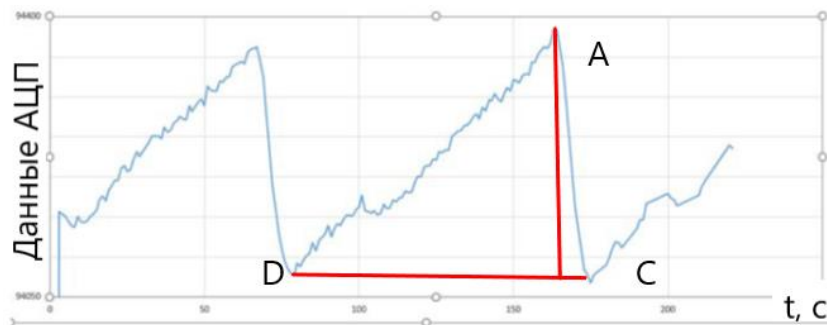


Рисунок 4 – Обозначения необходимые для вычисления SpO_2 .

Для определение постоянной DC составляющей сигнала, нужно найти среднее значение между координатой точки D и координатой точки C, а для переменной AC составляющей сигнала нужно координаты из точки A вычесть координаты точки C

Далее рассчитывается относительный коэффициент R, который является отношением нормализованного красного света к нормализованному ИК свету (формула 1).

$$R = \frac{\frac{AC_K}{DC_K}}{\frac{AC_{ИК}}{DC_{ИК}}} \quad (1)$$

Далее найдем концентрацию кислорода в крови, которая рассчитывается по формуле (2):

$$SpO_2 = 104 - 17 \cdot R. \quad (2)$$

По полученным данным построим гистограмму для определения разницы значений минимума и максимума в каждой точке (рисунок 5).

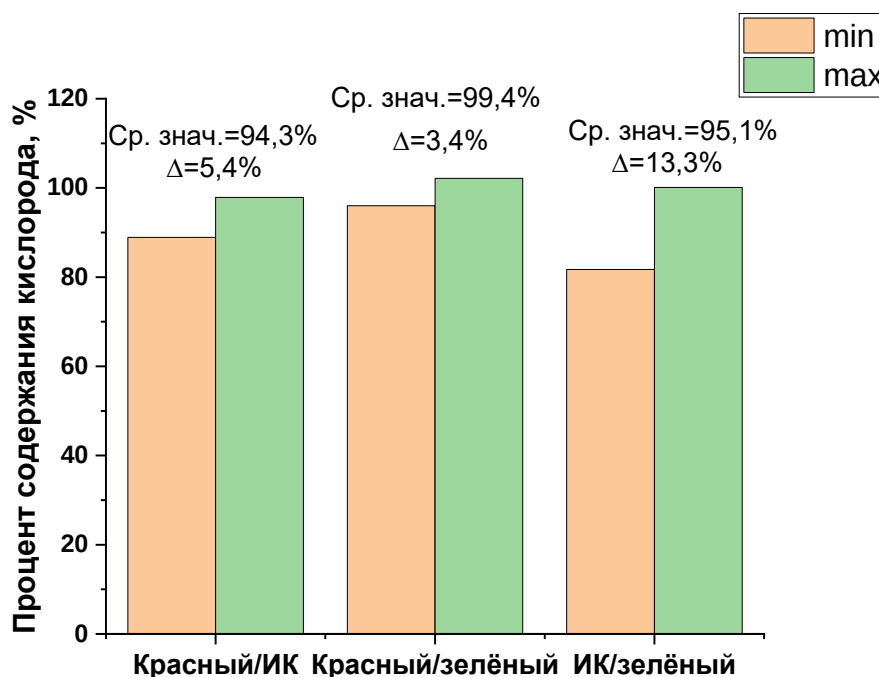


Рисунок 5 – Гистограмма значений SpO_2 для 5-ти измерений.

Описание установки для определения сатурации с помощью монохромной камеры. Экспериментальная установка состоит из матрицы светодиодов с тремя каналами, отличающихся длиной волны, подобранных в соответствии с литературными данными, схемы питания и переключения каналов, монохромной камеры, системы фиксации.

