

Министерство образования Республики Беларусь
Учреждение образования
«Белорусский государственный университет
информатики и радиоэлектроники»

Факультет компьютерного проектирования

Кафедра электронной техники и технологии

**ЭЛЕКТРОННЫЕ КОМПОНЕНТЫ
И БИОМЕДИЦИНСКИЕ СЕНСОРЫ.
ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ**

*Рекомендовано УМО по образованию в области информатики
и радиоэлектроники в качестве пособия для специальности
6-05-0713-02 «Электронные системы и технологии»*

Минск БГУИР 2025

УДК 681.586:616-71(076.5)

ББК 32.965+53.4я73

Э45

Авторы:

И. В. Самуйлов, Н. С. Собчук, К. Е. Мешкова,
С. И. Мадвейко, С. К. Дик, И. И. Ревинская

Рецензенты:

кафедра интеллектуальных и мехатронных систем
Белорусского национального технического университета
(протокол № 8 от 22.02.2024);

начальник производства
научно-производственного
унитарного предприятия «АТОМТЕХ»
открытого акционерного общества «МНИПИ» М. Н. Довжук

Электронные компоненты и биомедицинские сенсоры. Лабораторный практикум : пособие / И. В. Самуйлов, Н. С. Собчук, К. Е. Мешкова [и др.]. – Минск : БГУИР, 2025. – 67 с. : ил.
ISBN 978-985-543-798-8.

Содержит описание лабораторных работ по исследованию электронных компонентов и биомедицинских сенсоров, включая исследования точности и погрешности, построение градуировочных характеристик триангуляционного датчика линейных перемещений, преобразователей температуры, пьезоэлектрических электродов, магниторезистивного датчика. Предназначено для закрепления и углубления теоретических знаний, приобретения практических навыков работы с электронными компонентами и биомедицинскими сенсорами, а также работы с технологическим оборудованием и специализированной оснасткой.

УДК 681.586:616-71(076.5)
ББК 32.965+53.4я73

ISBN 978-985-543-798-8

© УО «Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники», 2025

СОДЕРЖАНИЕ

Лабораторная работа № 1. Исследование триангуляционного датчика линейных перемещений.....	4
Лабораторная работа № 2. Изучение методов построения градуировочных характеристик термопарных температурных преобразователей.....	16
Лабораторная работа № 3. Исследование конструктивных, технологических параметров и электрических характеристик пьезоэлектрических преобразователей для биомедицинских измерений.....	32
Лабораторная работа № 4. Исследование точности линейного позиционирования прецизионных электроприводов с использованием магниторезистивного датчика.....	48
Список использованных источников	63

Лабораторная работа № 1

ИССЛЕДОВАНИЕ ТРИАНГУЛЯЦИОННОГО ДАТЧИКА ЛИНЕЙНЫХ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ

Цель работы

Ознакомление с конструктивными и технологическими особенностями, а также электрическими характеристиками триангуляционного датчика линейных перемещений. Изучение особенностей работы датчика, снятие реальной характеристики преобразования, определение погрешности преобразования.

Теоретические сведения

Неотъемлемой частью современного промышленного производства является контроль параметров технологического процесса и готовой продукции. В отраслях, связанных с обработкой материалов, например, изготовления медицинских протезов, среди операций контроля значительную долю занимает контроль геометрических параметров (рисунок 1.1). Основными требованиями к приборам, обеспечивающим контроль геометрических размеров, являются высокая точность (погрешность менее 10 мкм), быстродействие (сотни измерений в секунду), возможность контроля параметров сложнопрофильных изделий, а также надежность, гибкость и совместимость с автоматизированными системами управления технологическими процессами.

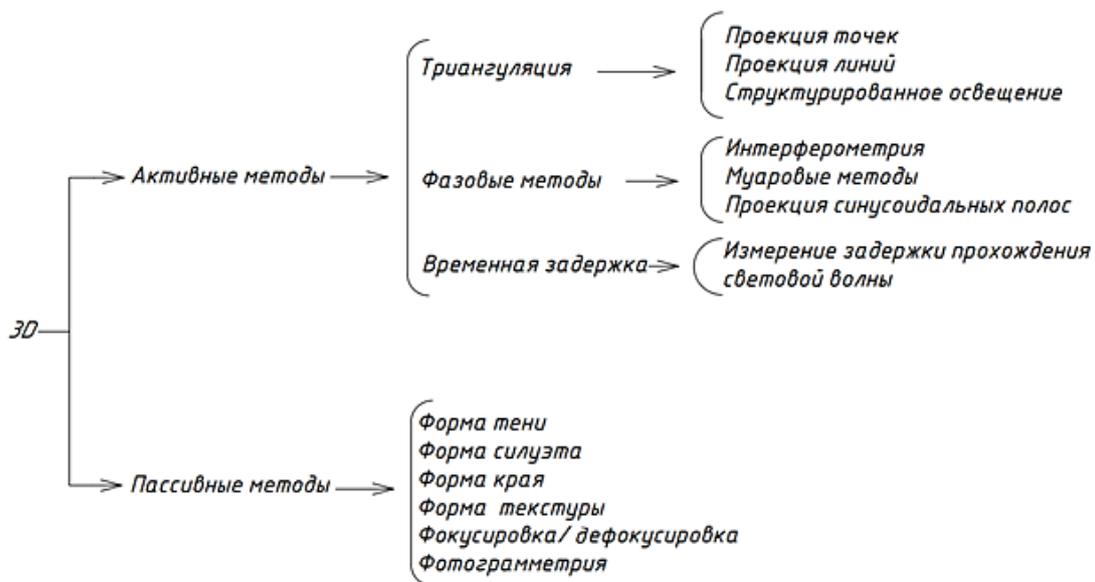
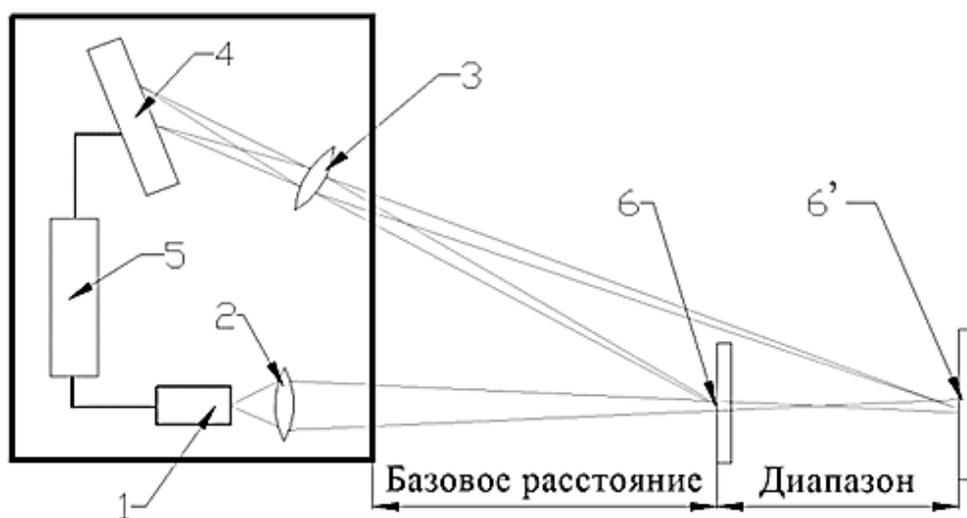


Рисунок 1.1 – Определение 3D-профиля на основе бесконтактных методов, использующих световое освещение

Триангуляционный метод в силу простоты реализации является одним из распространенных оптико-электронных методов измерения расстояний до объекта. Суть данного метода заключается в решении задачи треугольника по известной базе – стороне треугольника и измеренному углу между сторонами треугольника, образованными оптическими осями лазерного излучателя и фотоприемного устройства.

Принцип его действия для различных объектов представлен на рисунках 1.2 и 1.3. Излучение полупроводникового лазера (1) фокусируется объективом (2) на поверхности контролируемого объекта (6, 6'). Рассеянное или отраженное поверхностью излучение собирается объективом (3). Рассеянное на объекте излучение объективом (3) собирается на CMOS-линейке (4). Перемещение объекта (6, 6') вызывает соответствующее перемещение изображения. Процессор сигналов (5) рассчитывает расстояние до объекта по положению изображения светового пятна на линейке (4).



1 – полупроводниковый лазер; 2, 3 – объективы; 4 – CMOS-линейка; 5 – процессор сигналов; 6, 6' – положения контролируемого объекта

Рисунок 1.2 – Схема измерения расстояния триангуляционным методом

Погрешность измерения дальности можно определить по формуле

$$\delta = \frac{D_{\max}}{N_{\text{эл}}}, \quad (1.1)$$

где D_{\max} – максимально измеряемая дальность; $N_{\text{эл}}$ – количество элементов приемника.

Рассмотрим модель для определения линейных перемещений вдоль одной из осей плоскости измерений, например, параллельно оптической оси линзы, как показано на рисунке 1.3.

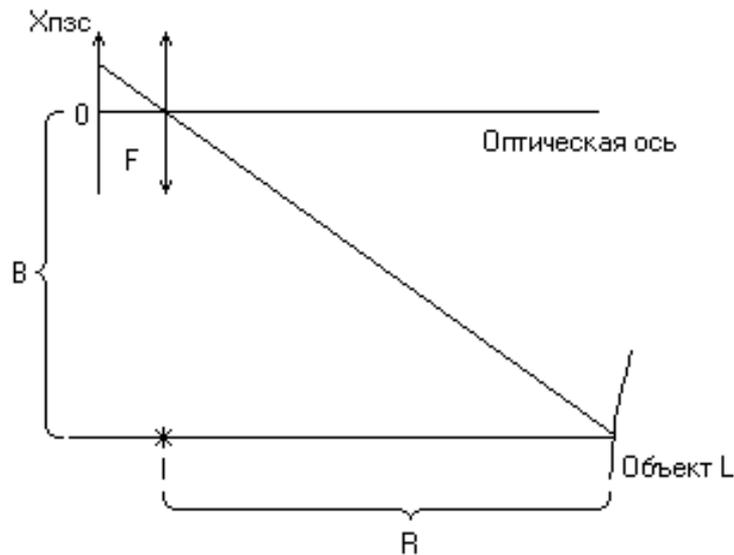


Рисунок 1.3 – Триангуляционная модель определения линейных перемещений вдоль одной оси

Используя известные соотношения из геометрии и геометрической оптики, определим расстояние R до объекта L . $X_{пзс}$ соотносится с F , как R с B , где $X_{пзс}$ – координата отклика на фотоприемнике; F – фокусное расстояние линзы; R – расстояние от источника излучения до наблюдаемого объекта; B – расстояние от источника излучения до главной оптической оси линзы, которая совпадает с началом координат фотоприемника.

$$\frac{X_{пзс}}{F} = -\frac{B}{R}. \quad (1.2)$$

Отсюда находим расстояние R до объекта:

$$R = -\frac{F \cdot B}{X_{пзс}}. \quad (1.3)$$

В формуле (1.3) присутствуют две постоянные величины B и F . Произведем замену двух постоянных величин одной:

$$D = F \cdot B. \quad (1.4)$$

Подставим (1.4) в (1.3) и получим формулу (1.5) для нахождения действительного расстояния до объекта L :

$$R = -\frac{D}{X_{пзс}}. \quad (1.5)$$

Для нахождения постоянной величины D расположим объект L в произвольной точке 1, снимем $\Delta X_{1\text{пзс}}$ (рисунок 1.4), а затем переместим объект на произвольную величину ΔR в точку 2 и снимем $X_{2\text{пзс}}$, получим

$$\begin{aligned}\Delta X_{\text{пзс}} &= X_{1\text{пзс}} - X_{2\text{пзс}}; \\ R_1 &= -\frac{D}{X_{1\text{пзс}}}; \\ R_2 &= -\frac{D}{X_{2\text{пзс}}}; \\ \Delta R &= R_1 - R_2; \\ \Delta R &= \frac{D \cdot \Delta X_{\text{пзс}}}{X_{2\text{пзс}} \cdot X_{1\text{пзс}}}.\end{aligned}$$

Отсюда находим постоянную D :

$$D = \frac{\Delta R \cdot X_{2\text{пзс}} \cdot X_{1\text{пзс}}}{\Delta X_{\text{пзс}}}. \quad (1.6)$$

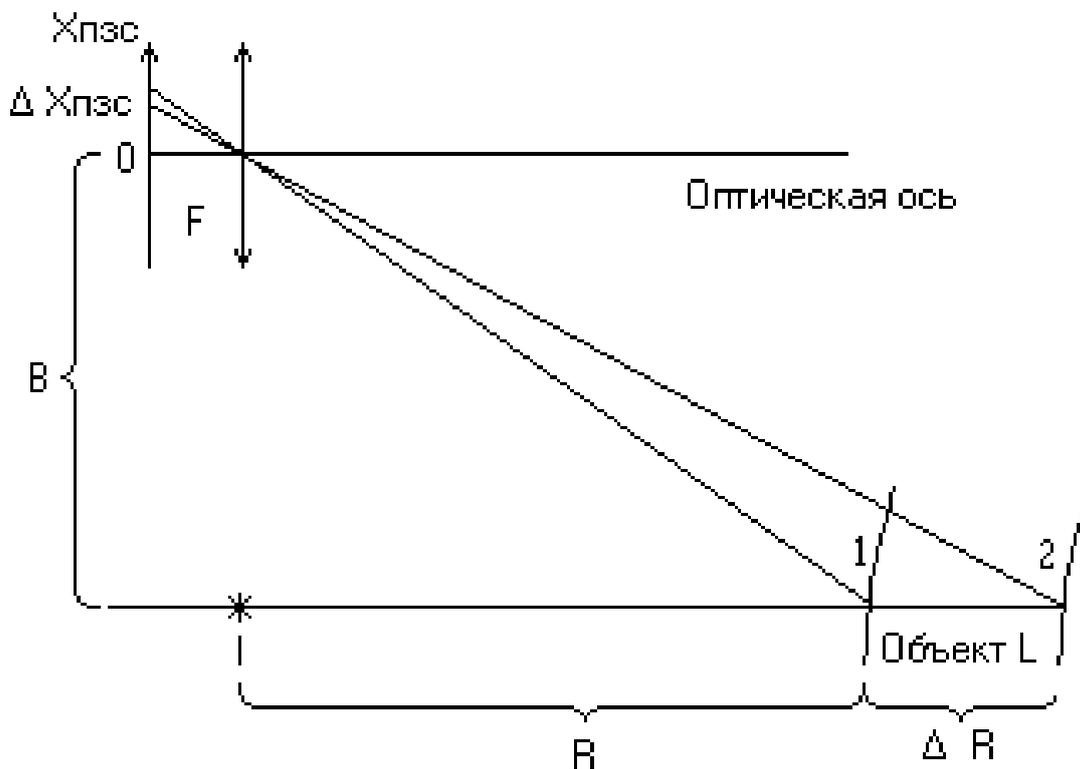


Рисунок 1.4 – Фиксирование перемещения

Преимущество триангуляционной модели заключается в том, что она не требует сложных расчетов и может быть использована в быстродействующих системах определения линейных перемещений. Однако такая система имеет

ряд недостатков, один из которых – это измерение перемещений только вдоль одной из осей плоскости измерения, параллельной оптической оси линзы. Перемещение же вдоль оси, перпендикулярной оптической, будет вызывать погрешность в измерениях, поэтому необходимо, чтобы объект перемещался параллельно оптической оси линзы на постоянном расстоянии B от нее.

На объекте исследования обычно присутствует шероховатость поверхности, т. е. состоящие из совокупности множества неровностей поверхности с относительно малыми шагами на базовой длине. На такой поверхности всегда найдется несколько точек для отражения. На рисунке 1.5 показан профиль высот слепка коренного зуба. Неровность изображения в основном связана с шероховатостью поверхности слепка.

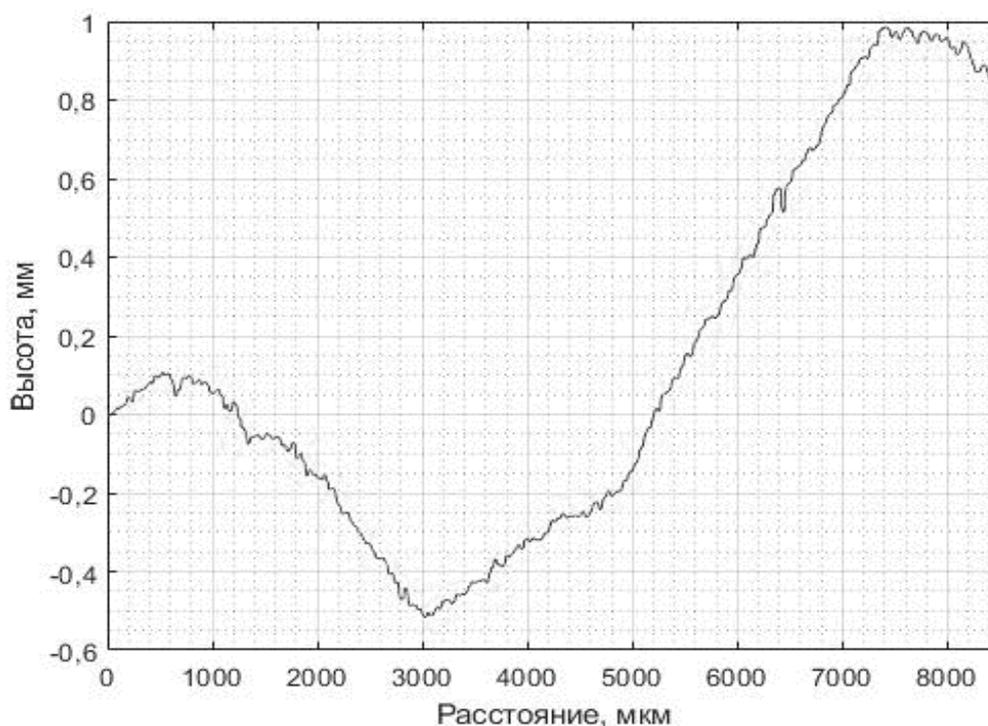


Рисунок 1.5 – Профиль высот слепка коренного зуба

Примеры применения триангуляционных датчиков в приборах и системах медицинского назначения

Метод сканирующей лазеротерапии. В последнее время метод лазеротерапии все чаще используется в различных областях медицины. Основные следствия применения низкоинтенсивной лазерной терапии следующие: общий стимулирующий эффект, заживление хронических язв, нормализация иммунной, нервной и эндокринной систем, стимуляция репаративных процессов, усиление биоэнергетических процессов, нейтрализация катаболических сдвигов.

Чаще всего лазерный луч необходимо расфокусировать для получения пятна относительной большой области, соответствующей площади облучаемо-

го биообъекта. Это вызвано тем, что в большинстве случаев нерасфокусированный луч имеет достаточно высокую плотность энергии, что при проведении терапии биологических тканей нежелательно. Однако при расфокусировке лазерного луча возникает неравномерность распределения светового потока по площади получаемого пятна. Классический метод расфокусировки обеспечивает получение пятна излучения в форме круга. Используя специальные сетки, можно получить другие формы светового пятна, однако это приведет к снижению полезной мощности установки. Кроме того, расфокусировка светового пятна приводит к значительному усложнению расчета терапевтической дозы излучения, при использовании некруговых пятен дополнительно увеличивается сложность расчетов.

