

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН



Институт промышленной автоматизации и цифровизации им. А.Буркитбаева

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизации»

Малишевская Мария Евгеньевна

Датчики для измерения внутриглазного давления

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА
к дипломному проекту

Специальность 5В071600 – Приборостроение

Алматы 2020

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН



Институт промышленной автоматизации и цифровизации им. А.Буркитбаева

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизики»

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ
Заведующий кафедрой РТиТСА
кандидат технических наук



Ожикенов К.А.
«24» мая 2020 г.

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА
к дипломному проекту

На тему: «Датчики для измерения внутриглазного давления»

по специальности 5В071600 – Приборостроение

Выполнил

Малишевская Мария

Научный руководитель
PhD

Уалиев Ж.Р.

«24» мая 2020 г.



Институт промышленной автоматизации и цифровизации им. А.Буркитбаева

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

5B071600 – Приборостроение

УТВЕРЖДАЮ
Заведующий кафедрой РТиТСА
кандидат технических наук



Ожикенов К.А.
«23» января 2020 г.

ЗАДАНИЕ
на выполнение дипломного проекта

Обучающемуся Малишевой Марии Евгеньевне

Тема: Датчики для измерения внутриглазного давления

Утверждена приказом Ректора Университета №726-б от «27» января 2020 г.

Срок сдачи законченной работы «15» мая 2020 г.

Исходные данные к дипломному проекту: Arduino IDE

Перечень подлежащих разработке в дипломном проекте вопросов:

- а) Изучение и сравнение методов измерения глазного давления;
- б) Изучение и сравнение приборов для измерения глазного давления;
- в) Исследование возможности улучшения работы и устройства приборов для глазной тонометрии.

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

представлены 15 слайдов презентации работы

Рекомендуемая основная литература: *из 20 наименований 37*

ГРАФИК
подготовки дипломного проекта

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечание
Технологическая часть	22.01 – 15.02.2020 г.	Выполнено
Программная часть	15.03 – 20.04.2020 г.	Выполнено

Подписи
консультантов и нормоконтролера на законченный проект с указанием
относящихся к ним разделов проекта

Наименования разделов	Консультанты, И.О.Ф. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Нормоконтролер	Ж.С.Бигалиева, магистр технических наук, лектор	24.05.2020 г.	

Научный руководитель



Уалиев Ж.Р.

Задание принял к исполнению обучающийся



Малишевская М.Е.

Дата

«23» января 2020 г.

АҢДАТПА

Бұл дипломдық жоба көздің тонометриясының қолданыстағы әдістерін, сондай-ақ көзішілік қысымды өлшеуге арналған сенсорлар мен құрылғыларды зерттейді.

Жұмыстың мақсаты қолданыстағы датчиктердің жұмыс принциптерін зерттеу және көз ішіндегі қысымды өлшейтін жетілдірілген құрылғы моделін жасау болып табылады. Жұмыстың міндеттері:

Көздің қысымын өлшеу әдістерін және соған сәйкес құрылғыларды оқып, салыстыру;

Көздің тонометриясына арналған құрылғылардың өнімділігі мен дизайнын жақсарту мүмкіндіктерін зерттеңіз.

Дипломдық жоба көру мүшелерінің ауруларының көбеюіне байланысты өзекті болып табылады. Глаукома сияқты аурудың белгілерінің бірі - көзішілік қысымның жоғарылауы. Ұйқы тонометриясын қолдану арқылы ерте диагноз аурудың дамуын бәсеңдетуге және толық өмір сүру ұзақтығын арттыруға мүмкіндік береді.

Дипломдық жұмыстың нәтижесі - көзішілік қысымды өлшеуге арналған жақсартылған аспаптың блок-схемасы.

АННОТАЦИЯ

Данный дипломный проект рассматривает существующие методы глазной тонометрии, а также датчики и приборы для измерения внутриглазного давления.

Целями работы является изучить принципы работы существующих датчиков и разработать модель улучшенного устройства для измерения внутриглазного давления. Задачи работы:

- Изучить и сравнить методы измерения глазного давления и соответствующие приборы;
- Исследовать возможности улучшения работы и устройства приборов для глазной тонометрии.

Дипломный проект актуален из-за растущего числа заболеваний органов зрения. Одним из признаков наличия такого заболевания как глаукома является повышенное внутриглазное давление. Ранняя диагностика с помощью глазной тонометрии позволяет замедлить развитие болезни и увеличить срок полноценной жизни.

Результат выполнения дипломного проекта – структурная схема улучшенного прибора для измерения внутриглазного давления.

ANNOTATION

This diploma project examines existing methods of ocular tonometry, as well as sensors and devices for measuring intraocular pressure.

The purpose of the work is to study the principles of operation of existing sensors and develop a model of an improved device for measuring intraocular pressure. Tasks of the work:

- Study and compare intraocular pressure measurement methods and related devices;
- Explore the possibilities of improving the performance and design of devices for ocular tonometry.

The diploma project is relevant due to the growing number of diseases of the organs of vision. One of the signs of a disease such as glaucoma is increased intraocular pressure. Early diagnosis using ocular tonometry can slow down the development of the disease and increase the duration of a full life.

The result of the diploma project is a block diagram of an improved device for measuring intraocular pressure.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	
1 Общие медицинские сведения	10
1.1 Внутриглазное давление	10
1.2 Приборы для глазной тонометрии	11
1.2.1 Тонومتر Гольдмана	11
1.2.2 Бесконтактный тонометр	13
1.2.3 Контактные линзы Sensimed Triggerfish	14
1.3 Сравнительный анализ характеристик приборов	16
2 Датчики для измерения давления	17
2.1 Пьезорезистивный датчик давления	17
2.2 Емкостной датчик давления	18
2.3 Пьезоэлектрический датчик давления	19
2.4 Микроэлектромеханические системы	20
3 Возможности оптимизации существующих контактных линз	22
3.1 Анализ возможных ключевых характеристик	22
3.2 Возможности реализации	23
Заключение	
Список использованной литературы	
Приложение А	

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время многие люди сталкиваются с различными проблемами со здоровьем. Полноценная жизнь современного человека практически невозможна без зрительного восприятия окружающего мира.

По данным Всемирной организации здравоохранения, около 2.2 миллиарда человек страдают из-за нарушений зрения или слепоты. Из них у 1 миллиарда можно было бы предотвратить или минимизировать ухудшение зрения.

Одной из болезней, вызывающей ухудшение зрения и приводящей к слепоте, является глаукома. Глаукома характеризуется постоянным или периодическим повышенным внутриглазным давлением, которое разрушительно влияет на зрительный нерв, а также проявляется в виде уменьшения поля зрения и снижения остроты зрения. По различным данным, на сегодняшний день этим заболеванием страдает от 60 до 100 миллионов человек во всем мире.

Для диагностики глаукомы по признаку повышенного внутриглазного давления применяют различные приборы для глазной тонометрии.

В данном дипломном проекте:

- рассмотрены существующие методы и приборы для глазной тонометрии, принципы работы самых популярных приборов;
- исследованы преимущества и недостатки существующих приборов и методов измерения;
- изучены возможности создания модели усовершенствованного прибора для глазной тонометрии.

1 Общие медицинские сведения

1.1 Внутриглазное давление

Внутриглазное давление — давление жидкости внутри глаза. Оно возникает за счет водянистой влаги, находящейся между передней и задней камерами глаза (рис. 1.1). Для его определения офтальмологи используют глазную тонометрию [2].