Схема питания и переключения состоит из (рисунок 6): стабилизатора напряжения (LM317), кнопки переключения и силовых ключей на транзисторах. Матрица светодиодов включает линейки красного, ИК и зеленого цвета с длинами волн 660 нм, 950 нм, 565 нм соответственно. Прибор представлен на рисунке 7.

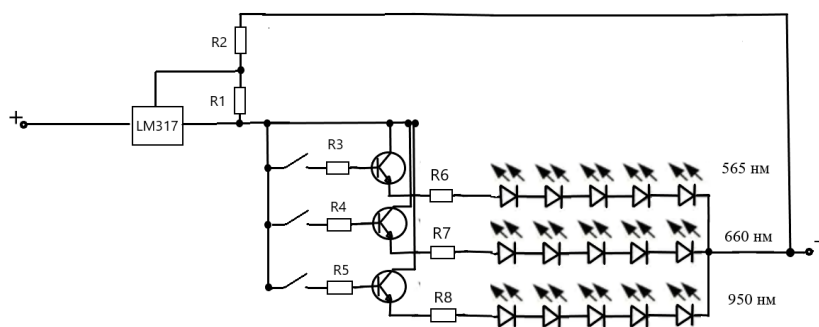


Рисунок 6 – Структурная схема прибора.

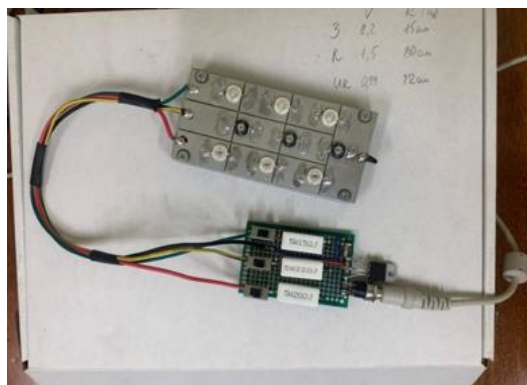


Рисунок 7 – Реальный прибор с прямоугольной матрицей 9 Вт

Файл изображения представляет собой трехмерный массив данных – координаты на плоскости и значение интенсивности, измеренное пикселем камеры. Приведение к общему уровню заключается в вычислении отношения измеренного значения интенсивности отраженного от образца света к отраженному от белого листа (принятого за эталон) в каждом пикселе изображения с соответствующими координатами. Программа позволяет проводить такие вычисления с изображениями в автоматическом режиме по следующей формуле (3).

$$R = \frac{d_1}{d_2}, \quad (3)$$

где d_1 – массив данных нормализованного красного канала,

d_2 – массив данных нормализованного ИК канала.

Затем находилась процентная концентрацию кислорода в крови, которая рассчитывается по формуле (4).

$$SpO_2 = 104 - 17 \cdot R. \quad (4)$$

Полученные карты сатурации приведены на рисунке 8-10.

Варианты масштабной палитры выбирались визуально для сравнительного анализа исходя из наибольшей различимости между тремя комбинациями каналов освещения.

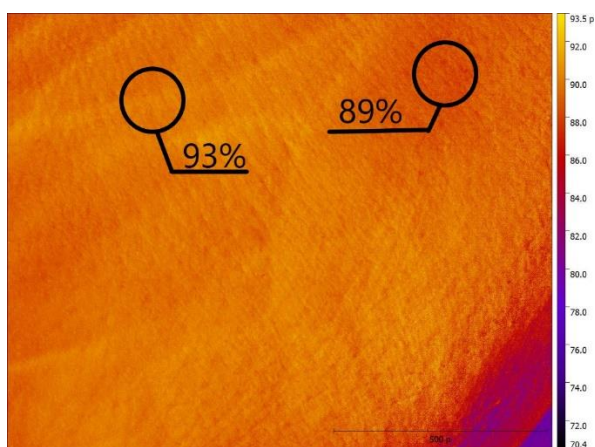


Рисунок 8 – Карта насыщенности при освещении красным и ИК светодиодами полученные матрицей мощностью 9 Вт.