Метод сканирующей лазеротерапии позволяет избавиться от перечисленных выше недостатков и сложностей (рисунок 1.6). При использовании данного метода происходит прохождение по всей поверхности облучаемой зоны сфокусированным лучом, т. е. сканирование поверхности. Это дает возможность равномерно воздействовать дозированным излучением на каждую точку пораженной поверхности. Используя режим сканирования, можно обработать зону любой конфигурации.

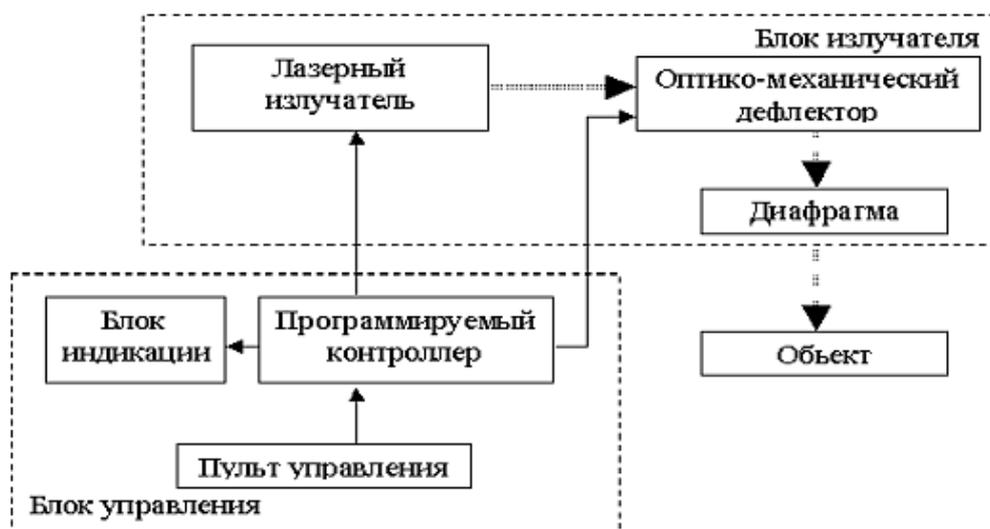


Рисунок 1.6 – Структурная схема лазерных сканирующих стимуляторов

Благодаря сканирующему устройству (рефлектору) можно установить индивидуальную программу терапии для каждого пациента. Иными словами, для каждого пациента можно подобрать необходимую фигуру сканирования в зависимости от облучаемой области и состояния облучаемой поверхности.

Измеритель длины и формы позвоночника. Измеритель размера и формы позвоночника содержит прозрачный экран, оснащенный двумя вертикальными и одной горизонтальной направляющими. На горизонтальной направляющей, которая имеет возможность перемещаться по вертикальным направляющим, установлена подвижная каретка с двумя датчиками переме-

щений. Первый датчик измеряет линейное перемещение каретки по горизонтали и выполнен как оптический датчик линейных перемещений с квадратурным кодом. Второй датчик является измерителем глубины изгибов позвоночника и выполнен как оптический триангуляционный датчик линейных размеров. Вертикальные направляющие оснащены также датчиком линейных перемещений.

Известно, что, например, глубина шейного изгиба в норме составляет около 6 мм и может изменяться до 8 мм у детей старшего школьного возраста. Небольшой диапазон изменения этого параметра предъявляет к датчику, измеряющему глубину изгибов позвоночника, повышенные требования к точности измерения.

Медицинские роботы. Стремительное развитие робототехники в мире открывает новые возможности во многих областях, в том числе и в медицине. Существует успешный опыт работы робота, выполняющего функции разносчика. Также существует робот «кибер-врач». Это робот-манипулятор, который оборудован камерами, экраном и микрофоном, что позволяет лечащему врачу при невозможности находиться в клинике проверять состояние больных и общаться с ними, находясь в любой точке земного шара. Учитывая, что многие заболевания, в том числе и COVID-19, переносятся воздушно-капельным и тактильными путями, также особенно остро стоят вопросы безопасности и снижения нагрузки для медицинского персонала. Существующие сегодня медицинские робототехнические системы и мобильные роботы значительно различаются между собой по конструкции, назначению, типу исполнительных элементов и т. д. (рисунок 1.7).

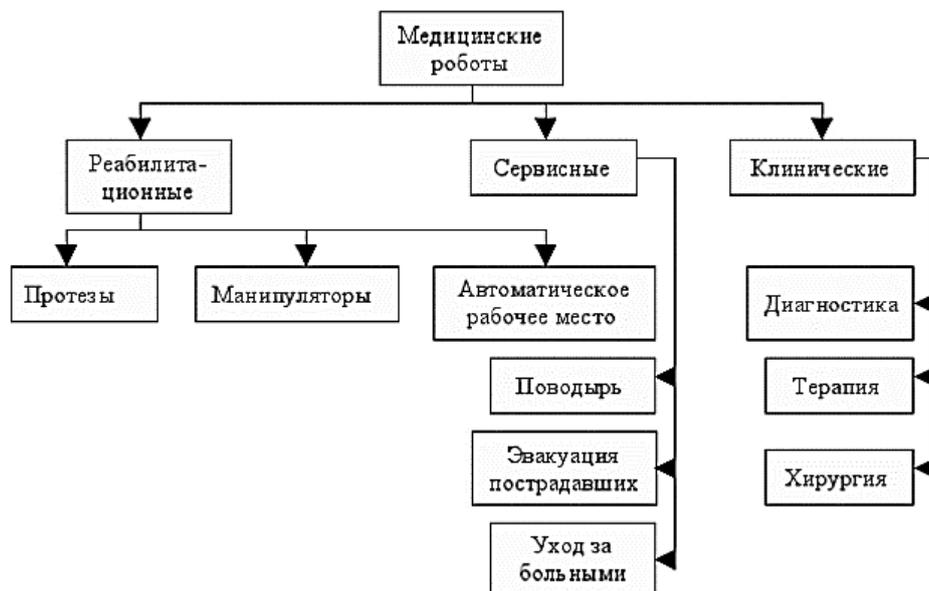
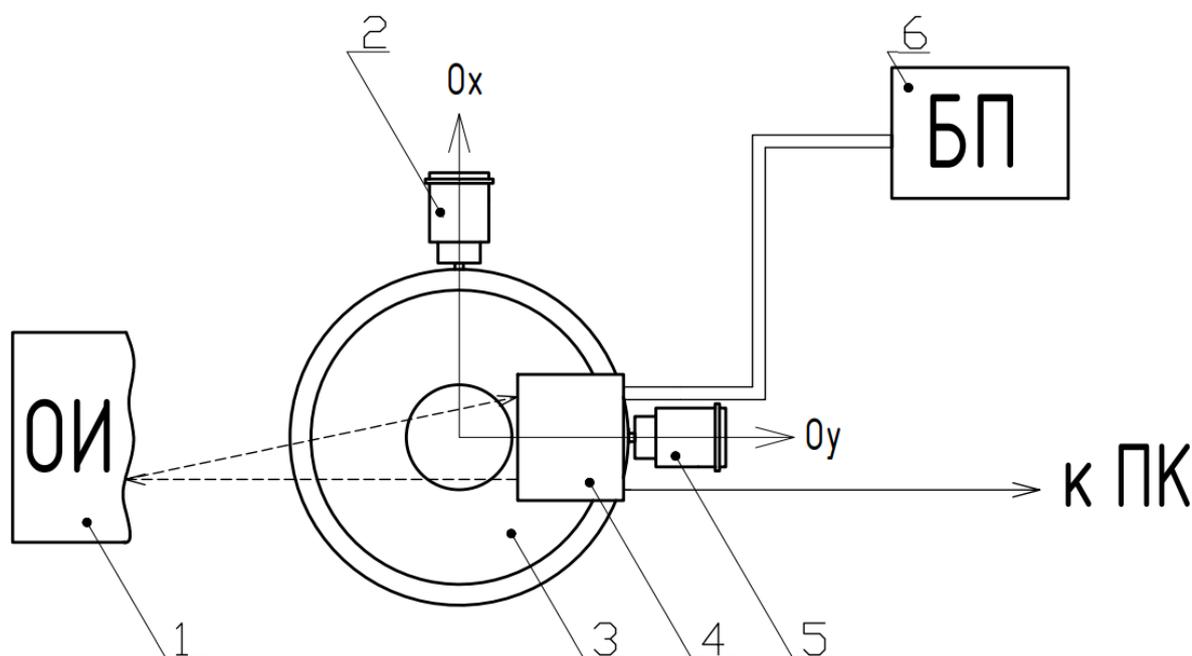


Рисунок 1.7 – Классификация медицинских роботов

Во многих перемещающихся робототехнических системах для ориентации в пространстве установлены лазерные датчики расстояний.

Порядок выполнения работы

1 Изучите описание лабораторного макета. Схема лабораторного макета представлена на рисунке 1.8. Триангуляционный датчик (4) закреплен на предметном столике (3). При вращении микрометрической головки (2, 5) происходит смещение предметного столика с закрепленным на нем триангуляционным датчиком. Тем самым происходит смещение сканирующего лазерного луча вдоль исследуемого объекта (1), что позволяет построить его профиль высот. Триангуляционный датчик подключен к лабораторному блоку питания (6) и к ПК. На ПК установлено специальное программное обеспечение, позволяющее вывести значение расстояния до объекта исследования.



- 1 – объект изучения; 2 – микрометрическая головка, перемещающая предметный столик вдоль оси Ox; 3 – предметный столик; 4 – триангуляционный датчик РФ603; 5 – микрометрическая головка, перемещающая предметный столик вдоль оси Oy; 6 – блок питания

Рисунок 1.8 – Схема лабораторного макета

2 Ознакомьтесь с характеристиками и устройством триангуляционного лазерного датчика серии РФ603, приведенными в таблице 1.1 и на рисунке 1.9.

3 Подайте напряжение питания 15 В на датчик РФ603, присоединив к разъемам источника питания черный и красный штекер.

4 С помощью USB-RS485 адаптера подключите датчик к компьютеру.

5 Запустите приложение RF60x-sp.exe.

Таблица 1.1 – Характеристики триангуляционного лазерного датчика серии РФ603

№	Параметр	Значение параметра	№	Параметр	Значение параметра
1	Базовое расстояние X , мм	80	9	Класс безопасности	3R (IEC60825-1)
2	Диапазон, мм	25	10	Выходной интерфейс	RS485
3	Линейность, %	$\pm 0,05$	11	Вход синхронизации, В	2,4–24
4	Разрешение, %	0,01 диапазона	12	Напряжение питания, В	9–36
5	Температурный дрейф, °С	0,02 % диапазона	13	Длина волны	660 нм
6	Максимальная частота обновления данных, кГц	9,4	14	Материал корпуса	Алюминий
7	Источник излучения	Видимый красный полупроводниковый лазер	15	Температура хранения, °С	-20...+70
8	Мощность излучения	3,6 мВ	16	Потребляемая мощность, Вт	1,5–2

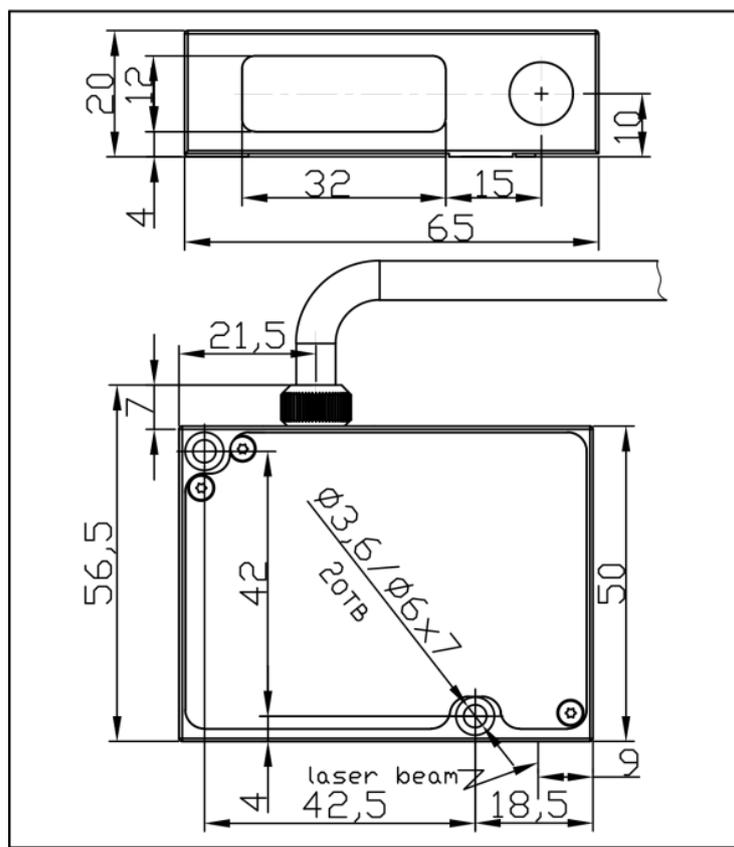


Рисунок 1.9 – Габаритные и установочные размеры датчика РФ603

6 Установите соединение с датчиком:

- а) после запуска программы появляется рабочее окно;
- б) выберите СОМ-порт, к которому подключен датчик (рисунок 1.10);
- в) выберите скорость передачи (Baud rate), на которой работает датчик;

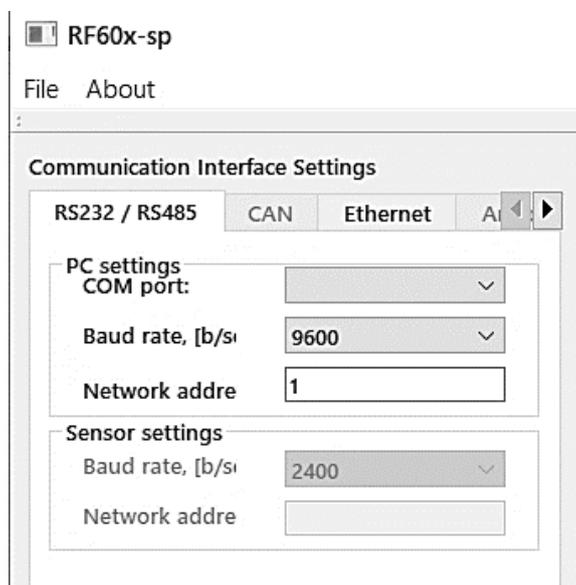


Рисунок 1.10 – Окно подключения датчика

г) выберите сетевой адрес датчика (при необходимости);

д) нажмите кнопку Device identification. Если установленные параметры соответствуют параметрам интерфейса датчика, программа выполнит идентификацию датчика, считает и отобразит его конфигурационные параметры;

е) если связь не установлена, появится сообщение с предложением провести автоматический поиск датчика (рисунок 1.11):

– в строке Baud rate установите диапазон поиска скорости передачи;

– в строке Net address установите диапазон поиска сетевого адреса;

– нажмите кнопку Search. Программа выполнит автоматический поиск датчика путем перебора возможных скоростей, сетевых адресов и СОМ-портов ПК.

7 Расположите исследуемый образец таким образом, чтобы пятно лазера попадало на коренной зуб исследуемого слепка. С помощью предметного столика проведите точную установку исследуемой системы. Для разового определения нажмите кнопку Request. При нажатии кнопки Stream датчик переходит в режим передачи потока данных. Для удобства измерений рекомендуется выставить расстояние до нулевой точки координат 10,00 мм. Для точной настройки расстояния измените положение датчика с помощью микрометрических головок предметного столика. Сто делений микрометра соответствуют 500 мкм.

Примечание – В случае если расстояние до исследуемого объекта отображается равным 0, исследуемый объект находится не в диапазоне исследуемых расстояний.

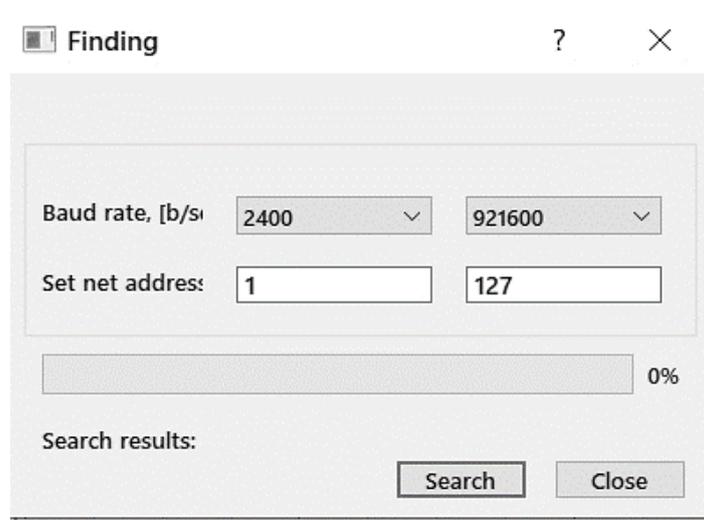


Рисунок 1.11 – Окно поиска датчиков

8 Постройте профиль высот слепка бугорков коренного зуба, перемещая датчик параллельно измеряемому объекту. Расстояние до объекта необходимо контролировать каждые 0,25 мм. Полученные данные внесите в таблицу 1.2.

Таблица 1.2 – Измерение профиля высот

Перемещение столика относительно точки, принятой за начало координат, мм	Расстояние до измеряемого объекта, мм
0,00	10,00
...	...
N	...

Примечание – В процессе измерений не рекомендуется опираться на стол, класть или убирать предметы со стола, где расположена система «датчик – измеряемый объект». Это связано с тем, что триангуляционный датчик имеет высокую чувствительность, и возникающие из-за этого колебания поверхности стола будут искажать экспериментальные результаты.

9 Оцените точность измерения внутри базисного расстояния датчика. Сфокусируйте пятно лазера по центру измеряемого зуба. Выставьте удобное для измерения расстояние от датчика до измеряемого объекта. Увеличивая расстояние до измеряемого объекта, контролируйте показания датчика каждые 0,25 мм. Заполните таблицу 1.3. Постройте зависимость величины ошибки от расстояния между датчиком и объектом (рисунок 1.12), оцените максимальную и среднюю погрешности измерений расстояния.