Водянистая влага — это прозрачная желеобразная жидкость, по составу похожая на плазму крови, но имеющая меньшее содержание белка. Такой состав объясняется тем, что водянистая влага производится из крови, поступающей к глазу. К ее функциям, помимо создания давления, относятся:

- Снабжение питательными веществами бессосудистых частей глаза;
- Удаление возможных факторов повреждения из внутренней части глаза;
- Создание светопреломляющей среды.

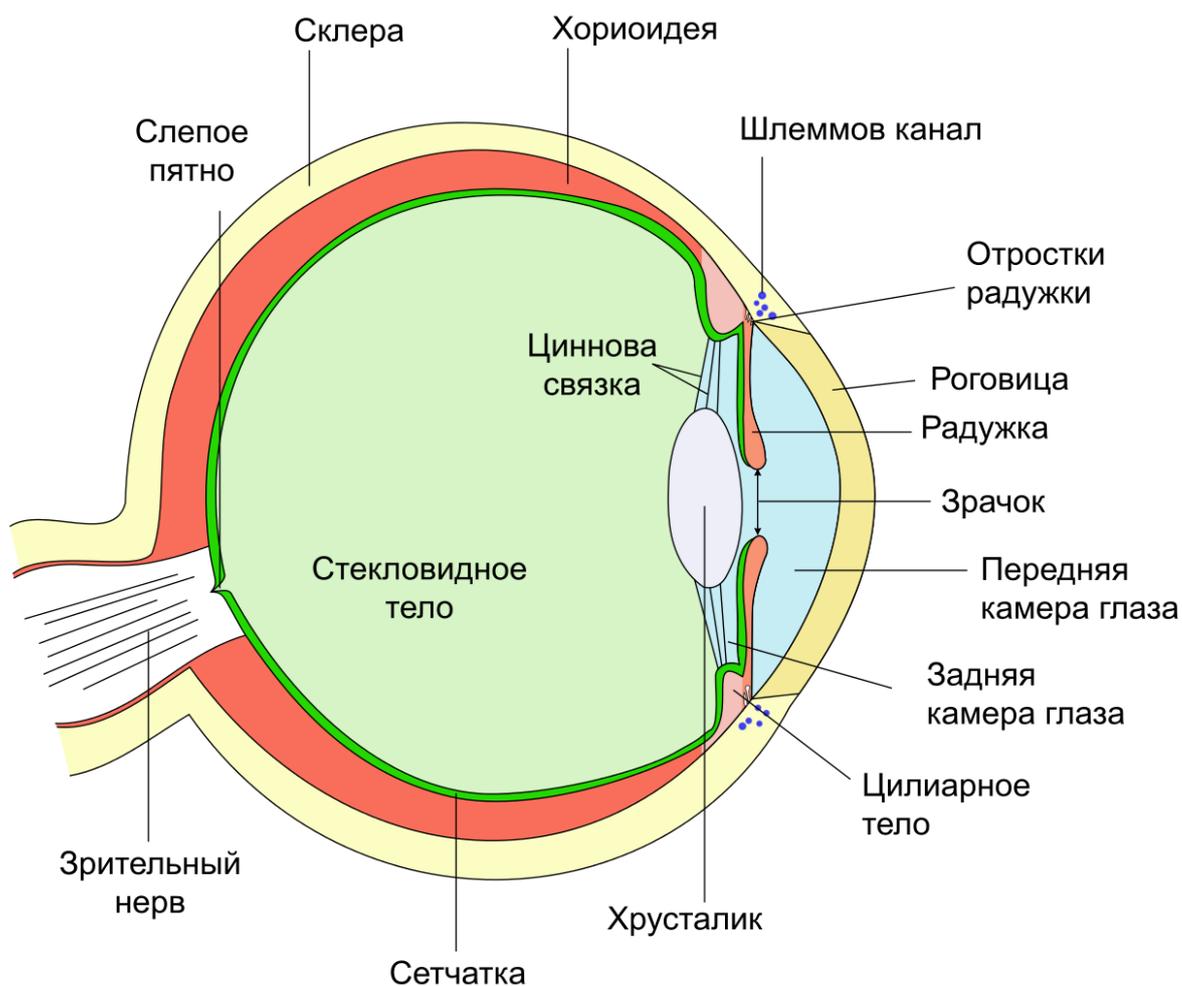


Рисунок 1.1 - Схема строения глаза

Внутриглазное давление определяется по соотношению производства водянистой влаги и ее дренажа.

Количественное значение внутриглазного давления можно вычислить по формуле (1.1):

$$\text{ВГД} = F / C + PV, \quad (1.1)$$

где ВГД – внутриглазное давление, мм рт.ст;

F – скорость формирования внутриглазной жидкости, мкл/мин;

C – скорость истечения, мкл/мин/мм рт.ст;

PV – эписклеральное венозное давление, мм рт.ст.

Нормальное внутриглазное давление находится в диапазоне от 10 мм рт. ст. до 20 мм рт. ст. Средним значением внутриглазного давления принято считать 15,5 мм рт. ст. с колебаниями около 2,75 мм рт. ст. Однако для каждого человека необходимо определять его личную норму ВГД, так как каждый человеческий организм индивидуален [2].

При производстве измерений ВГД следует учитывать, что показатели могут изменяться в течении суток, а также при воздействии некоторых видов физической активности и при приеме определенных препаратов и лекарств.

Точность показаний измерения зависит и от толщины роговицы. Утолщенная роговица может завышать значение внутриглазного давления. И наоборот, более тонкая роговица будет преуменьшать действительное значение давления.

1.2 Приборы для глазной тонометрии

1.2.1 Тонометр Гольдмана

Тонометр Гольдмана (рисунок 1.2) считается одним из самых распространенных методов измерения глазного давления. Его называют «золотым стандартом» тонометрии.



Рисунок 1.2 - Тонومتر Гольдмана

Пошаговое проведение процедуры глазной тонометрии тонометром Гольдмана:

1) До начала процедуры пациенту закапывают специальные глазные капли для анестезии. Также в глаз закапывают для окрашивания поверхности роговицы флуоресцеиновый раствор. Затем пациент садится напротив устройства, устанавливает голову на подставку, направляет взгляд непосредственно в микроскоп;

2) На головке тонометра зафиксирована специальная призма, помещаемая на роговицу. Для обследования используют кобальтовый голубой фильтр. Врач плавно и медленно изменяет давление призмы на роговицу до встречи полукругов, окрашенных флуоресцеиновым раствором;

3) После достижения необходимой площади сплющивания роговицы (3,06 мм) специалист определяет показание ВГД по шкале прибора [7].