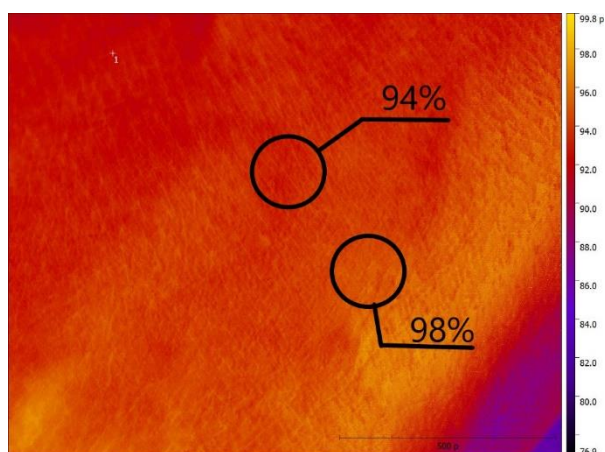


Рисунок 9 – Карта насыщенности при освещении зеленым и красным светодиодами полученные матрицей мощностью 9 Вт.

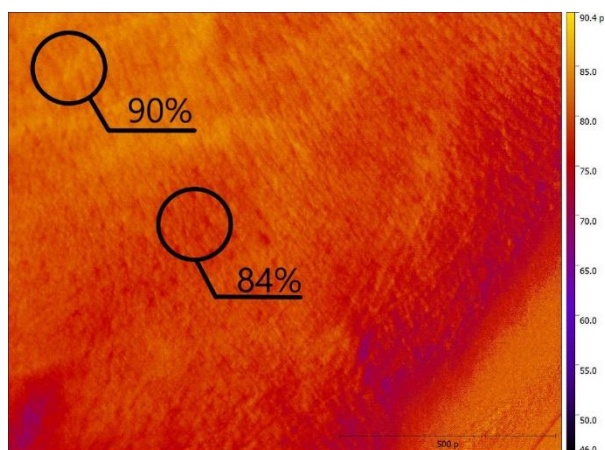


Рисунок 10 – Карта насыщенности при освещении зеленым и ИК светодиодами полученные матрицей мощностью 9 Вт.

По полученным данным построим гистограмму для определения разницы значений минимума и максимума в каждой точке (рисунок 11).