Таблица 1.3 – Точность измерения внутри базисного расстояния

Перемещение столика, мм	Расстояние до измеряемого объекта, мм	Ошибка измерения, мкм
5,00	5,00	Δ_1
5,25	...	Δ_2
5,50	...	Δ_3
N	...	Δ_N

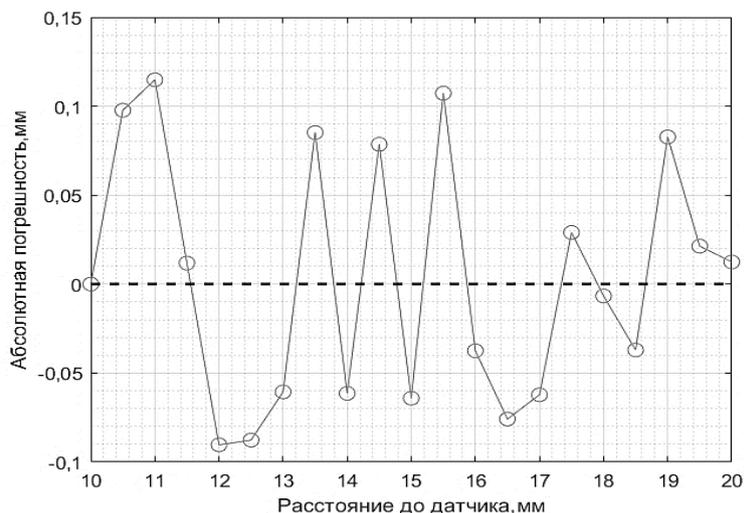


Рисунок 1.12 – Зависимость величины ошибки от расстояния между датчиком и объектом

Содержание отчета

- 1 Приведите схему измерения расстояния триангуляционным методом.
- 2 Приведите схему макета измерения температуры.
- 3 Приведите таблицы экспериментальных данных.
- 4 Постройте профиль высот.
- 5 Сделайте выводы по результатам, полученным в ходе выполнения лабораторной работы.

Контрольные вопросы

- 1 Опишите принцип работы триангуляционного датчика.
- 2 Опишите существующие погрешности измерения для данного типа измерения.
- 3 Проанализируйте точность измерения расстояния внутри базового расстояния используемого датчика.
- 4 По каким причинам возникает шероховатость поверхности?
- 5 Назовите другие методы определения шероховатости поверхности.

Лабораторная работа № 2

ИЗУЧЕНИЕ МЕТОДОВ ПОСТРОЕНИЯ ГРАДУИРОВОЧНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ТЕРМОПАРНЫХ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ

Цель работы

Изучение типов термоэлектрических преобразователей. Получение практических навыков построения градуировочных характеристик и определения термоЭДС.

Теоретические сведения

Температура – физическая величина, количественно характеризующая меру средней кинетической энергии теплового движения молекул какого-либо тела или вещества. Из определения следует, что непосредственное измерение данной физической величины невозможно. Оценка температуры, а вернее, изменение температуры осуществляется по изменению других физических свойств данного объекта (например, объема, давления, электрического сопротивления, термоЭДС, интенсивности излучения и др.).

Для обеспечения единства измерений температуры в качестве международного стандарта в 1968 году была принята Международная практическая температурная шкала МПТШ-68, использующая в качестве опорных (реперных) точек температуры изменения агрегатного состояния определенных веществ, которые могут быть воспроизведены (таблица 2.1).

Таблица 2.1 – Описание некоторых реперных точек по МТШ-90

Реперная точка	Температура, К	Температура, °С
Точка затвердевания золота	1337,33	1064,18
Точка затвердевания серебра	1234,93	961,78
Точка затвердевания цинка	692,677	419,527
Тройная точка воды	273,16	0,01
Тройная точка кислорода	54,3584	-218,7916
Точка плавления галлия	302,9146	29,7646

Примеры применения термопар в приборах и системах медицинского назначения

Принцип работы термопары основан на термоэлектрическом эффекте. Явление термоэлектричества было открыто немецким физиком Т. Зеебеком (Т. Seebeck). Эффект Зеебека состоит в следующем: при контакте двух разно-

родных металлических проводников, называемых термоэлектродами, при образовании замкнутого электрического контура и в случае разности температуры в местах контактов (спаев) термоэлектродов в электрическом контуре будет протекать постоянный ток. Цепь, которая состоит только из двух различных проводников, называется термоэлементом или термопарой.

Положительным термоэлектродом называют проводник, по которому ток течет от горячего спаю к холодному, отрицательный термоэлектрод – от холодного спаю к горячему. При обозначении термопары, например, ТХА (термопара хромель – алюмель), принято указывать на первом месте в названии материал положительного электрода, на втором – отрицательного.

Таким образом, при известной температуре одного спаю (обычно ее поддерживают равной 0 °С), измеряя ток или напряжение в цепи, можно однозначно определить неизвестную температуру другого спаю.

Существует популярное и весьма ошибочное представление о том, как работает термопара. В этой ошибочной модели предполагается, что горячий (измерительный) спай термопары каким-то образом функционирует как источник электрического тока и что сам спай создает небольшое напряжение сигнала термопары. Реальный термоэлектрический эффект является протяженным и непрерывным, распространяющимся по всей длине проводников термопары. Этот процесс обусловлен разницей температур или градиентами, через которые проходят эти проводники. Отсюда следует, что по всей цепи за пределами этой начальной точки или соединения проводники термопары должны быть электрически изолированы друг от друга и должны оставаться таковыми при всех рабочих условиях, чтобы можно было реализовать полезный выходной сигнал.

Электрический потенциал ЭДС вдоль любого провода будет меняться при изменении местной температуры. Таким образом, уменьшение температуры приведет к уменьшению ЭДС для обоих термоэлементов, но величина этого снижения в одном проводе не будет такой же, как в другом, из-за их различного состава. Соответственно, именно эта небольшая результирующая разница в изменении ЭДС между двумя разнородными проводами представляет собой выходной сигнал термопары. Для правильно выбранной пары термопар эта выходная ЭДС может быть надежной и повторяемой функцией разницы температур между концами проводов.

На практике термопары практически не используются для измерения температуры биологических объектов, а чаще всего служат для контроля и поддержания температуры разнообразного оборудования.

Лабораторные **термостаты** – оборудование для поддержания постоянной температуры внутри конструкционной камеры открытого или закрытого типа. Кроме того, они могут как повышать (подогрев), так и понижать (охла-

ждение) температуру в зависимости от модели. Используют термостаты для проведения разного рода медицинских исследований и лабораторных анализов. Температурный режим термостата варьируется в диапазоне от -25 до $+45$ градусов, однако существуют специальные приборы, превышающие эти температурные рамки.

Лабораторные термостаты классифицируют в зависимости от типа нагревательного элемента:

- суховоздушные. В качестве теплового носителя в таких устройствах используется воздух;
- жидкостные. Их основу составляет жидкий наполнитель. Чаще всего это дистиллированная вода, но может использоваться и синтетическое масло;
- криотермостаты. Работают на современных хладагентах и применяются в основном при необходимости поддержания отрицательных температурных показателей.

В каждом из перечисленных типов лабораторных термостатов имеется специальная емкость, которая изолирована от воздействия внешних факторов. Надежная и качественно изолированная камера ощутимо снижает теплообмен с окружающей средой, поэтому позволяет получить именно ту оптимальную температуру, которая и необходима для проведения опыта

Криодеструкторы. Сегодня криохирургия преимущественно используется в онкологии, онкогинекологии и стоматологии для разрушения (деструкции) патологических образований биологической ткани путем низкотемпературного воздействия. Пример возможной реализации приведен на рисунке 2.1.

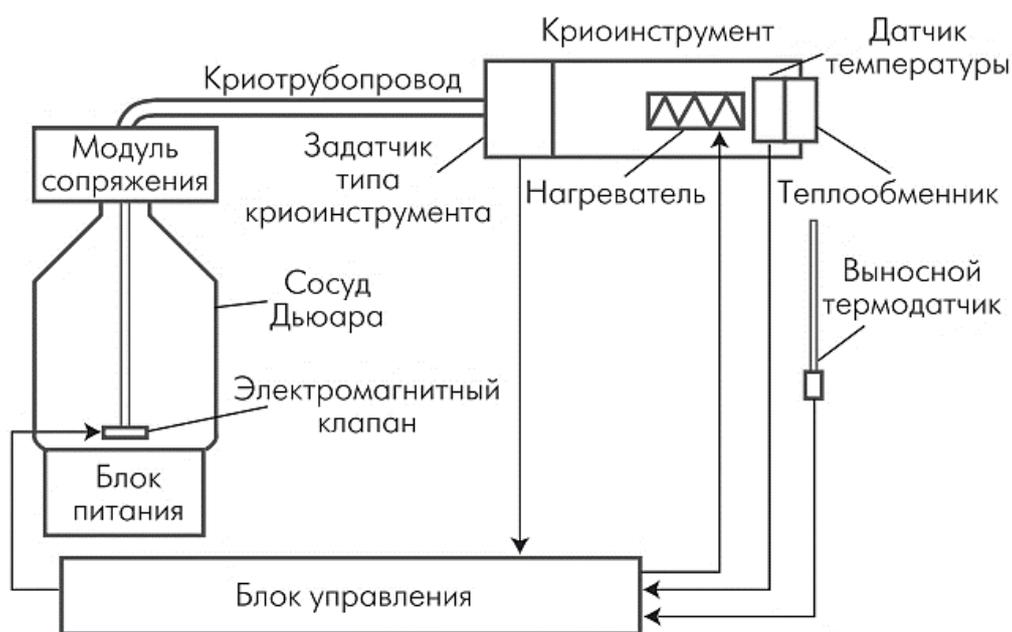


Рисунок 2.1 – Блок-схема криодеструктора

В установку входит криогенный блок, блоки управления и питания, набор криоинструментов. Криогенный блок содержит сосуд Дьюара, систему циркуляции криоагента с регулятором потока на основе электромагнитного клапана и электрической схемой для создания и контроля избыточного давления путем испарения жидкого криоагента, а также криотрубопровод.

Датчик температуры размещается в основной части инструмента. Компенсация температуры нерабочего спая термопары производится с помощью микросхемы-термодатчика, расположенной в «теплой» части криоинструмента. Благодаря этому при его смене не требуется подстройки цепей обработки сигнала температуры, и разброс значений измеренной температуры рабочей поверхности теплообменников-аппликаторов не превышает ± 2 °С.

Точность измерения температуры зависит от метода, внешних условий, состояния средств измерения и некоторых других факторов. Далее приводятся основные источники погрешностей измерений температуры с помощью термопар.

Определяемая температура горячего спая может отличаться от температуры измеряемого объекта по многим причинам, из которых наиболее распространенная – снижение температуры горячего спая из-за теплообмена термоэлектродов с окружающей средой. Из-за этого эффекта провода обычно покрывают теплоизоляцией, имеющей, как правило, низкий коэффициент теплопроводности, который на один – три порядка отличается от теплопроводности термоэлектрода.

Причиной возникновения погрешностей может стать изменение температуры свободных концов термопары. Эта температура может изменяться в процессе измерения либо отличаться от температуры свободных концов во время градуировки термопары.

Погрешность измерения может возникнуть из-за того, что электроды термопары имеют различные значения термоЭДС вдоль своей длины. Данное явление называется термоэлектрической неоднородностью термоэлектродных сплавов и возникает из-за неоднородности физических свойств металлов и сплавов, из которых изготовлены электроды термопары. Самые распространенные причины данной неомогенности состоят в неравномерности химического состава сплавов, а также в наличии межкристаллических дефектов, которые возникают при волочении проволоки.

Погрешность измерения может возникнуть из-за раскалибровки (возникновение несоответствия рабочей характеристики термопары калибровочному полиному), шунтирования термопары, гальванического эффекта, шумов, помех и наводок. Прокладку цепи термопар производят лишь в случае полной уверенности, что по элементам цепи не потечет посторонний ток.

Очень важное влияние на погрешность измерения оказывает контакт в месте спая. Наиболее распространенные дефекты контакта двух проводов термопары показаны на рисунке 2.2.

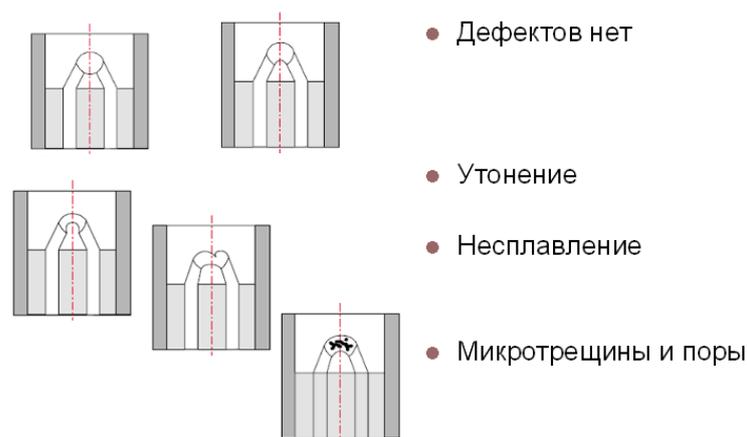


Рисунок 2.2 – Наиболее распространенные дефекты контакта двух проводов термопары

При измерении температуры твердого тела целесообразно уменьшить переходное сопротивление между спаем и телом, создав между ними плотный контакт. Иногда применяют пайку и приварку спаев термопары к объекту измерения.

Термопара хромель – алюмель (ТХА). Тип К. Состав: хромель (90 % никель, 10 % хром) (+), алюмель (95 % никель, 2 % алюминий, 2 % марганец и 1 % кремний) (–). Одна из самых распространенных термопар, применяемых в промышленности и научных исследованиях. Термопары этого типа подходят для использования в окислительной или инертной атмосфере при температуре до 1260 °С. Тип К весьма уязвим к воздействию серы и не должен подвергаться воздействию серосодержащей атмосферы. Эти термопары лучше всего работают в чистой окислительной атмосфере. К недостаткам данной термопары можно отнести высокую чувствительность к деформации термоэлектродов и обратимую нестабильность термоЭДС.

Термопара нихросил – нисил (ТНН). Тип N. Состав: нихросил (84,4 % никель, 14,2 % хром, 1,4 % кремний) (+), нисил (95,5 % никель, 4,4 % кремний, 0,1 % магний) (–). Этот тип отличается от типа К наличием кремния в обеих ветвях и содержанием магния в отрицательной. Он обладает меньшим дрейфом калибровки, чем тип К, при использовании при температурах выше примерно 1000 °С. Тип N лучше переносит работу в условиях частичного окисления, чем тип К, но его не следует использовать в вакууме или восстановительной атмосфере. Оба провода типа N похожи по цвету и оба немагнитны, поэтому идентификацию обычно проводят путем осторожного нагревания места соединения и наблюдения за полярностью результирующей ЭДС.

Термопара медь – константан (ТМК). Тип Т. Состав: медь (+), константан (59 % никель, 40 % медь, 1 % марганец) (–). Этот тип влагостойкий, очень стабильный и пригоден для использования при температуре воздуха до 370 °С – температурном пределе, обусловленном прежде всего окислением

медного элемента. При использовании в вакууме, восстановительной или инертной атмосфере возможна работа при несколько более высоких температурах. Он также пригоден для использования при температурах до $-200\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Термопара хромель – копель (ТХК). Тип L. Состав: хромель (90 % никель, 10 % хром) (+), копель (45 % медь, 44 % никель, остальное марганец, железо) (–). Одна из самых распространенных термопар, применяемых в промышленности и научных исследованиях. Термопара хромель – копель позволяет проводить измерения температуры в инертных и окислительных средах до $800\text{ }^{\circ}\text{C}$ длительно и до $1100\text{ }^{\circ}\text{C}$ кратковременно. Нижний предел измеряемых температур ограничен $-253\text{ }^{\circ}\text{C}$. В связи с наличием в промышленности термопары хромель – алюмель термопара хромель – копель применяется, как правило, для длительных измерений до $600\text{ }^{\circ}\text{C}$. Термопары данного типа обладают наибольшей чувствительностью из всех промышленных термопар. Чувствительность термопары ХК превышает $81\text{ мкВ}/^{\circ}\text{C}$ при температурах выше $200\text{ }^{\circ}\text{C}$. ТХК свойственна исключительно высокая термоэлектрическая стабильность при температурах до $600\text{ }^{\circ}\text{C}$. К недостаткам термопар данного типа можно отнести высокую чувствительность к деформации термоэлектрода.

Основной рабочей средой термопары ХК является окислительная среда или содержащая инертные газы. Термопара также может использоваться в вакууме при высокой температуре, но непродолжительное время. Постоянное использование термопары хромель – копель в указанной среде может привести к селективному испарению хрома из положительного электрода.

Термопара железо – константан (ТЖК). Тип J. Состав: железо (+), константан (59 % никель, 40 % медь, 1 % марганец) (–). Эти термопары подходят для использования в вакууме, на воздухе, в восстановительной или окислительной атмосфере при температуре до $760\text{ }^{\circ}\text{C}$. Быстрое окисление железной проволоки при температуре выше $540\text{ }^{\circ}\text{C}$ ограничивает ожидаемый срок службы проволоки меньшего размера. Провода типа J любого размера не следует использовать в сернистых атмосферах при температуре выше $540\text{ }^{\circ}\text{C}$. Использование этого типа при отрицательных температурах ограничено из-за ржавления и охрупчивания железного проводника.

Процесс нагревания или охлаждения термопары можно разделить на три стадии (рисунок 2.3):

1 – дорегулярный режим (начальный участок), при котором еще не произошло выравнивание температуры между корпусом и термоэлектродом за счет теплоизолирующих свойств материала, находящегося между ними (воздух, изолятор и т. д.);

2 – регулярный режим, при котором тепло- и электроизоляционные материалы беспрепятственно передают все тепло от корпуса к электроду. С этого момента начинает быстро расти по времени ЭДС термопары;

3 – режим теплового равновесия, который наступает через некоторое время, когда подведенное тепло dQ становится равным потерям тепла на излучение.

Чтобы избежать погрешностей при измерении температуры горячих сред с помощью термопар, ЭДС должна находиться глубоко в зоне теплового равновесия.

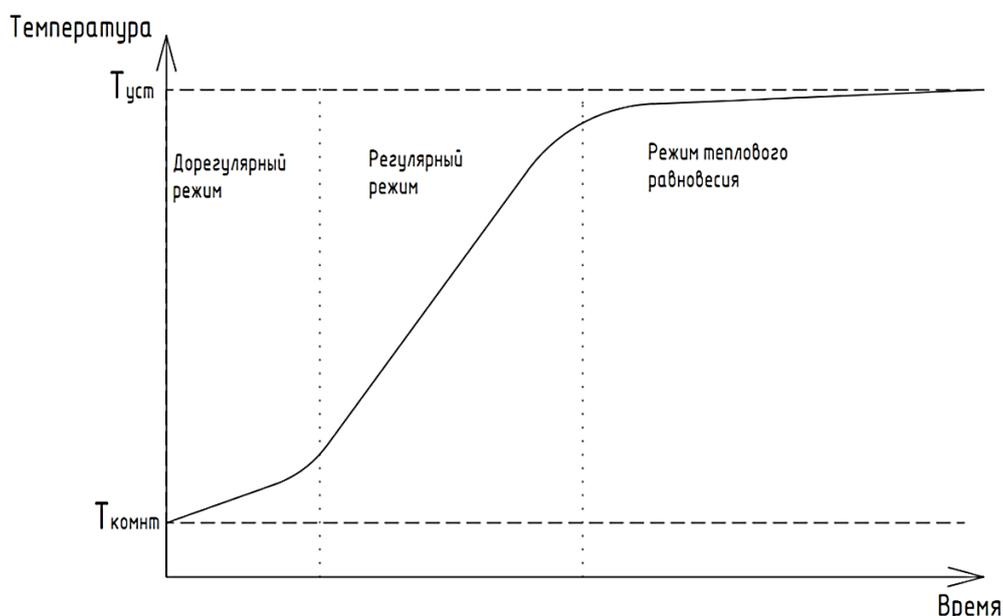


Рисунок 2.3 – Динамическая характеристика термопары

По величине инерционности термопары подразделяются на малоинерционные – до 5 с, средней инерционности – до 60 с, большой инерционности – 180 с.