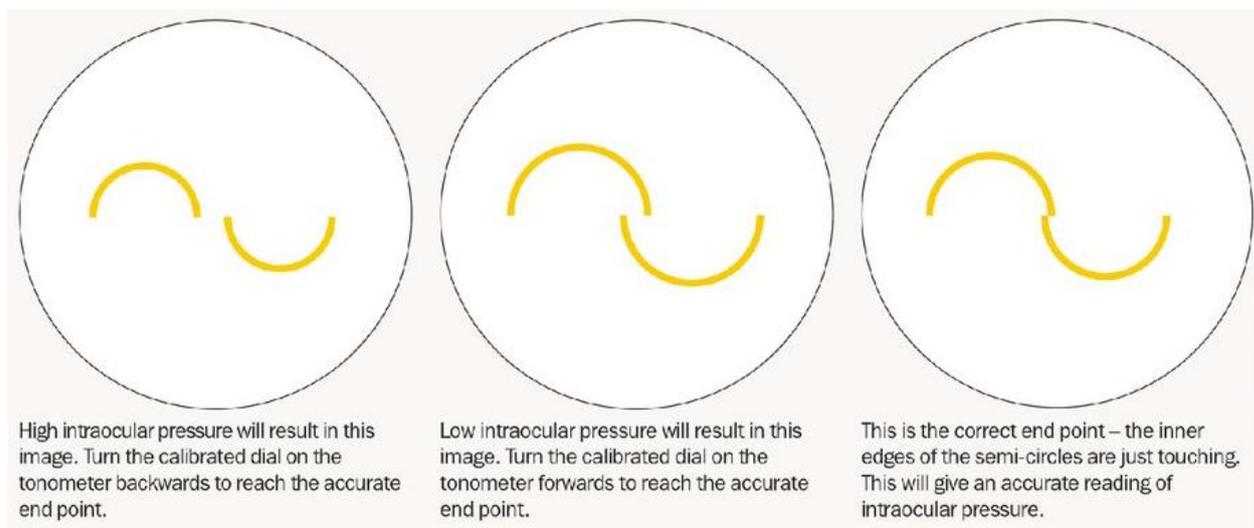


Рисунок 1.3 - Схематичное изображение в щелевой лампе тонометра Гольдмана (слева направо: завышенные показания, заниженные показания, правильное совмещение для получения корректных данных)

При измерении необходимо уметь корректировать оказываемое на роговицу давление, сопоставляя наблюдаемые полукруги. На рис. 1.3 слева направо изображены схематичные варианты положения полукругов:

Первый вариант показывает избыточное давление на роговицу, второй недостаточное давление. Правильное изображение показано на последнем варианте, где внутренние края полукругов слегка соприкасаются. В таком случае будут корректные показания давления.

1.2.2 Бесконтактный тонометр

Бесконтактный тонометр (рис. 1.4) использует быстрый импульс воздуха для аппланации роговицы, которая обнаруживается с помощью электрооптической системы. Используется данный метод для быстрого скрининга на высокое ВГД.

Аппланация – получение заданной площади роговицы при помощи определенного усилия, которое соответствует значению внутриглазного давления.



Рисунок 1.4 - Бесконтактный тонометр

Для измерений используется бесконтактный пневмотонометр. В центр роговицы (через веко) направляют порцию сжатого воздуха, четко дозированную по силе и объему. Чувствительная электро-оптическая аппаратура фиксирует деформацию роговицы и изменение интерференционной картины.

1.2.3 Контактные линзы Sensimed Triggerfish

Контактные линзы (рис. 1.5, 1.6) – относительно новый способ проведения глазной тонометрии. Линзы Triggerfish (рис. 1.7) производятся швейцарской компанией Sensimed.

В силиконовую линзу диаметром 14.4 мм встроены 2 активных тензодатчика, два пассивных тензодатчика для компенсации температуры, маленькая антенна и микропроцессор для передачи данных.

Могут быть использованы для круглосуточного мониторинга изменений ВГД, но не подлежат повторному использованию по истечении 24 часов.

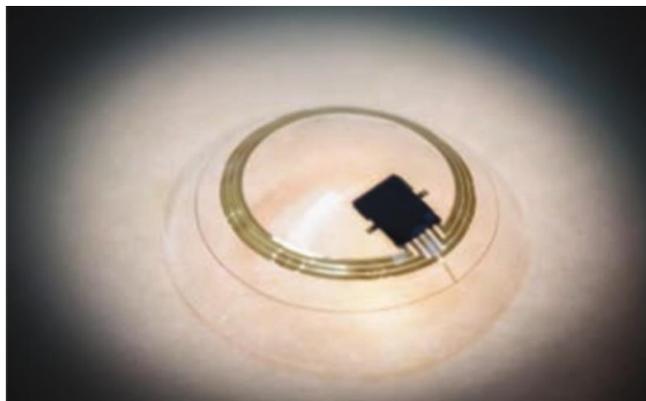


Рисунок 1.5- Внешний вид контактной линзы Triggerfish

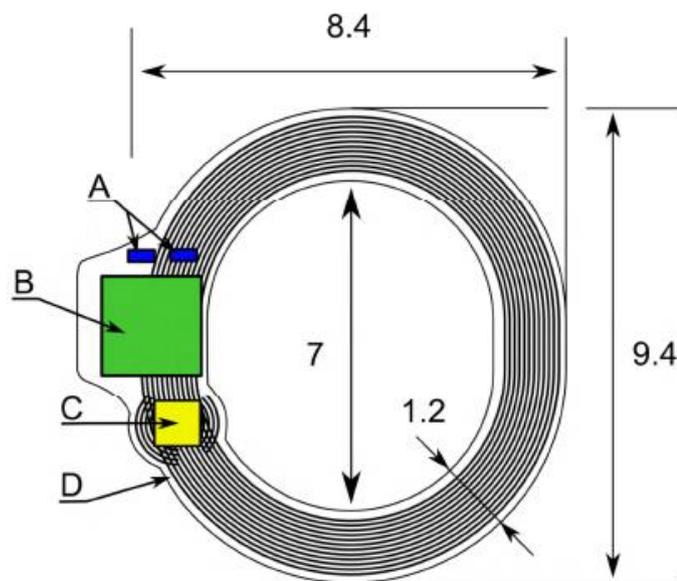


Рисунок 1.6 – Схема внутреннего строения аналогичной линзы (А – конденсаторы, В – интегральная микросхема, С – датчик давления, D – гибкий контур)

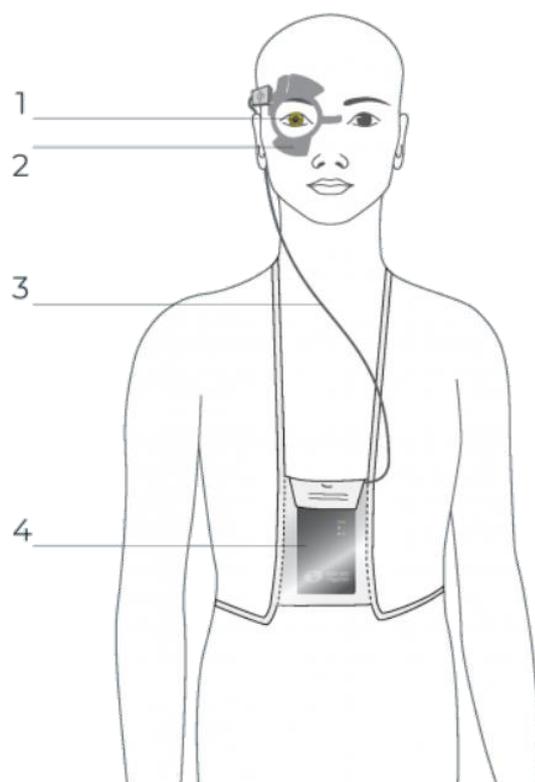


Рисунок 1.7 - Схематичное изображение комплекса оборудования для использования линз Triggerfish (1 – линза Triggerfish, 2 – клейкая антенна, 3 – гибкий кабель для передачи данных, 4 – портативное записывающее устройство для сбора данных)

Данные линзы производятся в трех радиусах кривизны (8,4 мм, 8,7 мм, 9 мм) для упрощения подбора наиболее подходящей. Информация с портативного устройства передается на компьютер для дальнейшей обработки через Bluetooth.