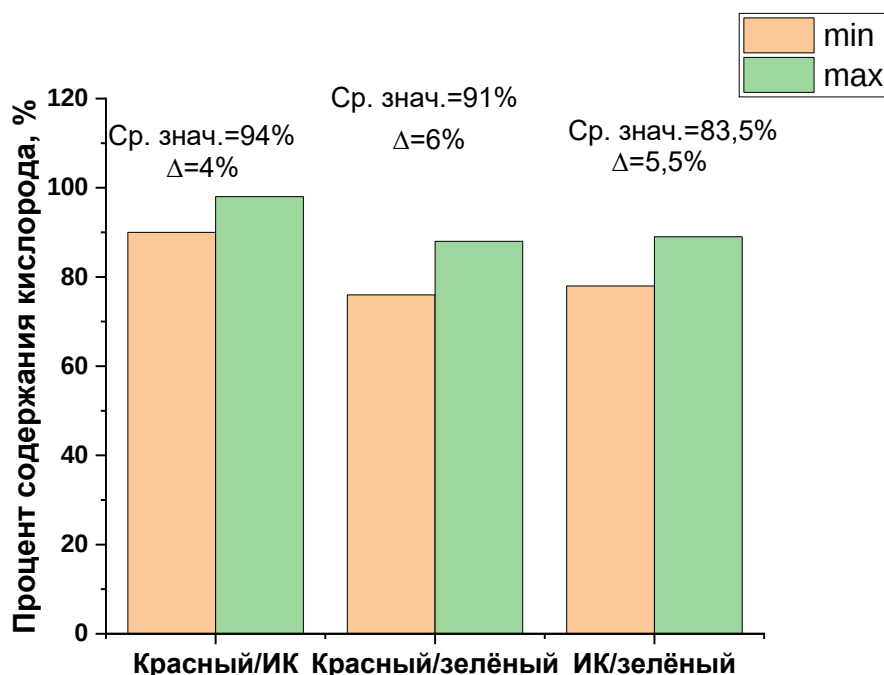


Рисунок 11 – Гистограмма значений SpO_2 для каждой точки при измерении камерой с источником освещения мощностью 9 Вт.

Диапазон значений на установке для измерения уровня насыщения крови кислородом на основе монохромной видеокамеры и прямоугольной матрицы светодиодов составляет: для комбинации красный / ИК светодиод в области, где сосудов нет 89 %, в области, где сосуды есть 93 %. Для комбинации зеленый / красный светодиод в области, где сосудов нет 94 %, в области, где сосуды есть 98 %. Для комбинации ИК / зеленый светодиод в области, где сосудов нет 84 %, в области, где сосуды есть 90 %.

Для анализа правильности полученных экспериментальных данных производилось измерение сатурации датчиком МАХ30105 (рисунок 12), принятого за эталон.

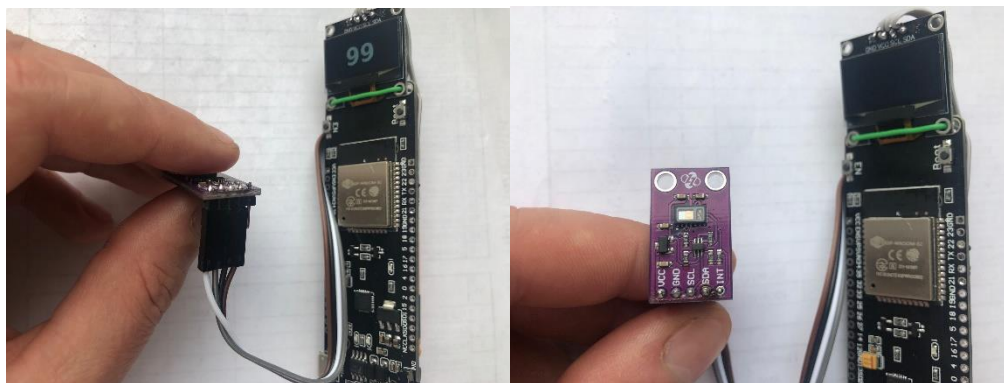


Рисунок 12 – датчик пульсоксиметрии MAX30105.

Определение сатурации производилось на том же участке кожи в тех же областях, что и при помощи монохромной камеры и матрицы светодиодов. Расчеты производил контроллер со стандартной программой от разработчиков. В программе устанавливались следующие параметры: частота дискретизации 200, ширина импульса 215 мс, средняя выборка 8 измерений, режим трехканальный. В области сосудов измеренная сатурация составила 98 %, а в области, где сосудов нет – 92 %.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения выпускной квалификационной работы получены следующие основные результаты:

1. Собранный макет установки для измерения уровня насыщения кожных тканей кислородом на основе трехканальной микросхемы датчика оксиметрии MAX30105 при выполнении расчетов сатурации по программе от разработчиков обладает высокой точностью и может быть использован в такой реализации в качестве эталона.

2. Расчеты сатурации по данным АЦП с микросхемы датчика оксиметрии MAX30105, выполненные вручную, соответствуют эталонным с малой долей погрешности, что позволяет судить о правильности выбранной методики и расчетных формул для применения к макету установки на основе монохромной видеокамеры и матрицы светодиодов.

3. Макет установка для измерения уровня насыщения кожных тканей кислородом на основе монохромной видеокамеры и матрицы светодиодов позволяет проводить измерения сатурации на большей площади поверхности объекта, чем датчик оксиметрии, и может быть использован в качестве основы портативного устройства визуализации в реальном времени.