В государственных стандартах (ГОСТ Р 8.585–2001) на технические термопары оценка инерционности производится по времени, в течение которого ЭДС термопары, перенесенной из воды с комнатной температурой в кипящую воду, не доходит до значения, соответствующего 100 °С, на 10 % от полного интервала измерения температуры воды, т. е. примерно на 8 °С.

Примеры применения полупроводниковых датчиков контроля температуры в приборах и системах медицинского назначения

Терморезистором называется полупроводниковый компонент с температурозависимым электрическим сопротивлением. Все терморезисторы можно разделить на две группы: с положительным и с отрицательным температурным коэффициентом сопротивления. Кроме того, существуют критические термо-

резисторы, сопротивление которых может резко (до нескольких порядков) изменяться при пересечении критической точки.

Часто в качестве температурно-зависимых элементов используются диоды, транзисторы, тиристоры. Их работа связана с кельвин-вольтовой характеристикой (рисунок 2.4).

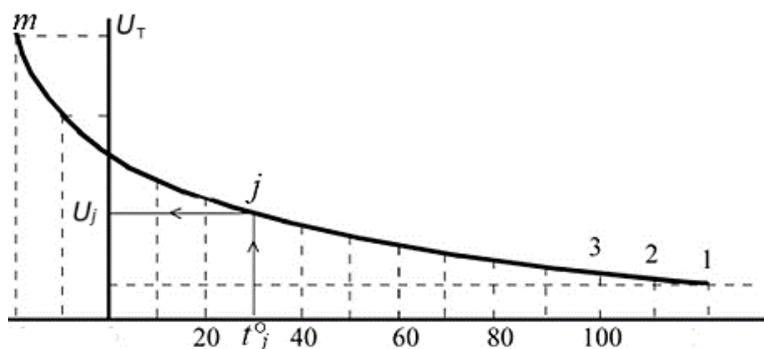


Рисунок 2.4 – Кельвин-вольтовая характеристика преобразования, температура представлена в градусах по Цельсию

Наиболее часто полупроводниковые датчики температуры в системах медицинского назначения используются в термометрах. На рисунке 2.5 представлена структурная схема цифрового термометра.

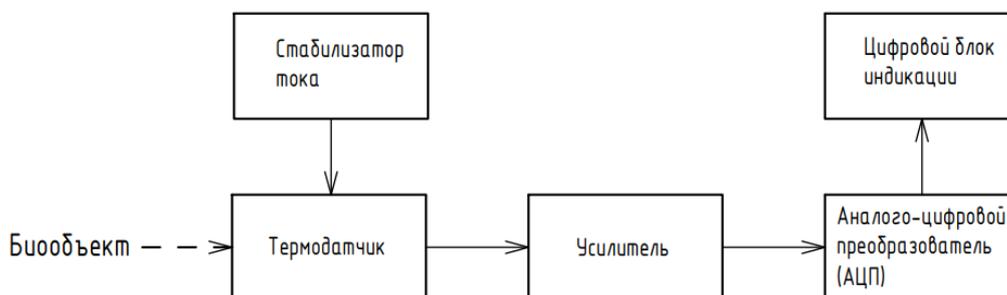
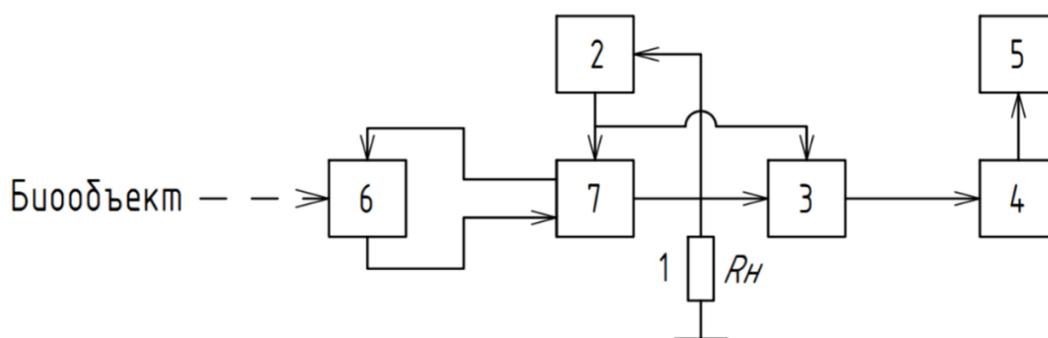


Рисунок 2.5 – Структурная схема цифрового термометра

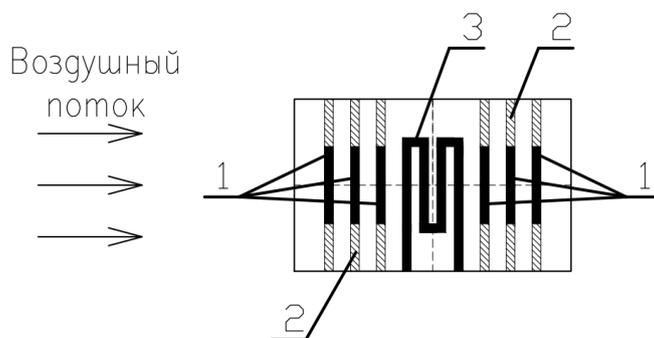
Существенный недостаток приведенной схемы заключается в том, что термодатчик подвержен самонагреву, т. к. электрический ток проходит через термодатчик на протяжении всего времени измерения. Самонагревание датчика приводит к искажениям в показаниях, а также нагреву биологических тканей при продолжительных измерениях. От этого недостатка можно избавиться, если датчик будет работать в импульсном режиме (рисунок 2.6).



- 1 – токоограничительный нагрузочный резистор; 2 – управляемый генератор пилообразного импульсного напряжения; 3 – цифровой измеритель пиковых напряжений импульсов;
 4 – цифровое устройство запоминания координат градуировочной характеристики преобразователя; 5 – цифровой индикатор измеренной физической величины;
 6 – резистивный чувствительный элемент (первичный преобразователь);
 7 – транзисторно-резисторный двухполюсник

Рисунок 2.6 – Функциональная схема датчика-измерителя

Терморезистивный элемент может выступать в качестве составной части МЭМС (микроэлектромеханической системы) датчиков. МЭМС-датчики теплового потока воздуха являются составной частью устройств для мониторинга дыхания пациента и оперативной диагностики нарушений дыхания (рисунок 2.7).



- 1 – терморезистивные датчики; 2 – электроды; 3 – нагревательный элемент

Рисунок 2.7 – Схема терморезистивного микрокалометрического МЭМС-датчика

Определение скорости потока осуществляется за счет определения разности в температурах до и после нагревательного элемента. Температуры после нагревательного элемента зависят от теплоемкости, теплопроводности и скорости воздушного потока. Для определения скорости воздушного потока предварительно рассчитывается уравнение теплового баланса. Для повышения точности измерения в систему можно встроить датчик влажности.

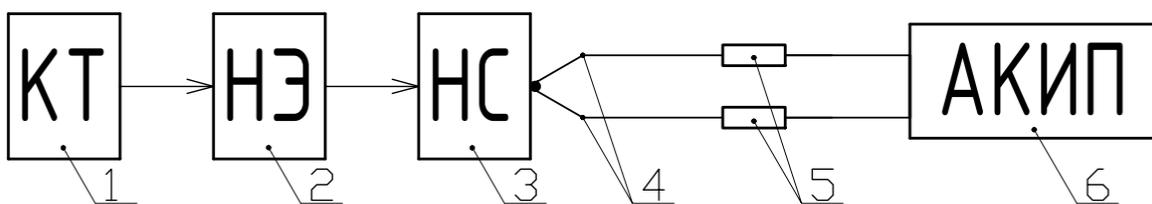
Примеры применения оптоволоконных датчиков контроля температуры в приборах и системах медицинского назначения

Для медицинских измерений температуры небольшие, надежные и недорогие термопары и термисторы широко используются на практике. Однако, поскольку эти датчики электрически активны, они слабо подходят для использования в ряде медицинских применений, в частности, внутри биологических тканей. Основными причинами этого являются: 1) локальный нагрев головки датчика и, следовательно, окружающих тканей из-за наличия металлических проводников; 2) электромагнитные помехи токов и напряжений в металлических проводниках, приводящие к ошибочным показаниям температуры.

Решить эти проблемы могут оптоволоконные датчики, поскольку они являются диэлектрическими и, следовательно, практически невосприимчивы к электромагнитным помехам. При контакте оптоволоконного резонатора с биологическими тканями за счет нагрева резонатора возникает разность оптического хода лучей, пропускаемых через резонатор. Таким образом, задача сводится к измерению интерференционного сигнала.

Порядок выполнения работы

1 Изучите описание лабораторного макета. Схема лабораторного макета представлена на рисунке 2.8. Контроллер температуры (1) управляет мощностью нагревательного элемента (2), который поддерживает необходимую температуру в нагреваемой среде (3). Осциллограф АК ИП 4131/2 (6) измеряет сигнал термоЭДС, наведенный в термопаре (4). Для более точного измерения термоЭДС спай (шарик) термопары должен находиться в нагреваемой среде.



1 – контроллер температуры; 2 – нагревательный элемент; 3 – нагреваемая среда;
4 – термопара; 5 – щупы осциллографа; 6 – осциллограф АК ИП 4131/2

Рисунок 2.8 – Схема лабораторного макета

Всего исследуется шесть термопар. Необходимо определить материалы, из которых состоит каждая термопара. Для этого требуется измерить термоЭДС при различных температурах и сравнить полученные значения с градуировочными характеристиками.

2 Изучите значения величин термоЭДС для некоторых типов термопар по таблице 2.2 и рисунку 2.9.

Таблица 2.2 – Значения термоЭДС для некоторых типов термопар

Температура, °С	Тип термопары				
	Железо – константан	Медь – константан	Нихросил – нисил	Хромель – алюмель	Хромель – копель
30	1,536	1,196	0,793	1,203	1,951
35	1,797	1,403	0,928	1,407	2,286
37	1,901	1,486	0,983	1,489	2,420
40	2,058	1,611	1,065	1,611	2,623
45	2,321	2,250	1,202	1,817	2,963
100	5,269	4,279	2,774	4,096	6,95
200	10,779	9,288	5,913	8,138	14,66
220	11,889	10,362	6,579	8,94	16,3
240	13,00	11,458	7,255	9,747	17,95
260	14,11	12,574	7,941	10,561	19,6
280	15,219	13,709	8,637	11,382	21,25
300	16,327	14,862	9,341	12,209	22,91
320	17,434	16,032	10,054	13,04	24,6
340	18,538	17,219	10,774	13,874	26,31
360	19,642	18,422	12,234	14,713	28,02

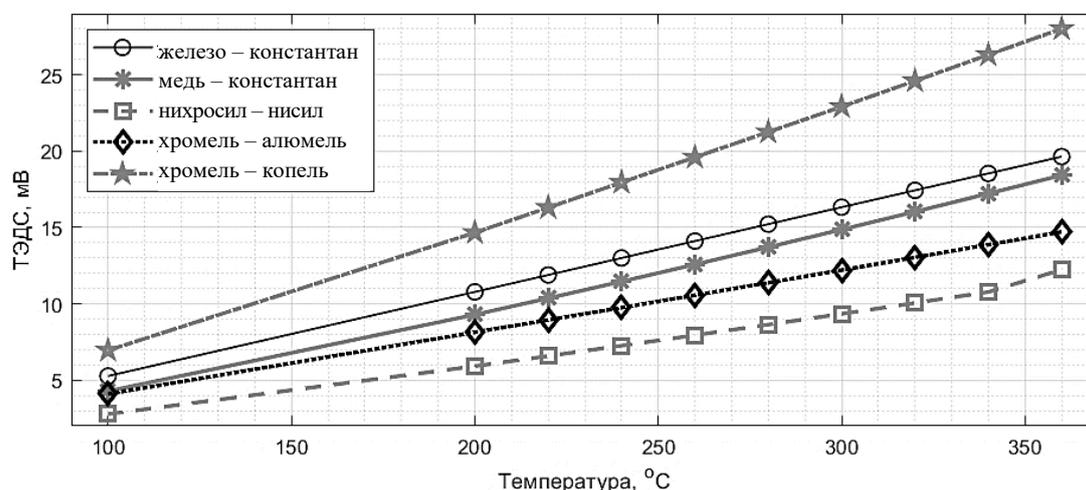


Рисунок 2.9 – Градуировочные характеристики некоторых видов термопар

3 Получите образцы термопар у преподавателя, а также вариант выполнения: **вариант 1** (рисунок 2.10, а) – в качестве нагревательного элемента используется твердотельный термостат НВ120-S; **вариант 2** (рисунок 2.10, б) – в качестве нагревательного элемента используется паяльная станция ProSKit 608-352 со сменным паяльным жалом (рисунок 2.10).



a – термостат HB120-S; *б* – паяльная станция Proskit 608-352

Рисунок 2.10 – Внешний вид используемого оборудования

4 Установите на термостате (вариант 1) или на паяльной станции (вариант 2) нужное значение температуры согласно таблице 2.3 и дождитесь нагрева (примерно в течение 1 мин).

Таблица 2.3 – Результаты измерения термоЭДС

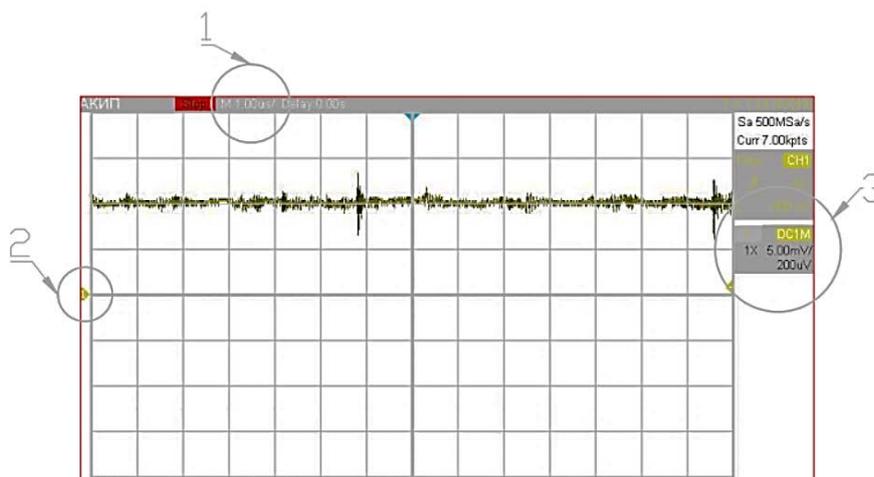
Вариант 1					
Номер термопары	Температура термостата, °C				
	30	35	37	40	45
<i>N</i>	–	–	–	–	–
Вариант 2					
Номер термопары	Температура паяльной станции, °C				
	200	240	280	320	360
<i>N</i>	–	–	–	–	–

5 Подключите выводы исследуемой термопары к щупам осциллографа АКИП 4131/2.

6 На панели управления (находится под экраном осциллографа) нажмите кнопку включения/выключения.

7 Измерьте амплитуду термоЭДС с помощью осциллографа. Заполните таблицу 2.3. Для измерения амплитуды термоЭДС:

а) установите развертку сигнала на осциллографе согласно рекомендованным параметрам: вертикальная развертка (амплитуда) 0,5–5 мВ/дел.; горизонтальная развертка (время) 1–50 мкс/дел. с помощью регуляторов «ВЕРТИК» и «ГОРИЗОНТ» соответственно. При изменении развертки новое значение отображается на экране, зафиксированные значения развертки отображаются вне сетки осциллографа (рисунок 2.11).



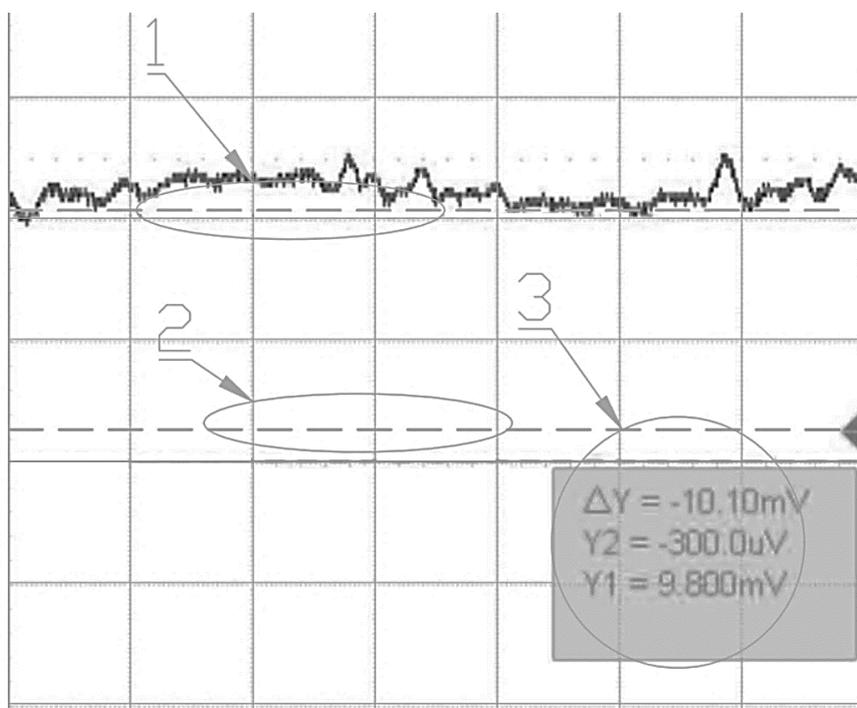
1 – текущее значение развертки во временной шкале; 2 – начальный уровень сигнала; 3 – текущее значение развертки в амплитудной шкале

Рисунок 2.11 – Пример изображения сигнала термоЭДС

б) с помощью регулятора «Смещение» нужного канала данных выставьте начальный уровень сигнала в удобное для расчетов место. Начальный уровень отображается с левого края экрана осциллографа как цифра (номер канала) в треугольнике (рисунок 2.12);

в) нажмите кнопку «Курсоры», с помощью панели управления выберите горизонтальное положение курсоров. С помощью кнопки-регулятора «Яркость/установка» выставьте один уровень курсоров на уровень нуля, нажатием кнопки-регулятора подтвердите уровень курсора;

г) обеспечьте оптимальный контакт термопары с нагретым элементом, для этого: для варианта 1 опустите термопару внутрь пробирки, для варианта 2 опустите термопару в расплавленный припой на жале паяльника паяльной станции. Дождитесь окончания переходного процесса (прекращение смещения сигнала относительно уровня, принятого за 0). Нажмите кнопку «Пуск/Стоп», чтобы зафиксировать изображение сигнала. С помощью кнопки-регулятора «Яркость/установка» выставьте второй уровень курсоров на центральный уровень сигнала термоЭДС (рисунок 2.12). В табличном виде на экране осциллографа отобразится разность между уровнями ΔU . Внесите полученное значение в таблицу 2.3;



1, 2 – выставленные уровни курсора; 3 – табличное значение амплитуды

Рисунок 2.12 – Пример изображения сигнала термоЭДС

Примечание – Начальное положение необязательно должно быть по центру экрана, в том числе оно может быть за пределами отображения;

д) повторите приведенный алгоритм для всех температур, приведенных в таблице 2.3.