1.3 Сравнительный анализ характеристик приборов

Краткие сравнительные характеристики вышеназванных приборов приведены в таблице 1.1:

Таблица 1.1 – Сравнение приборов для глазной тонометрии

Прибор	Тонометр Гольдмана	Бесконтактный тонометр	Контактные линзы Sensimed Triggerfish
Простота применения	Средняя; измерение проводится врачом	Легкая; Измерение проводится врачом	Легкая для людей, знакомых с контактными линзами; Требуется консультация специалиста
Доступность	Высокая	Средняя	Низкая
Скорость получения результатов	Средняя	Высокая	Высокая
Точность данных	Высокая	Средняя	Высокая
Перспектива модернизации	Низкая	Средняя	Высокая
Стоимость	\$300 / тонометр	\$7500 / тонометр	\$700 / комплект на 24 часа

2 Датчики для измерения давления

2.1 Пьезорезистивный датчик давления

Пьезорезистивные датчики считаются одними из самых распространенных датчиков давления. Принцип работы основан на изменении электрического сопротивления электропроводного материала при его растяжении. Это изменение сопротивления преобразуется датчиком в выходной сигнал.

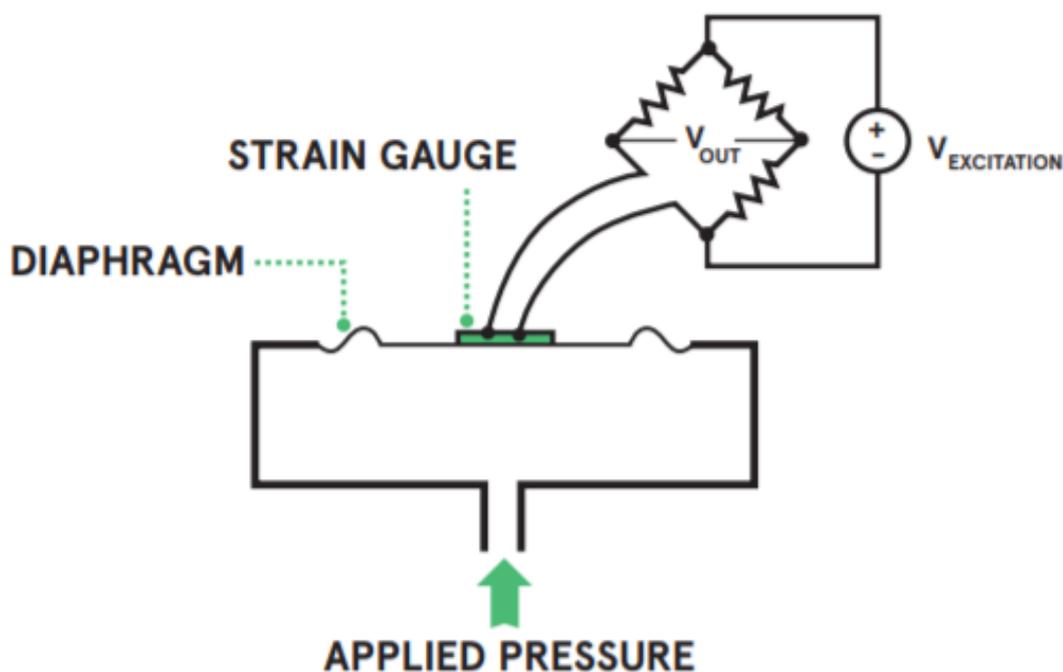


Рисунок 2.1 - Принцип работы датчика

На рис. 2.1 изображен принцип работы пьезорезистивного датчика давления. Измеряемое давление оказывает воздействие на диафрагму, сделанную из проводящего материала, изменяющего электрическое сопротивление при деформации. Изменения в сопротивлении обычно измеряются с помощью моста Уитстона (Приложение А), что позволяет преобразовать малые изменения сопротивления в выходное напряжение. Для корректной работы моста необходимо подключение напряжения возбуждения.

Выходное напряжение вычисляется по формуле (2.1):

$$V_0 = \left[\frac{R_3}{R_3 + R_x} - \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right] \times V_{ex}, \quad (2.1)$$

где V_0 – выходное напряжение, В;

V_{ex} – напряжение возбуждения, В;

R_1, R_2, R_3 – известные сопротивления моста, Ом;

R_x – неизвестное сопротивление диафрагмы, Ом.

К преимуществам данного типа датчиков можно отнести стабильность во времени и простоту конструкции. При использовании металлических диафрагм можно добиться более высоких максимальных рабочих температур (до 200°C), а при использовании силиконовых элементов можно измерять малые давления (около 2 кПа).

Единственным существенным недостатком является большое потребление по сравнению с другими типами датчиков давления.

2.2 Емкостной датчик давления

Емкостные датчики давления измеряют давление посредством обнаружения изменений в электрической емкости, вызванных движением диафрагмы.

Как известно, конденсатор состоит из двух параллельных проводящих пластин, разделенных небольшим пространством. Емкость конденсатора вычисляется по формуле (2.2):

$$C = \epsilon_r \times \epsilon_0 \times A / d, \quad (2.2)$$

где C – емкость конденсатора, Ф;

ϵ_r – диэлектрическая постоянная среды между пластинами;

ϵ_0 – электрическая постоянная (8.854×10^{-12} Ф/м);

A – площадь пластин, м²;

d – расстояние между пластинами, м.

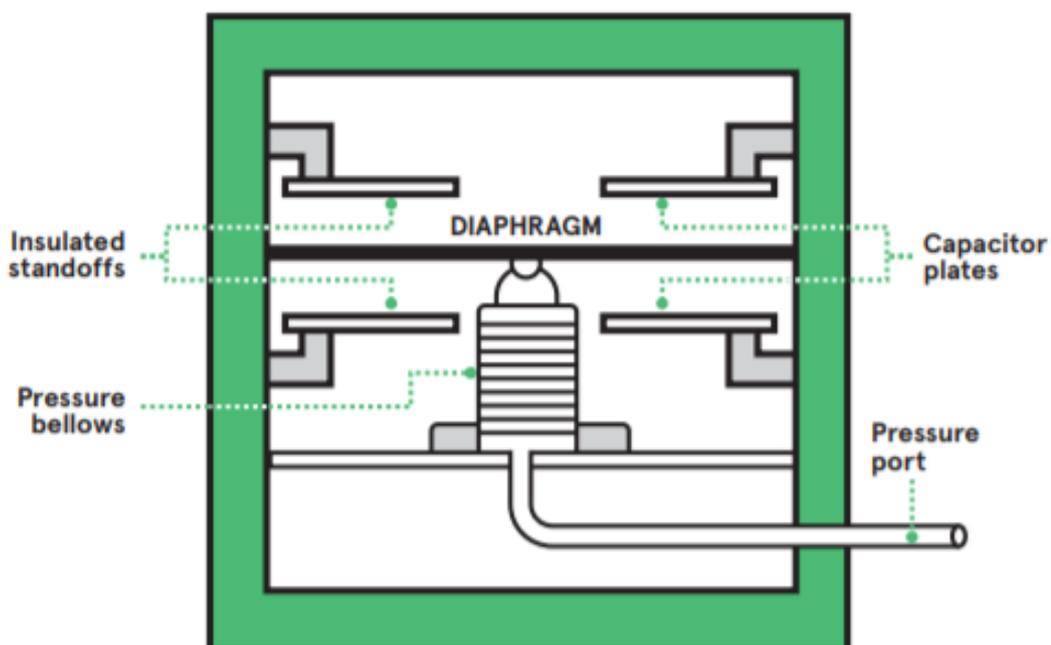


Рисунок 2.2 - Принцип работы датчика

При изменении переменных значений изменяется и емкость конденсатора, причем из всех параметров проще всего изменить расстояние между пластинами. Чтобы этого добиться, одну или обе пластины заменяют на диафрагму, чувствительную к изменениям давления. Обычно один электрод изолируют, а другой превращают в диафрагму. Пример изображен на рис. 2.2.

Преимуществами емкостных датчиков является низкое потребление, механическая простота, возможность использования в неблагоприятных условиях. Также на их основе можно создавать пассивные датчики, не нуждающиеся во внешнем питании; для их работы необходим только сигнал считывателя. Недостатком является вероятность появления эффекта паразитной емкости.

2.3 Пьезоэлектрический датчик давления

Пьезоэлектрические датчики работают за счет пьезоэлектрического эффекта, который создает электрическое напряжение при возникновении деформации материала.

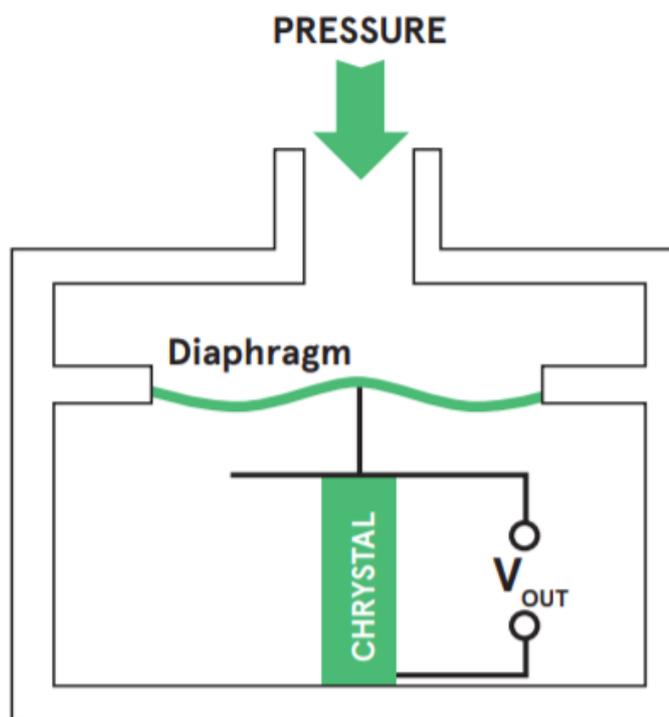


Рисунок 2.3 - Принцип работы датчика

Принцип работы пьезоэлектрического датчика изображен на рис. 2.3. При приложении силы к пьезоэлектрическому материалу генерируются электрические заряды. Их можно измерить как напряжение, пропорциональное давлению.

В основном пьезоэлектрические датчики измеряют изменение давления. Также в отличие от пьезорезистивных и емкостных датчиков, пьезоэлектрическим датчикам не нужны внешние источники питания, так как они сами генерируют электричество при деформации диафрагмы.

Преимуществами пьезоэлектрических датчиков является прочность и устойчивость к неблагоприятным средам, возможность работать при более высоких температурах (до 1000°C), низкое потребление за счет генерации выходного сигнала в самом датчике, а также невосприимчивость к электромагнитным и радиационным излучениям.

2.4 Микроэлектромеханические системы

Микроэлектромеханические системы (Microelectromechanical systems, MEMS) – это устройства, сочетающие в себе маленькие механические и электронные компоненты на кремниевом чипе.

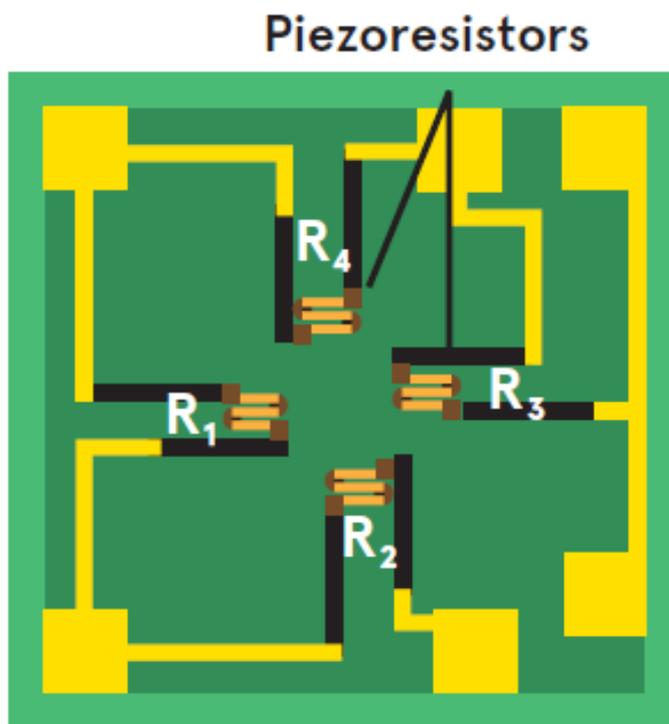


Рисунок 2.4 - МЭМС с пьезорезистивными датчиками давления

На рис. 2.4 изображен пример наиболее распространенной МЭМС, использующей пьезорезистивные датчики давления. Чувствительные элементы находятся непосредственно на диафрагме. Таким образом изменение сопротивления этих резисторов позволяет узнать приложенное давление. Резисторы соединены в мост Уитстона.

Выходное напряжение пропорционально изменению сопротивления резисторов (формула 2.3):

$$V_0 = \frac{\Delta R}{R} \times V_{ex}. \quad (2.3)$$

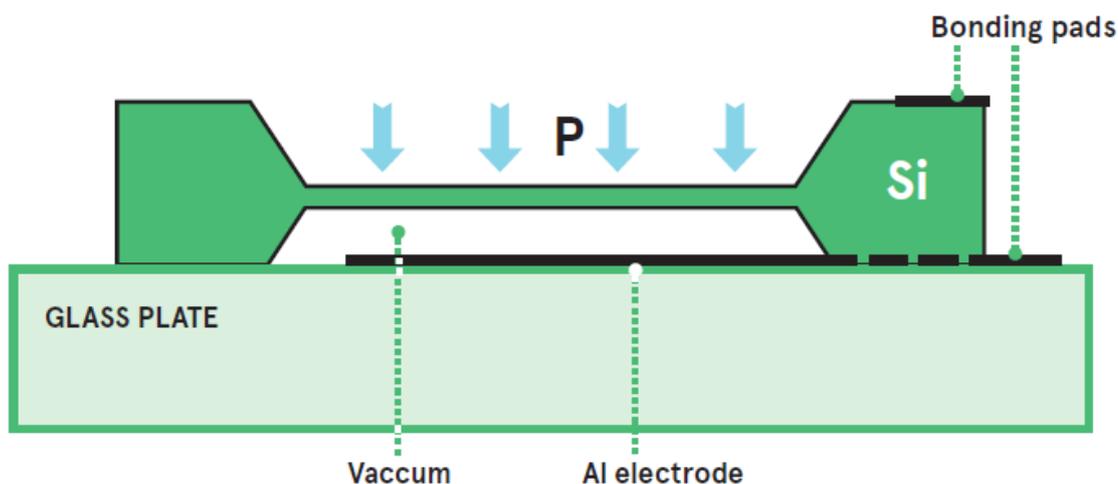


Рисунок 2.5 - МЭМС с емкостным датчиком давления в разрезе

На рис. 2.5 изображена МЭМС с емкостным датчиком давления. Для создания емкостного датчика проводящий слой наносится на диафрагму и на дно полости, заполненной вакуумом, для создания конденсатора. Деформация диафрагмы вызовет изменение емкости, измеряемое датчиком в цепи.