8 Оцените инертность термопар при температуре 360 °С. Окуните термопару в колбу (расплавленный припой на жале паяльника паяльной станции), после уберите термопару из нагретой среды и определите время, за которое термоЭДС примет уровень комнатной температуры.

9 Определите термоЭДС с помощью автоматического определения параметров сигналов, для этого:

а) окуните шарик термопары в колбу (в расплавленный припой на жале паяльника паяльной станции), температуру настройте согласно таблице 2.4. Настройте отображение сигнала таким образом, чтобы сигнал не выходил за пределы окна осциллографа;

б) на передней панели прибора нажмите кнопку «Измер.»;

в) с помощью панели управления войдите в меню «Тип». На экране появится таблица с параметрами сигналов. При необходимости выберите отображение параметра Mean, для этого выберите нужный пункт меню с помощью кнопки-регулятора «Яркость/установка» и подтвердите нажатием кнопки-регулятора. Выйдите из меню, повторно нажав кнопку «Тип»;

г) окуните шарик термопары в колбу (в расплавленный припой на жале паяльника паяльной станции), подождите достижения режима теплового равновесия. Остановите изображение на экране осциллографа, нажав кнопку

«Пуск/Стоп». Войдите в режим «Статистика» на панели управления. Запишите среднее значение амплитуды (Mean) термоЭДС в таблицу 2.4. Выйдите из режима «Статистика» для недопущения накопления сигнала;

д) повторите пункты алгоритма для оставшихся температур.

Таблица 2.4 – Результаты измерения среднего значения термоЭДС, снятого в автоматическом режиме определения параметров

Вариант 1			
Номер термопары	Температура термостата, °С		
		45	37
<i>N</i>	–	–	–
Вариант 2			
Номер термопары	Температура паяльной станции, °С		
	360	280	200
<i>N</i>	–	–	–

Содержание отчета

- 1 Схема макета измерения температуры.
- 2 Таблицы экспериментальных данных.
- 3 Значение времени инертности охлаждения термопар.
- 4 Графики градуировочных характеристик неизвестных типов термопар.
- 5 Типы исследуемых термопар. Сравнение эталонных и полученных градуировочных характеристик.
- 6 Анализ экспериментальных данных.

Контрольные вопросы

- 1 Материалы, используемые для производства термопар.
- 2 Методика измерения температуры при помощи термопар.
- 3 Сравните между собой различные типы термопар.
- 4 Приведите порядок построения градуировочных характеристик.
- 5 Опишите основные источники погрешностей измерений с помощью термопар.
- 6 Опишите существующие методы измерения температуры. В чем состоит принцип действия термопар?
- 7 Чем объясняется невысокий температурный предел хромель-копелевых термопар?
- 8 Чем определяется инерционность термопар?
- 9 Чему равна температура среды, если известно, что термоЭДС термопары типа ТХК составляет 3,749 мВ, а температура свободных концов 32 °С?
- 10 Что называется статической характеристикой термопары?
- 11 Что такое чувствительность термопары?

- 12 Термопару какой градуировки наиболее целесообразно применить для измерения температуры 800 °С?
- 13 Как подразделяются термопары по назначению?
- 14 Что называется градуировкой термопары?
- 15 Каковы условия возникновения в термопаре термоЭДС?

Лабораторная работа № 3

ИССЛЕДОВАНИЕ КОНСТРУКТИВНЫХ, ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ И ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ПЬЕЗОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЕЙ ДЛЯ БИОМЕДИЦИНСКИХ ИЗМЕРЕНИЙ

Цель работы

Ознакомление с конструктивными и технологическими особенностями и электрическими характеристиками пьезоэлектрических преобразователей. Исследование основных характеристик пьезоэлектрических преобразователей.

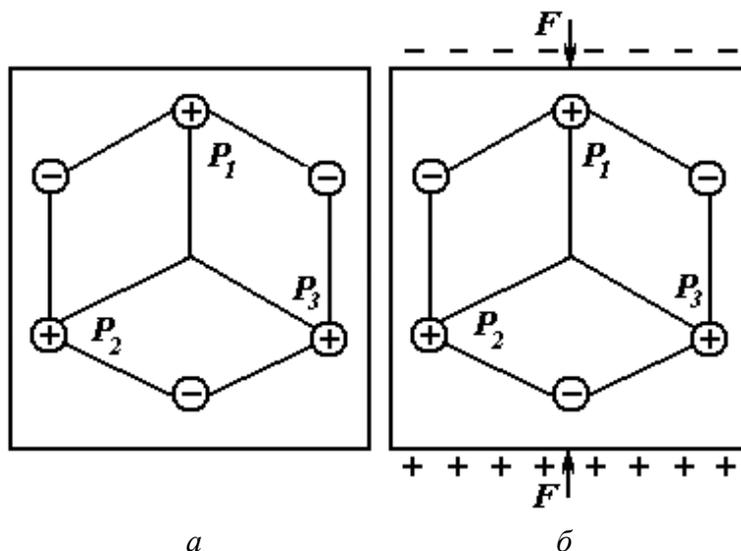
Теоретические сведения

Мировой спрос на пьезоэлектрические медицинские устройства оценивается примерно в 20 млрд евро в год, при этом большая доля приходится на пьезоэлектрические датчики и исполнительные механизмы. Возможно использование механической энергии для поддержки небольших устройств.

В пьезоэлектрических устройствах используется прямой пьезоэлектрический эффект – возникновение электрической поляризации при воздействии внешних механических сил. Вызывается этот эффект нарушением симметрии элементарной ячейки структуры вещества при ее деформации. В норме в элементарной ячейке присутствующие в ней заряды расположены так, что их поля уравновешивают друг друга. В деформированной ячейке равновесие полей нарушено, и она приобретает электрический момент (рисунок 3.1). Существует также и обратный пьезоэффект – возникновение деформации пьезоэлектрика при приложении к нему электрического поля. В приборах медицинского назначения обратный эффект используется в основном в диагностической технике.

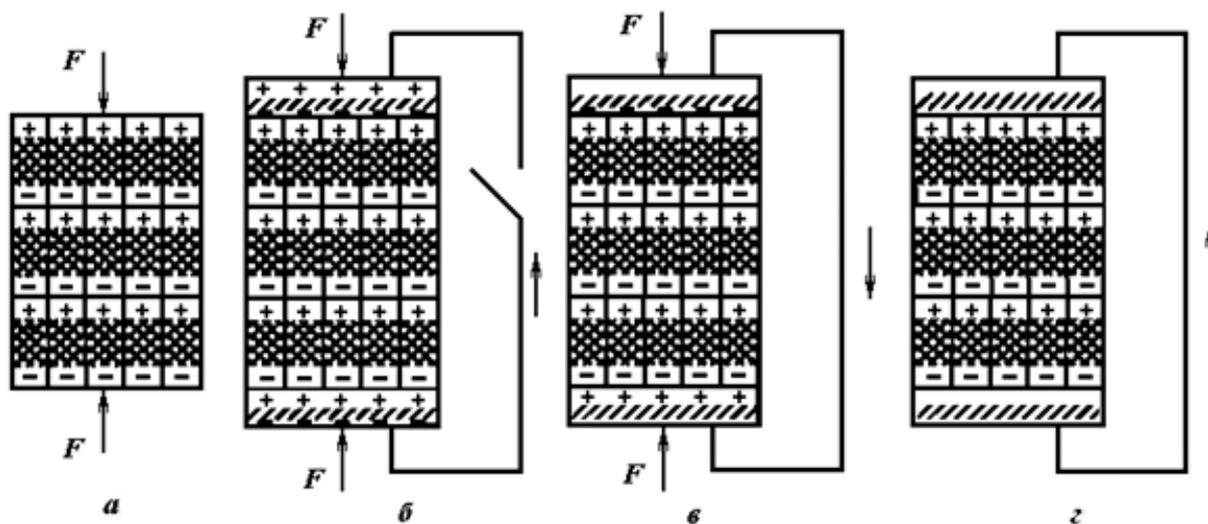
При рассмотрении прямого пьезоэффекта в макрообъеме происходит следующее (рисунок 3.2, а): элементарные ячейки, приобретая одинаково направленный электрический момент, становятся диполями, однако в любой внутренней плоскости параллельной плоскости, показанной пунктиром, поля диполей компенсируют друг друга. Только на наружных поверхностях поля окажутся нескомпенсированными, что и позволяет обнаружить эффект. Но так как возникшие заряды являются связанными, никакого тока они создать не могут. Для возникновения течения электрического тока на поверхность образца наносят металлические электроды, превращая тем самым образец в пьезоэлемент. Имеющиеся в них свободные заряды разделяются полем пьезозарядов (рисунок 3.2, б). При соединении электродов в получившиеся це-

пи возникнет кратковременный электрический ток, нейтрализующий заряды на внешней поверхности электродов (рисунок 3.2, в). При прекращении механического напряжения свободные заряды, удерживавшиеся полем связанных зарядов на внутренних поверхностях электродов, станут свободными, и во внешней цепи опять потечет ток, но уже противоположного направления (рисунок 3.2, г). Стрелка – направление тока.



a – ячейка кристалла без воздействия внешних сил;
б – ячейка кристалла с нарушением равновесия полей

Рисунок 3.1 – Нарушение взаимокompенсации электрических моментов при деформации ячейки кристалла



a – образец без электродов; *б* – образец с разомкнутыми электродами;
в – образец после замыкания электродов; *г* – образец после снятия силовой нагрузки

Рисунок 3.2 – Образование зарядов в образце из пьезоэлектрика

Существенной особенностью пьезоэлектричества является линейная зависимость между приложенным электрическим полем и механическим напряжением или деформацией, которая возникает только в материалах, в которых отсутствует центр симметрии. Хотя этому критерию удовлетворяет большое количество твердых тел, практические пьезоэлектрические преобразователи изготавливаются из небольшого количества материалов, которые демонстрируют благоприятное сочетание механических, электрических и пьезоэлектрических свойств. Среди них встречаются природные кристаллы, такие как кварц, и некоторые искусственные керамические материалы, такие как титанат бария, цирконат-титанат свинца и метаниобат свинца.

Пьезоэлектрический эффект можно оценить через вектор поляризации:

$$P = P_{xx} + P_{yy} + P_{zz}, \quad (3.1)$$

где x , y и z – координатные оси обычной ортогональной системы, совмещенные с осями кристалла.

Каждая компонента вектора поляризации определяется в следующем виде:

$$\begin{aligned} P_{xx} &= d_{11}\sigma_{xx} + d_{12}\sigma_{yy} + d_{13}\sigma_{zz}, \\ P_{yy} &= d_{21}\sigma_{xx} + d_{22}\sigma_{yy} + d_{23}\sigma_{zz}, \\ P_{zz} &= d_{31}\sigma_{xx} + d_{32}\sigma_{yy} + d_{33}\sigma_{zz}, \end{aligned} \quad (3.2)$$

где σ – осевое напряжение; d_{11} , d_{12} , ..., d_{33} – постоянные пьезоэлектрические коэффициенты вдоль ортогональных осей срезов кристалла.

Пьезоэлектрические коэффициенты имеют размерность кулон на ньютон (Кл/Н), т. е. единичный заряд на единицу силы. Величина заряда, генерируемого на поверхности пьезокристаллического кристалла, пропорциональна силе, приложенной в направлении одной из осей. Например, в направлении оси x величина заряда составит

$$Q_x = d_{11}F_x. \quad (3.3)$$

Кристалл с нанесенными на него электродами представляет собой конденсатор, обладающий емкостью C . Напряжение на конденсаторе определяется выражением

$$U = \frac{Q_c}{C} = \frac{d_{11}}{C} F_x. \quad (3.4)$$

Емкость может быть представлена через площадь поверхности электрода a и толщину кристалла l :

$$C = \frac{k\varepsilon_0 a}{l}, \quad (3.5)$$

где ε_0 – электрическая постоянная; k – диэлектрическая проницаемость.

Тогда выражение для напряжения примет вид

$$U = \frac{d_{11}}{C} F_x = \frac{d_{11} l}{k\varepsilon_0 a} F. \quad (3.6)$$

По структуре материалов пьезоэлектрики делятся на две группы. Первую группу составляют монокристаллические вещества естественного или искусственного происхождения, в которых пьезоэффект порожден строением ячейки решетки. Ко второй группе относятся керамические пьезоэлектрики – материалы, состоящие из множества микрокристалликов, разбитых на домены – области, обладающие электрическим моментом. При изготовлении данного типа пьезоэлементов последней технологической операцией является поляризация – выдержка в сильном электрическом поле. Под действием поля происходят сложные процессы, в частности, рост одних доменов и подавление других, в результате чего микрокристаллики, ранее ориентированные хаотически, ориентируются по полю.

Свойства употребительных монокристаллических и керамических пьезоэлектриков в значительной степени дополняют друг друга. Первые характеризуются высокой стабильностью электрофизических свойств, но их пьезоактивность относительно низка. У вторых же все наоборот. Если же говорить о пьезоэлектрических преобразователях (ПЭП), т. е. готовом изделии, то элементы из монокристаллов изготавливаются по сложной технологии и имеют геометрически простую форму, а керамические пьезоэлементы почти любой формы изготавливаются по массовой технологии

Зависимость свойств ПЭП от внешних условий. Рассмотрим наиболее важные из них.

Температура влияет на все свойства пьезоэлектрика. Кроме точки Кюри важное значение имеют температурные зависимости пьезомодуля ниже точки Кюри, диэлектрической проницаемости, а также сопротивления изоляции, поскольку все они влияют на качество работы ПЭП. При возрастании температуры происходит возрастание диэлектрической проницаемости и падение сопротивления изоляции, при этом возрастание диэлектрической проницаемости

проявляется более плавно, а скорость уменьшения сопротивления постепенно увеличивается.

Сказанное относится к случаю, когда температура меняется очень медленно. При резком перепаде температуры ПЭП реагирует сигналом импульсного вида. Данные скачкообразные изменения обусловлены тепловой деформацией ПЭП (тепловой удар). Сильно может влиять неравномерная тепловая деформация сопряженных с ПЭП элементов конструкции, в которой он используется.

Если объединить уравнения прямого и обратного пьезоэффектов с общеизвестными формулами электростатики и механики упругого тела, получим систему уравнений ПЭП:

$$\begin{aligned} q &= C_F U + dF; \\ x &= dU + F/K_u. \end{aligned} \quad (3.7)$$

где q – заряд; C_F – электрическая емкость; U – напряжение; x – изменение длины ребра пьезоэлемента.

Отсюда

$$U = \frac{q - K_u dx}{C_F - K_u d}, \quad F = K_u \frac{C_F x - dq}{C_F - K_u d}. \quad (3.8)$$

Не учитывая знака, получаем для разомкнутого ПЭП:

$$U = \frac{K_u d}{C_F - K_u d^2}, \quad (3.9)$$

для зажатого ПЭП:

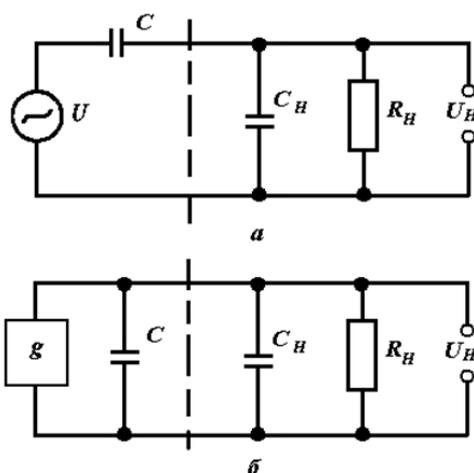
$$F = \frac{K_u d}{C_F - K_u d^2} q. \quad (3.10)$$

Выражения (3.9) и (3.10) описывают прямой и обратный эффекты. Энергетика пьезоэлектрического преобразования не имеет серьезного значения при использовании ПЭП для измерения, хотя, безусловно, чем большая доля механической энергии переходит в электрическую форму, тем выше чувствительность к измеряемой величине.

Электрические схемы подключения ПЭП. Чтобы использовать сигнал, создаваемый ПЭП, необходимо подключить к нему усилитель сигнала. Для преобразователя это нагрузка, которую можно считать параллельно со-

единенными сопротивлением и емкостью. Эквивалентную схему ПЭП с нагрузкой как источника электрической энергии можно представить в двух вариантах: с генератором напряжения или генератором заряда (рисунок 3.3). Хотя первый более естествен, если ПЭП находится в режиме холостого хода, а второй удобнее для режима короткого замыкания, оба варианта совершенно эквивалентны при электрическом анализе.

Хотя входная емкость усилителя может быть уменьшена до очень малого значения, остается емкость соединительной линии, снизить которую можно, уменьшив либо погонную емкость, либо длину линии, что сделать иногда очень сложно. Напротив, увеличить C_K достаточно просто за счет большой входной емкости усилителя. Дополнительным преимуществом этого режима будет практическая независимость уровня сигнала от длины кабельной линии. Поэтому режим короткого замыкания ПЭП в настоящее время наиболее применяем.



a – ПЭП в виде генератора напряжения; *б* – ПЭП в виде генератора заряда

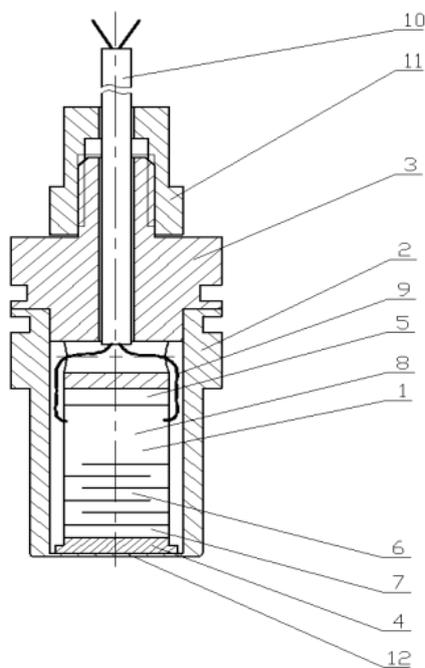
Рисунок 3.3 – Эквивалентные схемы нагруженного ПЭП

Зависимость сигнала ПЭП от частоты. Если теперь учесть конечное значение R_K , то окажется, что форма сигнала на выходе в общем случае не повторяет форму сигнала на входе. В случае синусоидальной формы U искажения амплитуды растут с уменьшением частоты.