Технология может быть использована для создания множества датчиков, в том числе и давления. За счет особенностей технологии, можно сочетать точные датчики, процессор и беспроводную связь (Wi-Fi, Bluetooth) на одной интегральной микросхеме.

Преимуществом микроэлектромеханических систем является их малый размер и высокая интеграция с электроникой. Также MEMS потребляют мало энергии, что суммарно позволит их использовать в имплантируемых медицинских приборах.

3 Возможности оптимизации существующих контактных линз

3.1 Анализ возможных ключевых характеристик

Для оптимизации существующих контактных линз необходимо определить наиболее подходящий тип датчиков давления, а также упростить передачу данных от датчика на считывающее устройство.

Так как на данный момент нет точных данных об используемых датчиках в связи с новизной и малой распространенностью технологии, для анализа используются некоторые существующие на рынке датчики давления, подходящие по ключевым характеристикам.

Среди датчиков, перечисленных в предыдущей главе, только MEMS-системы не нуждаются в отдельном передатчике, так как он уже интегрирован в систему. К тому же есть возможность заказывать MEMS-системы у производителей с необходимым набором функций.

В таблице 3.1 приведено сравнение таких технологий передачи данных беспроводным способом, как Wi-Fi и Bluetooth.

Таблица 3.1 – Сравнение методов беспроводной передачи данных

Тип	Wi-Fi	Bluetooth
Радиус действия	До 100 м	До 100 м
Пропускная способность	В зависимости от стандарта (до 54 Мбит/с; до 300 Мбит/с; до 3,39 Гбит/с)	3-24 Мбит/с
Рабочая частота	2,4 ГГц или 5 ГГц	2,4 ГГц

Каждая технология имеет свои преимущества и недостатки. Вероятно использование Wi-Fi или Bluetooth позволит отказаться от клейкой антенны вокруг глаз, что позволит сделать ношение подобных линз менее заметным и более удобным. Также появится возможность передавать данные не на отдельное записывающее устройство, а на смартфон. Но высокая распространенность устройств, использующих данные технологии на этих частотах, может вызвать помехи в работе.

Однако требуются дальнейшие медицинские исследования для определения степени безопасности для человека.

3.2 Возможности реализации

На данный момент не существует готовых решений для создания улучшенных контактных линз, однако есть перспективные разработки, которые в будущем позволят выполнить в реальности идею полностью беспроводной контактной линзы для измерения внутриглазного давления.

На рис. 3.1 изображена схема MEMS датчика компании STMicroelectronics LPS22HB. В его основе лежит принцип пьезорезистивного датчика давления. Также этот датчик оснащен возможностью передачи данных по линиям I²C и SPI.

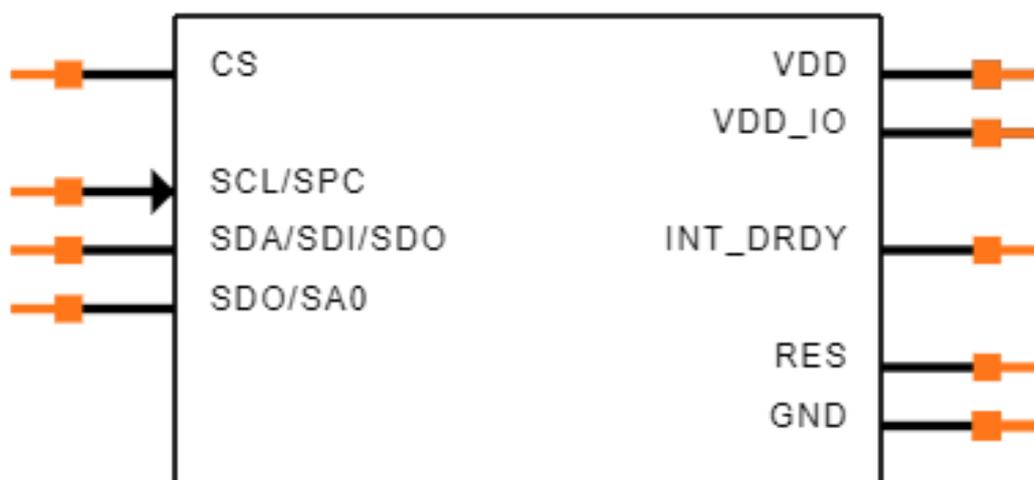


Рисунок 3.1 - Датчик STMicroelectronics LPS22HB

Однако датчик не измеряет непосредственно давление. Код для преобразования данных, полученных датчиком, в гектопаскали показан на рис. 3.2.

Структурная схема на рис. 3.3 предполагает подключение MEMS датчика к какому-либо модулю для беспроводной передачи данных для исключения необходимости проводов для передачи данных к записывающему устройству. Также такой прибор позволит уменьшить размеры носимого устройства для сохранения информации. Возможное использование беспроводных технологий, заложенных в смартфоны, позволило бы исключить необходимость дополнительного устройства для записи данных, как это происходит сейчас. Так или иначе, любое подобное устройство должно обязательно пройти медицинское исследование на предмет безопасности использования человеком.

```

Malishevskaya_Mariya_d  README.adoc
1  #define sensor A0
2  const int scale_factor = 4096;
3  float pressure_value, pressure;
4
5  void setup() {
6      Serial.begin(9600);
7      Serial.println("Pressure:");
8      pinMode(sensor, INPUT);
9  }
10
11 void loop() {
12     pressure_value = analogRead(sensor);
13     pressure = pressure_value / scale_factor;
14     Serial.println(pressure, " hPa");
15 }

```

Рисунок 3.2 - Программный код для перевода измерений на языке C++ в среде Arduino IDE