На увеличение R_H существуют ограничения, обусловленные неконтролируемыми утечками между электродами и проводами, температурной нестабильностью и некоторыми другими факторами. Предельно допустимым можно считать значение порядка 10^2 МОм, но для большей надежности лучше снизить его на порядок. Отсюда можно определить нижнюю границу частотного диапазона ПЭП. Но если в режиме холостого хода R_H должно быть много больше C_H/C , то в режиме короткого замыкания оно может быть в C_H/C раз меньше этой величины. Это еще один довод в пользу режима короткого замыкания.

Динамический диапазон ПЭП является по крайней мере одним из самых широких среди всех преобразователей и может превосходить 120 дБ (миллион раз). Уровень собственных шумов, ограничивающий его снизу, в обычных условиях эквивалентен двум – трем десяткам микровольт, а для монокристаллических ПЭП при низких температурах его можно вообще не учитывать. С противоположной стороны границей динамического диапазона будет уровень механического воздействия на ПЭП, при котором начинает нарушаться пропорциональность причины и следствия. В реальной конструкции преобразователя диапазон может ограничиваться не пьезоэлектриком, а каким-то другим фактором, и поэтому может быть несколько уже.

Конструкция датчиков давления. Наиболее распространены датчики давления, основанные на пьезоэлектрическом эффекте. Базовая конструкция датчика работающим на деформации «растяжение – сжатие» на продольном пьезоэффекте показана на рисунке 3.4.



- 1 – пьезоэлемент; 2 – корпус; 3 – основание; 4 – пята; 5 – прокладка; 6 – активные слои;
 7 – электроизолятор; 8 – основание; 9 – токосъемники; 10 – кабель; 11 – муфта;
 12 – мембрана

Рисунок 3.4 – Конструкция датчика давления

Датчик выполнен на основе модульного многослойного пьезоэлемента (1), который размещен в корпусе (2) между основанием (3) и пятой (4) и поджат к мембране (12). ПЭ содержит несколько активных слоев (6), электроизолятор (7) и основание (8), в которое вмонтированы проволочные токосъемники (9), соединенные с кабелем (10).

Датчики давления наиболее распространены в устройствах по измерению артериального давления. Датчики давления могут быть прикреплены к коже или одежде для мониторинга физиологических сигналов или внешнего давления в условиях непрерывной работы, не прерывая и не ограничивая нормальную деятельность человека. Кроме измерения биологических параметров датчики давления необходимы в автоматических пипетках, в автоматизированных и роботизированных хирургических инструментах. Далее будут рассмотрены основные эффекты, на основе которых создаются датчики давления, будут приведены примеры использования датчиков давления в приборах и системах медицинского назначения.

Если рассматривать медицинские датчики давления, то, кроме пьезоэлектрических, также распространены датчики, основанные на пьезорезистивном эффекте. Пьезорезистивный эффект – явление изменения удельной электропроводности материалов, обусловленное приложением механической деформации. В материалах изменение межатомного расстояния в результате деформации изменяет ширину запрещенной зоны, что увеличивает (или уменьшает в зависимости от материала и деформации) вероятность перехода электронов в зону проводимости. Таким образом, деформация приводит к изменению удельного сопротивления материала. В пределах определенного диапазона деформации это соотношение является линейным. Сильно выраженным пьезорезисторным эффектом обладают полупроводниковые материалы. В отличие от пьезоэлектрического эффекта пьезорезистивный эффект вызывает изменение только электрического сопротивления, но не электрического потенциала.

Наиболее важным коэффициентом, описывающим пьезорезистивный эффект, является коэффициент пьезочувствительности по деформации K , который зависит от ориентации образца относительно кристаллографических осей. Кристаллографические оси, в свою очередь, это такие оси, которые проводятся параллельно ребрам элементарной кристаллической ячейки, углы между осями могут часто отличаться от 90° и зависят от пространственной ориентации элементарной кристаллической ячейки (триклинная, гексагональная, кубическая и т. д.). Коэффициент K – величина безразмерная, характеризующая относительное изменение сопротивления на единицу относительной деформации.

Для малых величин деформаций верно выражение

$$K = \frac{\Delta R}{RE} = 1 + 2\mu + H_e E_e, \quad (3.11)$$

где μ – коэффициент Пуассона; H_e – коэффициент пропорциональности между изменением удельного сопротивления и деформацией; E_e – модуль Юнга, величина которого зависит от кристаллографического направления.

Член 2μ связан с поперечным сжатием сечения образца, обусловленным продольным натяжением и возрастанием его длины. Для полупроводников пьезосопротивление велико и член $H_e E_e$ играет главную роль.

В качестве основных материалов, используемых в датчиках, используются однослойные углеродные нанотрубки, материалы, заполненные нанопроволоками серебра в качестве чувствительного материала, все виды полупроводниковых материалов, таких как германий, поликристаллический кремний, аморфный кремний и монокристаллический кремний.

Применение датчиков давления в приборах и системах медицинского назначения

Измерение артериального давления. Традиционный манжетный тонометр является одним из старейших и наиболее распространенных инструментов для диагностики артериального давления (АД). Современные тонометры измеряют систолическое давление – давление кровотока при наибольшем сокращении сердца, и диастолическое – при наибольшем расслаблении (расширении) сердца, частоту сердечных сокращений, а также нарушение сердечного ритма.

Традиционно методом измерения АД были аускультативные методы с использованием надувной манжеты, перекрывающей кровотоки пациента. Во время сдувания манжеты врач выслушивает первый и пятый звуки Короткова через стетоскоп и определяет показания систолического и диастолического давления на ртутном манометре. Современные автоматические измерители АД используют осциллометрический принцип для получения среднего артериального давления. Регистрируя АД при максимальной осцилляции (биения) эпидермального пульса во время сдувания манжетки, оценивают систолическое и диастолическое давление на основе измеренного систолического давления и характера колебаний.

Традиционные методы подходят для использования в клинических условиях, но их нелегко адаптировать для постоянного использования. Связано это с болевыми ощущениями, которые испытывает пациент при создании высоко-

го давления в манжете, а также с тем, что постоянное использование вызовет повреждение биологических тканей. При этом частые измерения АД необходимы для диагностики и профилактики сердечно-сосудистых заболеваний, связанных с гипертонией, которую часто называют «тихим убийцей» из-за того, что она часто протекает бессимптомно, при этом около 90 % случаев инсульта связано с высоким давлением.

В качестве альтернативы выступает метод артериальной тонометрии, суть которого заключается в использовании прижимных датчиков, которые прижимаются к лучевой артерии. Данный метод может дополнительно дать сведения о жесткости/эластичности артериальной стенки (индексе аугментации) и скорости распространения пульсовой волны (скорости пульсового давления). Данный метод может оказаться ценным для мониторинга жизненно важных показателей не только при постоянной оценке состояния здоровья, но и при оказании неотложной помощи.

Недостаток таких технологий применения на коже заключается в их плоской, жесткой форме. Как следствие, схемы мониторинга часто требуют использования ремней, лент, булавок или других механических приспособлений, которые могут вызвать раздражение и дискомфорт при длительном использовании.

Для этой цели, а также для создания «электронной кожи» необходимы эластичные датчики. «Электронная кожа» выступает как часть интерфейса «человек-машина». «Электронная кожа» состоит из массивов датчиков, которые служат для определения внешних и/или внутренних сигналов, и может участвовать в постоянном мониторинге физиологических параметров человека, в управлении протезами. «Электронная кожа» может выполняться по одномодальной схеме, в которой один датчик в одном пикселе измеряет уникальный параметр чувствительности, или по мультимодальной схеме, в которой каждый датчик определяет все множество параметров. При практическом применении высокофункциональной «электронной кожи», например, искусственного пальца, требуется мультимодальность одновременного восприятия нескольких стимулов, таких как давление, температура и напряжение.

Одними из перспективных гибких датчиков являются датчики на основе микроструктурированной бумаги с пористой и шероховатой структурой, полученной после специальной обработки, а также датчики на эластомерных (высокоэластичных) подложках. Важной способностью гибких датчиков является способность обеспечивать стабильные и повторяемые показания давления при изгибе, поскольку такие датчики часто применяются на изогнутых поверхностях. Для устройств на бумажной основе долговечность при повторяющихся нагрузках составляет 5000 циклов, при нагрузках на изгиб – 1000 циклов. Недостатком изготовления устройств на основе бумаги является сложность изго-

товления устройств с высокой функциональностью, из-за того что бумага обладает существенной шероховатостью поверхности, которая препятствует достижению высокой электропроводности. Преимуществом данных устройств является простота и эффективность нанесения проводящих электродов на бумажное основание.

Ключевая возможность и сфера, созревшая для дальнейшего развития, вытекают из способности интегрировать такие технологии с изогнутыми контурами человеческого тела.

Измерение параметров дыхания. Мониторинг параметров дыхания, таких как частота, в реальном времени может предоставить клинически значимую информацию о синдроме апноэ и других важных аспектах физиологии человека. В случае госпитализации в отделение интенсивной терапии крайне важно следить за частотой сердечных сокращений, за давлением поступающего в трахею воздуха в трубке, особенно при ослаблении эластичности легких.

Синдром апноэ, выраженный в виде остановок дыхания во сне от 10 с до 2 мин, приводит к повышенной сонливости, уменьшению содержания кислорода в крови, увеличивает риск возникновения инфаркта.

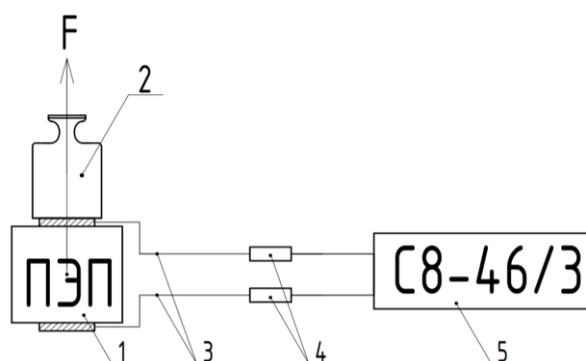
Типичный диапазон измеряемого давления от 50 до 500 мм рт. ст. Традиционная клиническая система мониторинга дыхания состоит из воздухопроницаемой маски, установленной на носу, и дыхательной трубки, подключенной к устройству обработки сигналов.

Однако недостатками традиционной системы являются неудобная настройка и ложные срабатывания, вызванные утечкой воздуха, относительная легкость выхода из строя при изменении положения, кроме того, датчикам часто мешают шумы в окружающей среде. Ввиду этого активно развиваются навесные датчики, которые прилегают к коже под носом и способны работать днем и ночью, не вызывая дискомфорт у пациентов

Исследование перистальтики желудочно-кишечного тракта. Использование классических методов, таких как рентгенография и ультразвуковая диагностика, для выявления патологий желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) является достаточно сложным ввиду того, что органы ЖКТ являются воздушно-наполненными. Особенно трудозатратным представляется исследование перистальтики, т. е. правильной последовательности мышечных сокращений ЖКТ. Эндоскопическое исследование хорошо подходит для визуального анализа наличия язв, но не перистальтики. Дефекографический метод способен показать перистальтику, но для этого ЖКТ нужно заполнить рентген-контрастной смесью. Самым перспективным методом является использование гибкого зонда, содержащего ряд датчиков давления. С его помощью можно измерить не только силу мышечных сокращений вдоль всего ЖКХ, но и скорость распространения волны сокращений.

Порядок выполнения работы

1 Изучите описание лабораторного макета. Схема лабораторного макета представлена на рисунке 3.5. Грузик (2) создает силу давления на пьезоэлектрический преобразователь (1). Осциллограф (5) через щупы (4) подключен к выводам (3) пьезоэлектрического преобразователя (1). Изменяя массу грузиков, измерить величину возникающего напряжения на выводах преобразователя. Построить экспериментальную зависимость напряжения пьезоэлектрического преобразователя от приложенной силы $U = f(F)$.



1 – пьезоэлектрический преобразователь; 2 – грузик, создающий силу давления на пьезоэлектрический преобразователь; 3 – выводы пьезоэлектрического преобразователя; 4 – щупы осциллографа; 5 – осциллограф

Рисунок 3.5 – Схема лабораторного макета

2 Получите у преподавателя пьезоэлектрический преобразователь (рисунок 3.6). Подключите выводы преобразователя к осциллографу С8-46/3.



Рисунок 3.6 – Преобразователь со сплошными электродами

3 Снимите динамические параметры пьезоэлектрического преобразователя. Для этого на поверхность преобразователя установите грузик, затем рез-

ко уберите его и запишите размах амплитуды (рисунок 3.7). Для исследования динамической нагрузки необходимо выполнить следующие настройки:

а) выставьте на осциллографе разметку по шкале амплитуды – 5 В, по шкале времени – 200 мс;

б) оцените размах импульсов при динамической нагрузке, несколько раз убирая выбранный грузик и контролируя амплитуду сигнала. В случае необходимости измените развертку с помощью регуляторов VOLTS/DIV, SEC/DIV. Добейтесь, чтобы импульс занимал как можно больше места на экране, но при этом не выходил за пределы;

в) после установки оптимальных параметров перейдите в меню Trigger. С помощью регулятора LEVEL выставьте уровень срабатывания, он отображается в крайней правой части экрана, при этом выставьте оптимальный «Фронт» срабатывания по вашему выбору: на возрастание, на убывание сигнала или на любое пересечение заданного с помощью LEVEL уровня. Уровень срабатывания должен быть таким, чтобы сигнал помехи никогда его не пересекал, а регистрируемый сигнал – всегда пересекал.

Примечание – Направление движения сигнала выбираете самостоятельно, при данной форме сигнала существенной разницы на результат это не окажет;

г) выставьте режим «Однократный». Теперь после первого пересечения заданного уровня у вас будет фиксироваться изображение импульса, и для повторных измерений вам нужно нажимать кнопку RUN/STOP. Внесите данные в таблицу 3.1.

Примечание – Скорее всего, тот импульс, который у вас отображается на экране, будет очень узким, это связано с особенностью отображения единичного импульса в автоматическом режиме, расширьте импульс с помощью регулятора SEC/DIV.

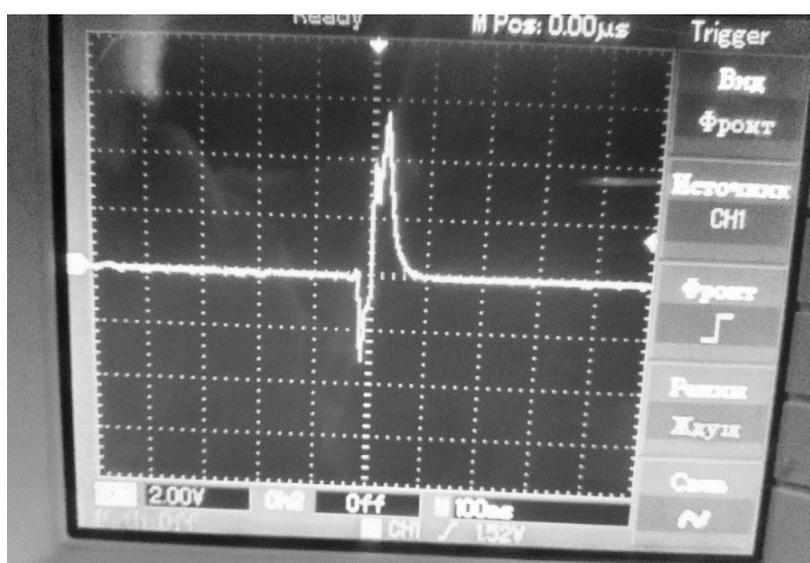


Рисунок 3.7 – Форма сигнала при исследовании динамической нагрузки пьезоэлектрического преобразователя

Таблица 3.1 – Амплитуда сигналов при динамической нагрузке пьезоэлектрического преобразователя

Вес груза, г	Номер измерения				Среднее значение	СКО
	1	2	3	4		
500						
200						
100						
50						
20						
10						

4 В случае отсутствия высокоамплитудных выбросов (см. рисунок 3.7) определите размах амплитуды с помощью автоматического расчета параметров Measure. В случае наличия высокоамплитудных выбросов размах амплитуд определите вручную, подсчитав целые и дробные части клеток, в которых помещается сигнал.

5 Проведите все необходимые измерения для заполнения таблицы 3.1. При необходимости (если прекратится регистрация сигнала) повторите подпункты «б»–«г» пункта 3. Выполните вычисления:

а) найдите среднее значение амплитуды m_x для каждого груза по формуле

$$m_x = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}, \quad (3.12)$$

где x_i – i -е измерение амплитуды; N – количество повторных измерений амплитуды;

б) найдите значение среднеквадратического отклонения (СКО) амплитуды по формуле

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (m_x - x_i)^2}{N - 1}}; \quad (3.13)$$

в) постройте зависимость амплитуды импульса пьезоэлемента от приложенной силы. Отложите на графике среднее значение и доверительный интервал, формула (3.14). Пример такого рода зависимости показан на рисунке 3.8. На полученном графике постройте теоретическую зависимость методом линейной аппроксимации (рисунок 3.8).

$$\pm\Delta = m_x \pm z \cdot \frac{\sigma_x}{\sqrt{N}}, \quad (3.14)$$

где z – значение, которое зависит от уровня достоверности. При 90%-м доверительном интервале $z = 1,645$;

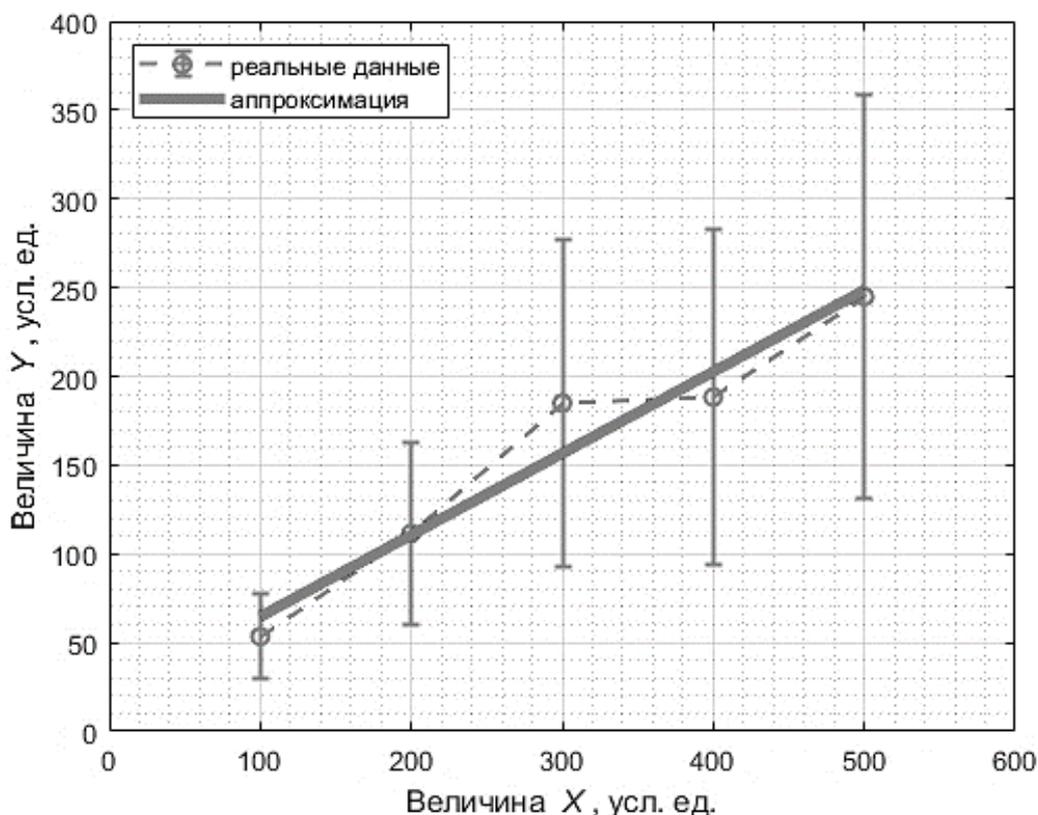


Рисунок 3.8 – Пример зависимости величины Y от X

г) рассчитайте зависимость прилагаемой силы к пьезоэлектрическому преобразователю от величины напряжения. Для упрощения расчетов принять, что зависимость имеет линейный вид: $F = U \cdot k_1 + k_2$;

д) снимите статические параметры пьезоэлектрического преобразователя, заполните таблицу 3.2. Для этого на поверхность преобразователя установите грузик, дождитесь конца переходного процесса, запишите размах амплитуды. Для исследования статической нагрузки на осциллографе рекомендуется выставить следующую разметку деления: 5 мВ, 1 с.

Таблица 3.2 – Амплитуда статической нагрузки пьезоэлектрического преобразователя

Вес грузика, г	0	10	20	50	100	200	500
Амплитуда, мВ							

Содержание отчета

- 1 Цели работы.
- 2 Виды конструкций пьезопреобразователей.
- 3 Таблицы экспериментальных данных.
- 4 Графики экспериментальных данных с выставленным разбросом экспериментальных значений.
- 5 Выводы с анализом результатов.

Контрольные вопросы

- 1 Достоинства и недостатки пьезоэлектрических преобразователей.
- 2 На какую резонансную частоту проектируются оповещатели?
- 3 Классификация пьезоэлектрических преобразователей.
- 4 Влияние конструкции пьезоэлектрических преобразователей на их параметры.
- 5 Обобщенная эквивалентная схема пьезоэлектрического преобразователя.
- 6 Каково сопротивление звукового пьезопреобразователя?
- 7 Применение пьезоэлектрических преобразователей.
- 8 Какое напряжение можно подать на звуковой пьезопреобразователь?
- 9 Приведите формулы для расчета среднего значения амплитуды и среднеквадратического отклонения.
- 10 Опишите настройку осциллографа для регистрации одиночных импульсов.

Лабораторная работа № 4

ИССЛЕДОВАНИЕ ТОЧНОСТИ ЛИНЕЙНОГО ПОЗИЦИОНИРОВАНИЯ ПРЕЦИЗИОННЫХ ЭЛЕКТРОПРИВОДОВ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МАГНИТОРЕЗИСТИВНОГО ДАТЧИКА

Цель работы

Изучение датчиков позиционирования. Получение практических навыков программирования схемы перемещений линейного синхронного двигателя. Получение практических навыков по оценке точности позиционирования.

Теоретические сведения

На рисунке 4.1 представлена функциональная схема измерительной системы. Необходимо отметить три основных элемента (датчик, процессор, исполнительный элемент), с помощью которых решаются измерительные задачи. Датчик необходим для обнаружения наличия входного сигнала от объекта и его изменения. Датчик формирует сигнал и усиливает его до стандартных величин.

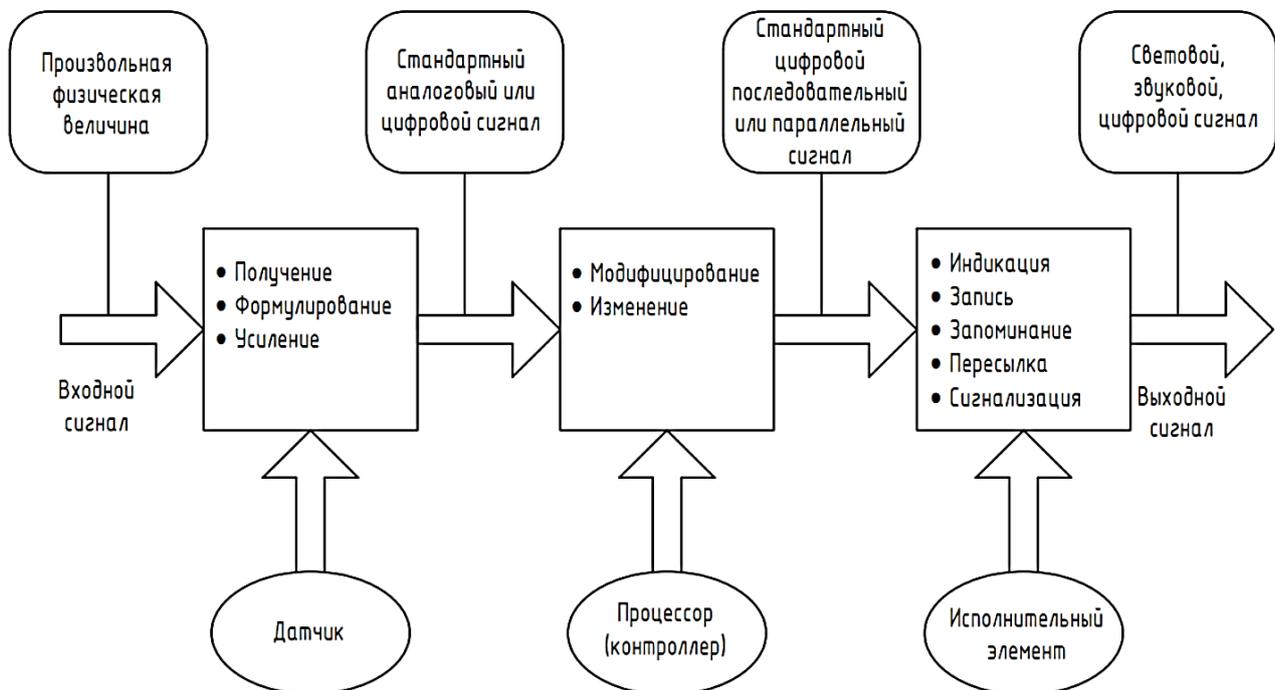


Рисунок 4.1 – Функциональная схема измерительной системы

Процессор считывает поступающую от сенсора информацию, модифицирует и перерабатывает поступающую информацию в соответствии с управляющей программой. После переработки поступающей информации он посылает управляющие сигналы и данные в другие системы.

Исполнительный элемент выполняет команды процессора. Исполнительный элемент может визуализировать информацию о состоянии объекта (устройства), запоминать данные, пересылать информацию в другие системы, сигнализировать о состоянии объекта, управлять им, осуществлять перемещение в пространстве.

На сегодняшний день наиболее эффективными для выработки движущих сил являются электроприводы. Классификация электроприводов приведена в таблице 4.1.

Таблица 4.1 – Классификация электроприводов

Классификационный признак	Классификационные градации
По виду движения электродвигателя	– вращательного движения; – линейный; – многокоординатного движения
По способу соединения двигателя с рабочим органом	– редукторный; – безредукторный; – конструктивно-интегрированный
По регулируемости	– нерегулируемый; – многоскоростной; – регулируемый
По степени автоматизации	– с ручным управлением; – с полуавтоматическим управлением; – с замкнутой САР скорости с ручным заданием; – с замкнутой САР положения, обеспечивающей точное позиционирование; – с программным управлением; – следящий
По числу электродвигателей	– однодвигательный; – многодвигательный
По числу рабочих органов	– индивидуальный; – групповой

В большинстве современного автоматизированного оборудования используют вращательные электрические моторы, где с помощью механических трансмиссий вращательное движение преобразуется в линейное обратнопоступательное движение. Для повышения эффективности автоматизированного оборудования необходимо использовать датчик перемещения. Датчик перемещения – это устройство, которое определяет величину линейного или уг-

лового механического перемещения какого-либо объекта. Датчики бывают абсолютные (кодовые) и относительные (инкрементальные):

- в абсолютных датчиках используются направляющие линейки, с заданной временной дискретизацией высылается информация об абсолютном положении исполнительного объекта;

- в относительных датчиках идет расчет положения: каждому изменению положения исполнительного элемента соответствует точно установленное количество импульсов, сигнализирующее о перемещении вдоль шкалы.

Исходя из принципа действия можно выделить четыре группы направляющих линеек:

- магнитные;
- оптоэлектронные;
- индуктивные;
- емкостные и т. п.

Магниторезистивные. Магниторезистивные (МР) датчики – это инновационные устройства, которые реагируют на магнитные поля, изменяя свое электрическое сопротивление. Это свойство позволяет им точно обнаруживать магнитные поля и преобразовывать их в электрические сигналы. Они широко используются в различных целях, таких как измерение магнитных полей, определение положения и определение скорости вращения.

Типы магниторезистивных датчиков. Существует два основных типа магниторезистивных датчиков: анизотропные магниторезистивные датчики и датчики гигантского магнитосопротивления. Оба типа работают на разных принципах, но имеют одну и ту же фундаментальную концепцию изменения сопротивления в ответ на магнитные поля.

1 Анизотропные магниторезистивные (AMR) датчики. Датчики AMR изготовлены из ферромагнитных материалов, например, пермаллоя, и имеют тонкопленочную структуру. Сопротивление этих датчиков изменяется под воздействием внешнего магнитного поля из-за анизотропной природы материала. Изменение сопротивления обычно линейно и пропорционально силе магнитного поля, что делает датчики AMR высокочувствительными и надежными для обнаружения небольших магнитных полей.

2 Датчики гигантского магнитосопротивления (GMR). Датчики GMR состоят из чередующихся слоев магнитных и немагнитных материалов, обычно включая ферромагнитные и немагнитные металлические слои. Эти датчики демонстрируют значительное изменение сопротивления под воздействием внешнего магнитного поля, что приводит к «гигантскому» магниторезистивному эффекту. Датчики GMR известны своей высокой чувствительностью, что делает их пригодными для применений, требующих обнаружения слабых магнитных полей.

Как работают магниторезистивные датчики. Взаимодействие магнитного поля: когда магниторезистивный датчик подвергается воздействию внешнего магнитного поля, магнитные моменты ферромагнитных материалов внутри датчика выравниваются вдоль силовых линий магнитного поля, изменяя электрическое сопротивление датчика.

Измерение изменения сопротивления: изменение сопротивления измеряется с помощью мостовой схемы Уитстона (рисунок 4.2), которая генерирует выходное напряжение, пропорциональное изменению сопротивления. Затем это напряжение усиливается и фильтруется для получения чистого электрического сигнала.

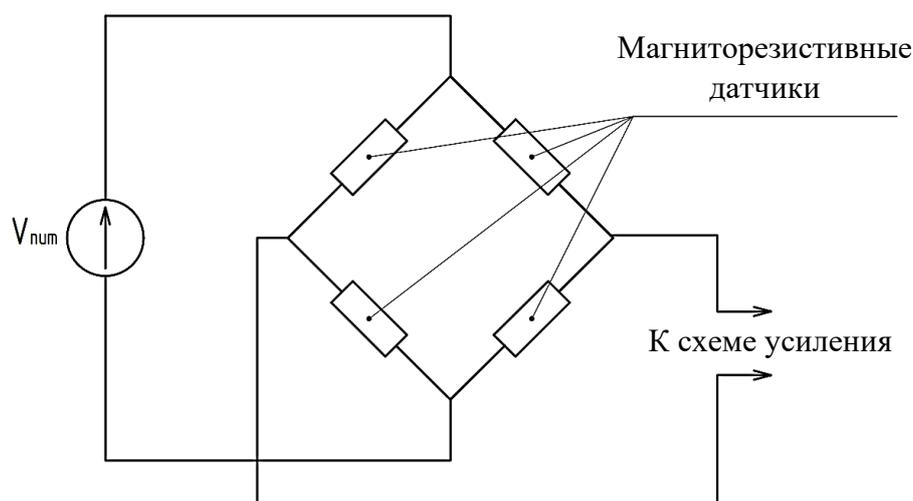


Рисунок 4.2 – Функциональная схема магниторезистивного датчика

Достоинства:

- отсутствие механических движущихся частей и высокое быстродействие (до 100 кГц);
- высокая надежность и долговечность;
- не требуется физического контакта с измеряемой средой.

Недостаток: применение дорогих и чувствительных к температуре полупроводников.

В работе используется магниторезистивный датчик перемещения Siko D-79195 1E100/1.

Емкостные. Принцип работы данного датчика заключается во взаимосвязи емкости конденсатора с его геометрической конфигурацией. Емкостные датчики обнаруживают целевые объекты путем изменения диэлектрической проницаемости чувствительного объема либо электрического поля.

Емкость конденсатора изменяется обратно пропорционально величине зазора между пластинами (рисунок 4.3). Поэтому определение емкости при

прочих известных параметрах позволяет судить о расстоянии между пластинами. Изменение емкости фиксируется различными способами. Например, измеряется его импеданс.

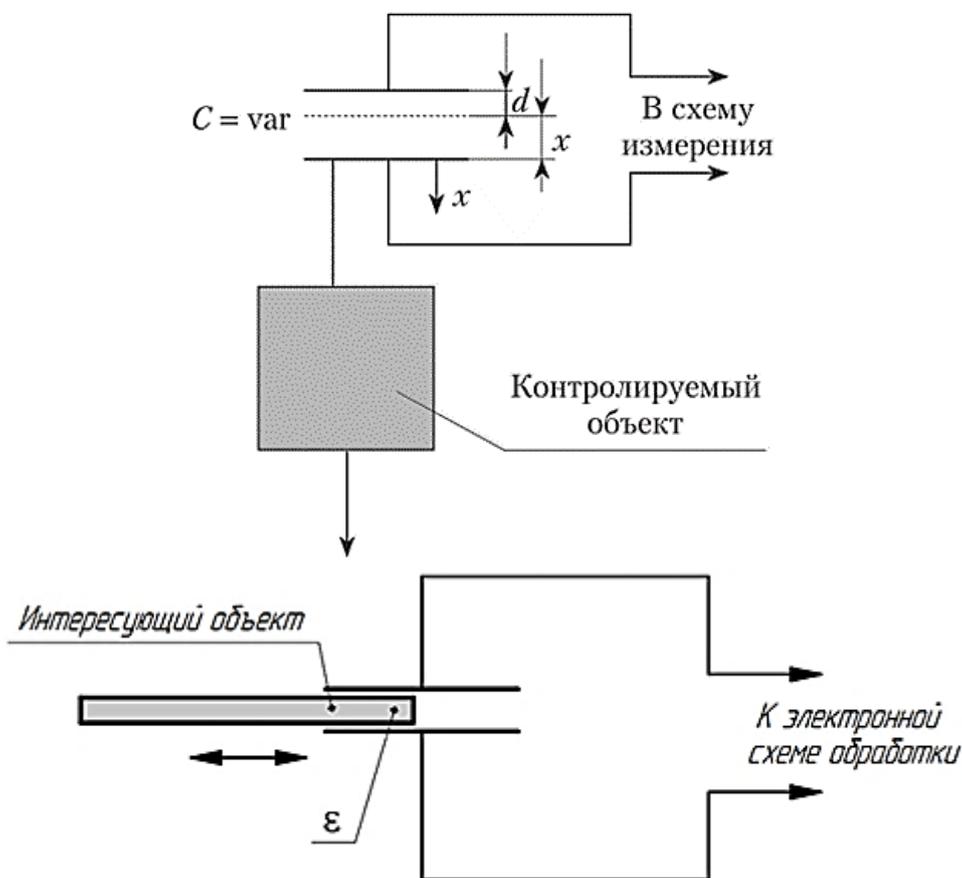


Рисунок 4.3 – Функциональные схемы емкостных датчиков

Достоинства:

- простота изготовления;
- использование недорогих материалов для производства;
- малые габариты и вес;
- низкое потребление энергии;
- высокая чувствительность;
- отсутствие контактов (в некоторых случаях – один токосъем);
- долгий срок эксплуатации;
- малые усилия для перемещения подвижной части емкостного датчика.

Недостатки:

- небольшой коэффициент передачи (преобразования);
- высокие требования к экранировке деталей;
- необходимость работы на повышенной (по сравнению с 50 Гц) частоте.

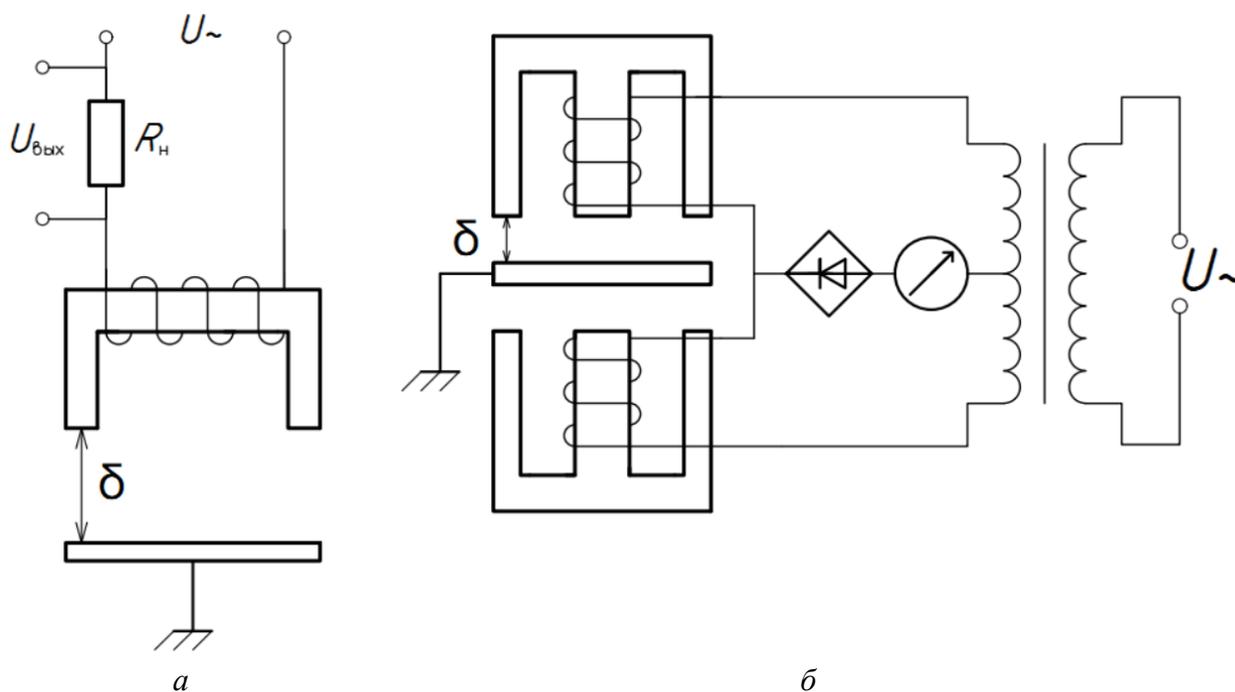
Оптические. В подобных датчиках самым популярным оптическим эффектом является оптическая триангуляция. При нем датчик положения является дальномером. Дальномер определяет расстояние до интересующего объекта, фиксируя рассеянное поверхностью объекта излучение и определяя угол отражения. Это дает возможность определить длину d – расстояние до объекта.