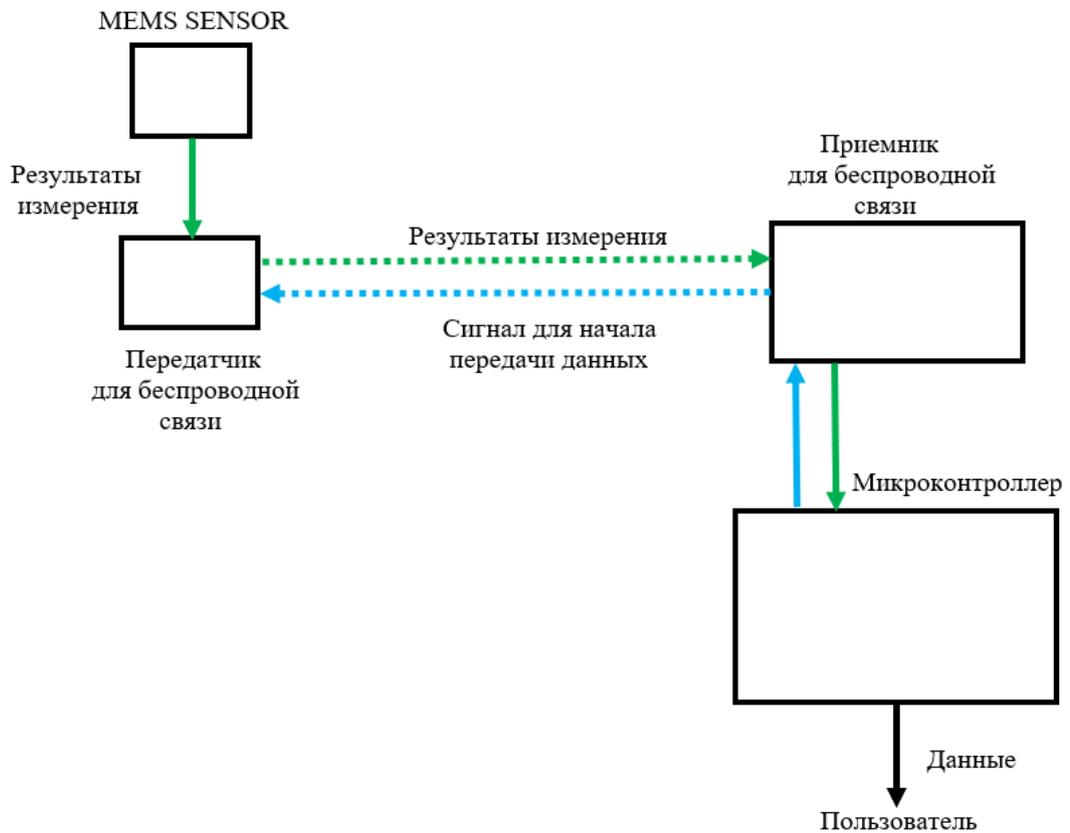


Рисунок 3.3 - Структурная схема работы контактной линзы

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данной работе было проведено исследование существующих методов глазной тонометрии, а также датчиков и устройств для измерения внутриглазного давления.

В соответствии с целями работы было произведено изучение принципов работы существующих датчиков и разработана структурная схема улучшенной контактной линзы для измерения внутриглазного давления.

При выполнении работы были решены поставленные ранее задачи:

- Изучены приборы для глазной тонометрии и особенности их работы;
- Исследованы возможности улучшения работы и устройства приборов для глазной тонометрии на примере контактных линз;
- Создана структурная схема работы улучшенных контактных линз;
- Изучен принцип перевода показаний датчика в уровень давления на примере датчика STMicroelectronics LPS22HB.

Полученная структурная схема в будущем может стать основой для продолжения исследования возможностей контактных линз при диагностике глаукомы.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. World Report on Vision // World Health Organization
2. Внутриглазное давление // Википедия // https://ru.m.wikipedia.org/wiki/Внутриглазное_давление
3. Глазная тонометрия // Википедия// https://ru.m.wikipedia.org/wiki/Глазная_тонометрия
4. Датчик давления // Википедия // https://ru.wikipedia.org/wiki/Датчик_давления
5. Микроэлектромеханические системы // Википедия // https://ru.wikipedia.org/wiki/Микроэлектромеханические_системы
6. Измерительный мост // Википедия // https://ru.wikipedia.org/wiki/Измерительный_мост
7. Тонометр Гольдмана //сайт компании «Исток-аудио» // https://www.istok-audio.com/info/articles/meditsinskoe_oborudovanie/tonometr_goldmana/
8. MEMS and Sensors // STMicroelectronics // <https://www.st.com/en/mems-and-sensors.html>
9. Christoph Faschinger, Georg Mossbok Intraocular Pressure Contact Lenses - Suitable for Everyday Use Yet? // European ophthalmic review. - 2011. - С. 136-138. Электронная версия на сайте <https://www.touchophthalmology.com/ebooks/ophthalmology/euoph52/index.html?page=50>
10. A. Rendón-Nava, L. Niño-de-Rivera-y-O. Intraocular Pressure Sensor Design - 2006. Электронная версия на сайте https://www.researchgate.net/publication/241147645_Intraocular_Pressure_Sensor_Design
11. Shwetha Meti, Kirankumar B. Balavald, B. G. Sheeparmatti MEMS Piezoresistive Pressure Sensor: A Survey // Int. Journal of Engineering Research and Applications. - 2016. - №4. - С. 23-31. Электронная версия на сайте https://www.researchgate.net/publication/301342224_MEMS_Piezoresistive_Pressure_Sensor_A_Survey
12. Muslihah Ali, Abdullah C. W. Noorakma, Norliana Yusof, W. N. F. Mohamad, N. Soin, S. F. Wan Muhamad Hatta Optimization of MEMS Intraocular Capacitive Pressure Sensor - 2016. Электронная версия на сайте https://www.researchgate.net/publication/309205540_Optimization_of_MEMS_Intraocular_Capacitive_Pressure_Sensor
13. Filippo Piffaretti, Diego Barretino, Paolo Orsatti, Lorenzo Leoni, Peter Stegmaier Rollable and Implantable Intraocular Pressure Sensor for the Continuous Adaptive Management of Glaucoma - 2013. Электронная версия на сайте https://www.researchgate.net/publication/257601429_Rollable_and_implantable_intraocular_pressure_sensor_for_the_continuous_adaptive_management_of_glaucoma
14. Grace E Dunbar, Bailey Yuguan Shen, Ahmad A Aref The Sensimed Triggerfish contact lens sensor: efficacy, safety, and patient perspectives - 2017. Электронная версия на сайте

- https://www.researchgate.net/publication/316982191_The_Sensimed_Triggerfish_contact_lens_sensor_Efficacy_safety_and_patient_perspectives
15. Dieter Franz Rabensteiner, Jasmin Rabensteiner, Christoph Faschinger The influence of electromagnetic radiation on the measurement behaviour of the triggerfish® contact lens sensor - 2018. Электронная версия на сайте https://www.researchgate.net/publication/329936772_The_influence_of_electromagnetic_radiation_on_the_measurement_behaviour_of_the_triggerfishR_contact_lens_sensor
 16. 'Smart contact lens sensor' for diabetic and glaucoma diagnosis // Phys.org // <https://phys.org/news/2017-05-smart-contact-lens-sensor-diabetic.amp>
 17. About Sensimed Triggerfish // Sensimed.ch // <https://www.sensimed.ch/sensimed-triggerfish/>
 18. The SENSIMED Triggerfish contact lens sensor for continuous 24-hour recording of ocular dimensional changes in people with or at risk of developing glaucoma // Nice.Org.Uk // <https://www.nice.org.uk/advice/mib14/chapter/technology-overview>
 19. SENSIMED Triggerfish Safety and Tolerability // ClinicalTrials.Gov // <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT01319617>
 20. Kaweh Mansouri, Robert N. Weinreb, John H. K. Liu Efficacy of a Contact Lens Sensor for Monitoring 24-H Intraocular Pressure Related Patterns - 2015.
 21. Sarah C. Xu, Angela C. Gauthier, and Ji Liu The Application of a Contact Lens Sensor in Detecting 24-Hour Intraocular Pressure-Related Patterns - 2016.
 22. Katie Hoban Robert Peden Roly Megaw Patricia Halpin Andrew J. Tatham 24-Hour Contact Lens Sensor Monitoring of Intraocular Pressure-Related Profiles in Normal-Tension Glaucoma and Rates of Disease Progression - 2017.
 23. Maurizio Manzo, Omar Cavazos A Wireless Photonic Intraocular Pressure Sensor - 2017.
 24. Caitlin Brandon, Member, IEEE, Duncan Elliott, Member, IEEE, and Kambiz Moez , Senior Member, IEEE An Ultra Low-Voltage Low-Power Capacitance-to-Digital Converter for Wirelessly Powered Intraocular Pressure Sensor - 2017.
 25. Laura Morales-Fernandez, MD, PhD, Javier Garcia-Bella, MD, Jose M. Martinez-de-la-Casa, MD, PhD, Rubén Sanchez-Jean, Federico Saenz-Frances, MD, PhD, Pedro Arriola-Villalobos, MD, PhD, Lucia Perucho, MD, Enrique Santos-Bueso, MD, PhD, Julian Garcia-Feijoo, MD, PhD Changes in corneal biomechanical properties after 24 hours of continuous intraocular pressure monitoring using a contact lens sensor - 2017.
 26. Rishabh Bhooshan Mishra, S Santosh Kumar, Ravindra Mukhiya Analytical Modelling and FEM Simulation of Capacitive Pressure Sensor for Intraocular Pressure Sensing - 2018.
 27. Wolfgang Fink, Shaun Brown, Andres Nuncio Zuniga, Eui-Hyeok Yang & Thomas George Conceptual design considerations for a wireless intraocular pressure sensor system for effective glaucoma management // Journal of Medical Engineering & Technology. - 2019.

28. Naoki Tojo, MD and Atsushi Hayashi, MD Influence of Ocular Dimensional Change on 24-Hour Intraocular Pressure Measurement With Contact Lens Sensor // ORIGINAL STUDY. - 2019.

29. Naim Lazkani, Seth Truitt, Nathan K. Kawaguchi, Aaron J. DeWolf, Cody A. Van Zant, James P. Villegas, Abbygail R. Hassel, Joshua J. Park, Creed F. Jones, Senior Member, IEEE, John Butler, Member, IEEE, and Matthew J. A. Rickard Development of a Nanofabricated Sensor for Monitoring Intraocular Pressure via Ocular Tissue Strain // - 2019.

30. Naoki Tojo, Atsushi Hayashi, Mitsuya Otsuka Correlation between 24-h continuous intraocular pressure measurement with a contact lens sensor and visual field progression // Graefes Archive for Clinical and Experimental Ophthalmology. - 2019.

31. Lars Choritz, MD, Kaweh Mansouri, MD, PhD, Jacqueline van den Bosch, MD, Melanie Weigel, MD, H. Burkhard Dick, MD, PhD, Markus Wagner, MD, Hagen Thieme, MD, PhD, on behalf of the ARGOS study group Telemetric measurement of intraocular pressure via an implantable pressure sensor – twelve-month results from the ARGOS-02 trial // American Journal of Ophthalmology. - 2019

32. Aubrey Shapero, Abhinav Agarwal, Juan Carlos Martinez, Azita Emami, Mark S. Humayun, and Yu-Chong Tai Wireless Implantable Intraocular Pressure Sensor With Parylene-Oil-Encapsulation And Forward-Angled RF Coil // - 2019.

33. M. Hossein M. Kouhani, a Jiajia Wu, a Arman Tavakoli, Arthur J. Weberc and Wen Li Wireless, passive strain sensor in a doughnutshaped contact lens for continuous non-invasive self-monitoring of intraocular pressure // The Royal Society of Chemistry. - 2019.

34. Robert Wasilewicz, Thierry Varidel, Sonja Simon-Zoula, Mario Schlund, Sacha Cerboni, Kaweh Mansouri First-in- human continuous 24-hour measurement of intraocular pressure and ocular pulsation using a novel contact lens sensor // - 2020.

35. Hiroshi Toshida Topographical Central Island-Like Pattern After 24 Hrs of Continuous Intraocular Pressure Monitoring with a Contact Lens Sensor // International Medical Case Reports Journal. - 2020.

36. Atsuya Miki, Miho Kumoi, Naoyuki Maeda, Shizuka Koh, Kenji Matsushita, Kohji Nishida Transient changes in refractive error and corneal tomography after 24-h continuous monitoring of intraocular pressure patterns with a contact lens sensor // Japanese Journal of Ophthalmology. - 2020.

37. Sensors // AVNET.Org // <https://www.avnet.com/wps/portal/abacus/solutions/technologies/sensors/>

Приложение А

Принцип работы моста Уитстона

Мост Уитстона – одинарный мост, позволяющий вычислять значение неизвестного сопротивления. В некоторых случаях мост Уитстона используют для преобразования изменений сопротивления в выходное напряжение. Принцип измерения сопротивления основан на уравнивании потенциала средних выводов двух ветвей (рис. А.1).

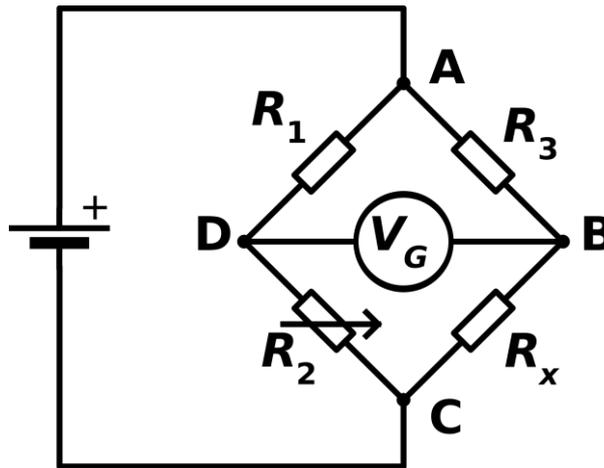


Рисунок А.18 - Мост Уитстона

Алгоритм вычисления:

1. В одну из ветвей включён двухполюсник (резистор), сопротивление которого требуется измерить (R_x).

Другая ветвь содержит элемент, сопротивление которого может регулироваться (R_2 ; например, реостат).

Между ветвями (точками В и D) находится индикатор. В качестве индикатора могут применяться:

- гальванометр;
- нуль-индикатор — прибор, отклонение стрелки которого показывает наличие тока в цепи и его направление, но не величину. На шкале такого прибора отмечено только одно число — ноль;
- вольтметр (R_G принимают равным бесконечности: $R_G = \infty$);
- амперметр (R_G принимают равным нулю: $R_G = 0$).

Обычно в качестве индикатора используется гальванометр.

2. Сопротивление R_2 второй ветви изменяют до тех пор, пока показания гальванометра не станут равны нулю, то есть потенциалы точек узлов D и B не станут равны. По отклонению стрелки гальванометра в ту или иную сторону можно судить о направлении протекания тока на диагонали моста BD и указывают в какую сторону изменять регулируемое сопротивление R_2 для достижения «баланса моста».

Продолжение Приложения А

Когда гальванометр показывает ноль, говорят, что наступило «равновесие моста» или «мост сбалансирован». При этом:

отношение R_2 / R_1 равно отношению R_x / R_3 (формула А.1):

$$\frac{R_2}{R_1} = \frac{R_x}{R_3}, \quad (\text{А.1})$$

откуда (формула А.2)

$$R_x = \frac{R_2 R_3}{R_1}. \quad (\text{А.2})$$

Таким образом:

- разность потенциалов между точками В и D равна нулю;
- ток по участку BD (через гальванометр) не протекает (равен нулю).

Сопротивления R_1 , R_3 должны быть известны заранее.

3. Изменяют сопротивление R_2 до баланса моста.

4. Вычисляют искомое сопротивление R_x по формуле (А.2):

$$R_x = \frac{R_2 R_3}{R_1}.$$