Достоинства:

- возможность проведения бесконтактных измерений;
- высокая точность и быстродействие;
- чувствительность к поляризации. Это негативно сказывается на стоимости подобных устройств.

Индуктивные. В датчике данного типа чувствительным элементом является трансформатор с подвижным сердечником. Перемещение внешнего объекта приводит к перемещению сердечника. Это меняет потокосцепление между первичной и вторичной обмотками трансформатора.

Достоинства: конструкция этих датчиков достаточно проста, в том числе у них нет скользящих контактов. Наиболее распространены датчики с одной или двумя измерительными катушками (рисунок 4.4). Конструкция не содержит каких-либо сложных элементов, требующих специальной настройки. Благодаря этому датчики отличаются высокой прочностью и надежностью, редко выходят из строя и могут постоянно использоваться.



a – одинарный индуктивный датчик; *б* – дифференциальный индуктивный датчик

Рисунок 4.4 – Функциональные схемы индуктивных датчиков

Недостатки: в процессе работы датчики могут выдавать ошибки из-за наличия различных факторов. На них может влиять температура, воздействие других полей аналогичного типа, а также стабильность питающего напряжения. Поэтому для качественной работы необходимо обеспечить подходящие условия, которые не препятствовали бы правильной работе датчиков.

Ультразвуковые. В ультразвуковых датчиках реализован принцип радара: фиксируются отраженные от объекта ультразвуковые волны (рисунок 4.5). Определение временной задержки между моментами отправки и приема ультразвукового импульса позволяет измерять расстояние до объекта с точностью, достигающей до десятых долей миллиметра. Наряду с оптическими ультразвуковые датчики являются наиболее универсальным и технологичным бесконтактным средством измерения.

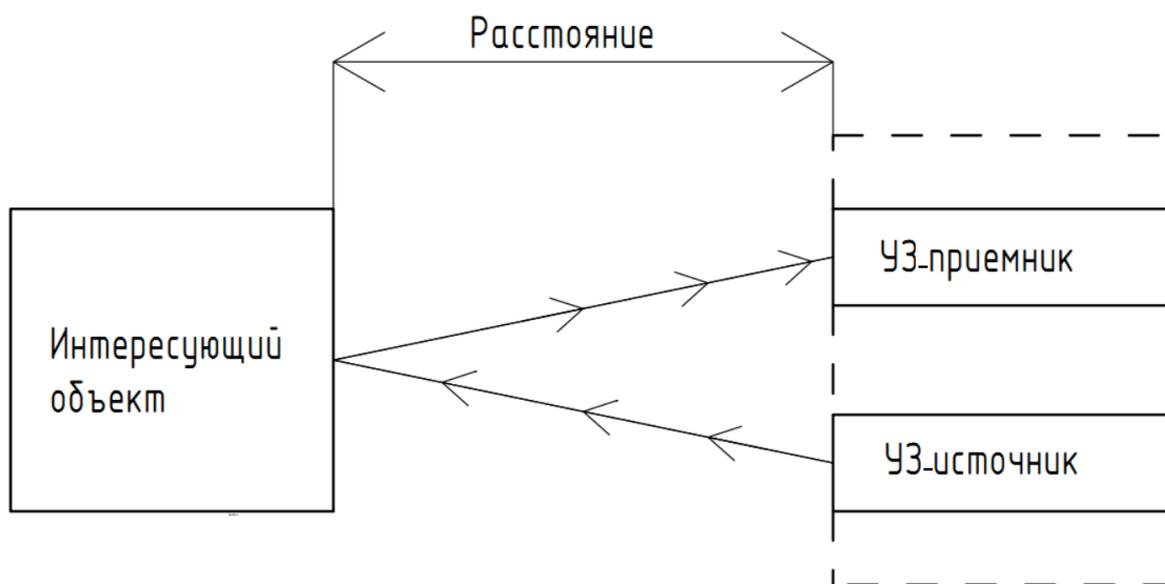


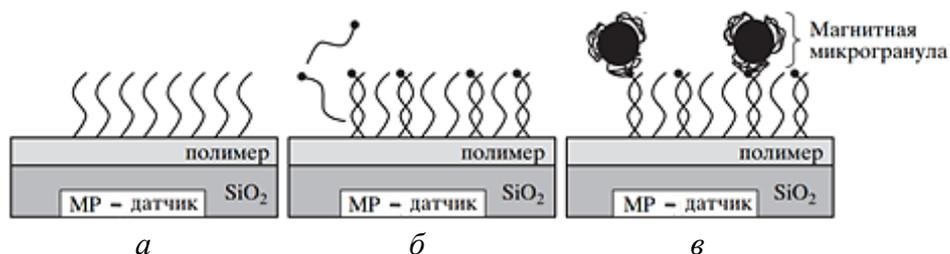
Рисунок 4.5 – Функциональная схема УЗ-датчиков

Примеры применения магниторезистивных датчиков в приборах и системах медицинского назначения

Магниторезистивные датчики применяются для контроля перемещений объектов в робототехнике.

Биосенсоры на основе тонкопленочных магниторезистивных датчиков. Компактный комплекс диагностики с компьютером на основе магниторезистивных биосенсора в виде матрицы датчиков (рисунок 4.6) позволяет в режиме реального времени обнаруживать бактерии и вирусы с помощью молекул ДНК, магнитных микрогранул и магниторезистивных датчиков магнитного поля. При этом возможно не только обнаружение, но и распознавание болезнетворных агентов.

В последние годы на основе мультислойной планарной технологии созданы высокочувствительные анизотропные магниторезистивные датчики магнитного поля. Они являются хорошими регистраторами магнитных микрогранул, вплоть до отдельной микрогранулы, связанных с молекулами ДНК или другими объектами исследования.



а – ДНК-зонд; *б* – ДНК с биотином; *в* – связанные магнитные микросферы

Рисунок 4.6 – Биологическая часть биосенсора

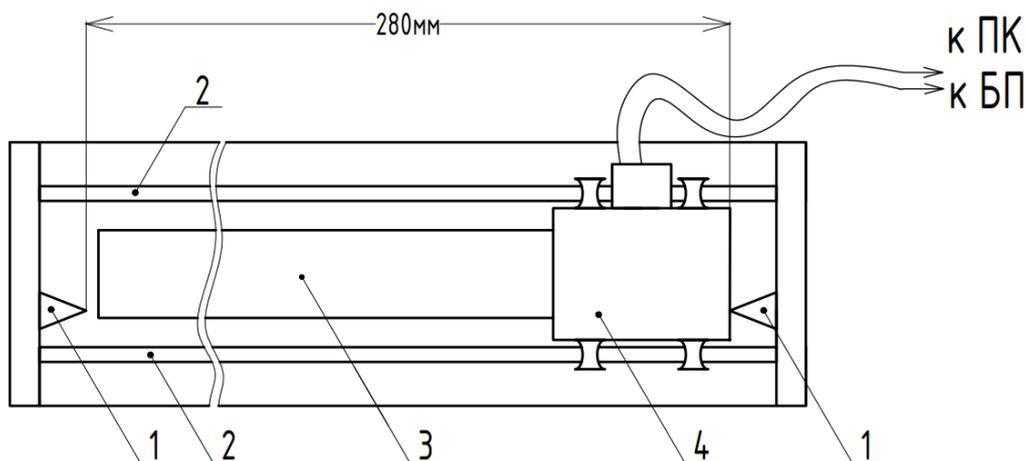
Порядок выполнения работы

Часть 1. Исследование динамических параметров

1 Изучите описание лабораторного макета. Схема лабораторного макета представлена на рисунке 4.7. Управление движением «тележки» (4) по направляющим (2) осуществляется с помощью программного обеспечения, установленного на ПК. Программно задается скорость движения и координата точки, которой необходимо достигнуть. Ограничители движения (1) не допускают выхода за диапазон допустимых перемещений «тележки» (4). Диапазон перемещений составляет 0–280 мм. Изменение координаты «тележки» определяется магниторезистивным датчиком (установлен в корпусе «тележки») за счет перемещения в постоянном магнитном поле – магнит (3). Программно контролируются скорость, истинная скорость и ошибка перемещения. Необходимо оценить зависимость ошибки перемещения от скорости движения «тележки» и точность магниторезистивного датчика внутри диапазона движения «тележки».

2 Подключите электропитание, для этого:

- а) проверьте соблюдение условий электробезопасности;
- б) подключите кабель питания блока управления в сеть 400 В;
- в) подключите кабель питания блока управления в сеть 230 В;
- г) подключите кабель питания и кабель компьютера в сеть 230 В;
- д) переключите кнопку питания в положение «Вкл»;
- е) включите компьютер;
- ж) включите блок управления двигателем, для этого переключите тумблер «Сеть» в положение «Вверх».



1 – ограничители движения; 2 – направляющие для перемещения «тележки»;
3 – постоянный магнит; 4 – «тележка»

Рисунок 4.7 – Схема лабораторного макета

3 Загрузите программное обеспечение, для этого:

а) запустите приложение Drive (рисунок 4.8);

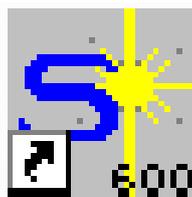


Рисунок 4.8 – Ярлык приложения Drive

б) после появления основного окна программы для управления двигателем включите «тумблер 1» блока управления – «тележка» начнет колебаться и произойдет процесс нахождения коммутации;

в) после прекращения колебательных движений двигателя включите «тумблер 2» блока управления – линейная ось начнет искать концевой выключатель, после нахождения привяжется к ближайшему началу периода на магнитной ленте и присвоит координате позиции значение «0»;

г) после этого «тумблер 2» переключите в нижнее положение;

д) выберите COM-Port. Чаще всего это COM1 (рисунок 4.9).



Рисунок 4.9 – Окно выбора COM-Port

Примечание – Если датчик не подключен, появится ошибка (рисунок 4.10). Проверьте положения тумблеров.



Рисунок 4.10 – Возможное сообщение об ошибке

- 4 Перейдите в окно управления движением, для этого:
 - а) отключите серводвигатели, нажав кнопку Disable (рисунок 4.11).
 - б) после этого перейдите в меню программирования движения (рисунок 4.12), последовательно перейдите Position → Position data → Motion task Table;
 - в) очистите строки кнопкой Delete.

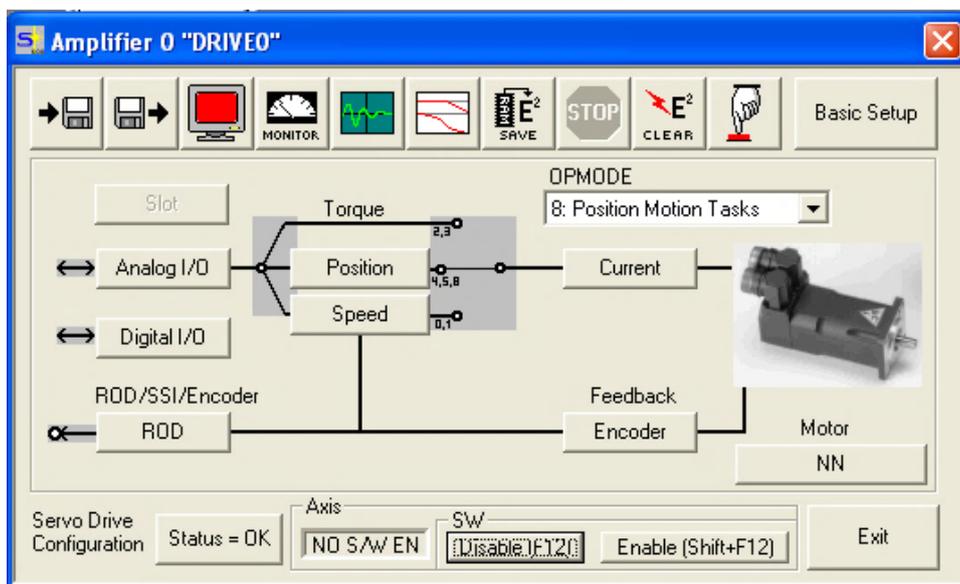


Рисунок 4.11 – Приложение Drive

x	O_P	O_V	O_C	O_ACC1	O_DEC1	O_ACC2	O_DEC2	O_FN	O_FT	O_C2
1	0	50	8200	500	500	0	0	2	0	
2	0	0	2184	0	0	0	0	3	5000	1
3	50000	20	8200	500	500	0	0	4	0	
4	0	0	2184	0	0	0	0	5	1000	1
5	100000	25	8200	500	500	0	0	6	0	
6	0	0	2184	0	0	0	0	7	2000	1
7	150000	50	8200	500	500	0	0	8	0	
8	0	0	2184	0	0	0	0	9	2000	1

Рисунок 4.12 – Изображение таблицы координат движения Motion Task Table

5 Задайте перемещение «тележки» согласно вариантам, представленным в таблице 4.2.

Таблица 4.2 – Варианты выполнения

Вариант	Длительность паузы перед каждым перемещением, с	Длительность движения с заданной скоростью, с	Скорость движения, мм/с
1	4	4	10; 20; 40; 70
2	4	4	25; 40; 60; 10; 15
3	4	4	10; 20; 30; 60
4	4	4	4; 8; 16; 32; 57,5

Примечание – Максимальный ход тележки составляет 280 мм.

а) для редактирования программы дважды нажмите на номер строки, появится окно Motion Task Parameters (рисунок 4.13);

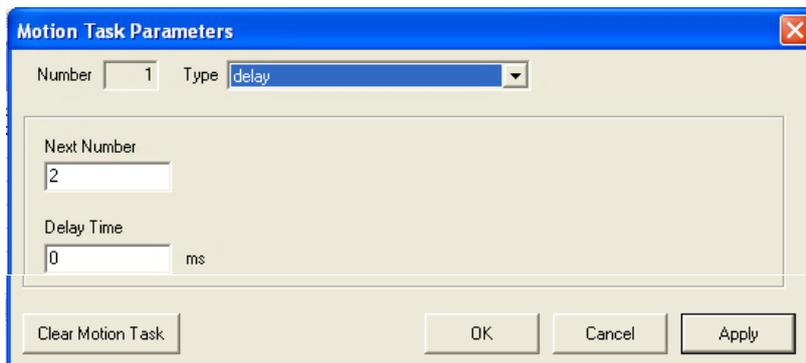


Рисунок 4.13 – Задержка «тележки» в одной точке

б) перед каждым движением устанавливается задержка, для этого в появившемся окне в перечне Type выберите Delay (рисунок 4.14) и задайте задержку Delay time и переход выполнения на следующую строчку Next Number таблицы Motion Task Table, подтвердите, нажав кнопку ОК;

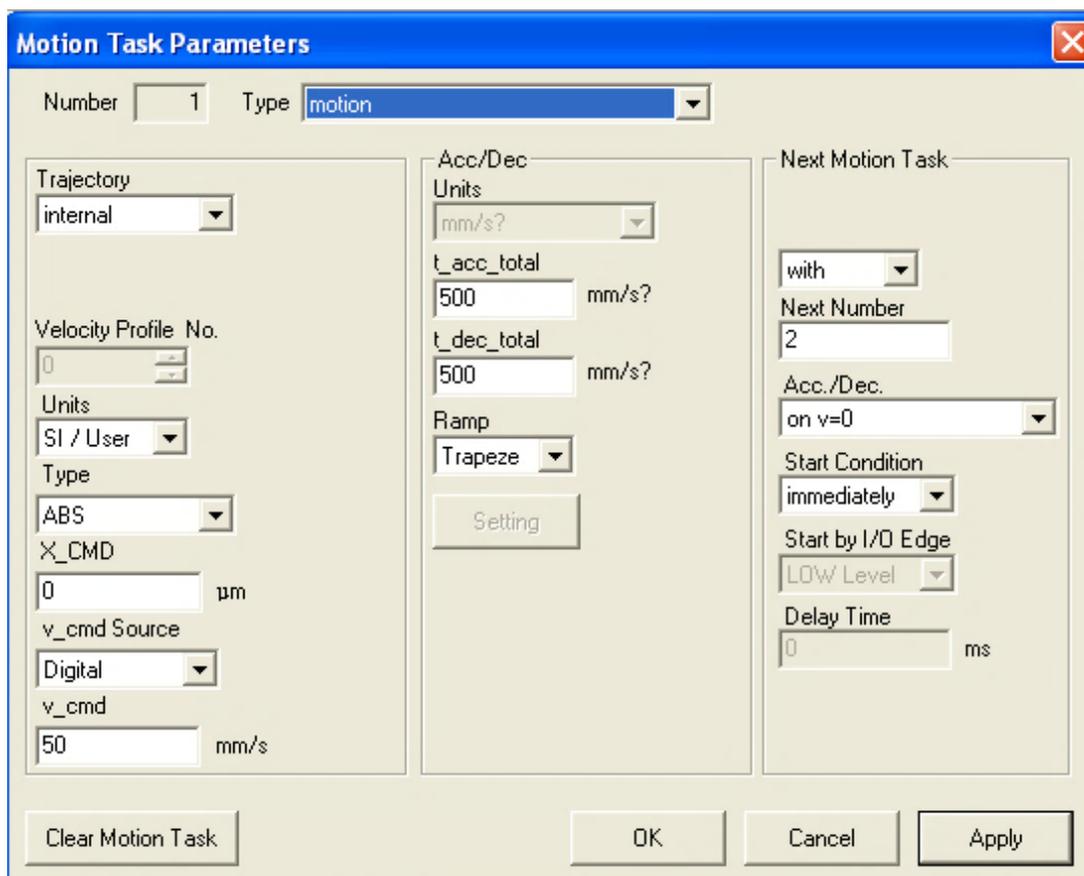


Рисунок 4.14 – Перемещение «тележки»

в) перейдите в окно Motion Task Parameters, нажав номер незаполненной строки таблицы. Проверьте, чтобы в перечне Type был выбран Motion (см. рисунок 4.14). В подразделе Trajectory в перечне Units выберите SI/User, в перечне Type выберите ABS, в v_cmd задайте скорость перемещения согласно заданному варианту. Длительность перемещения задается длительностью пути, который необходимо проехать «тележке». Рассчитайте и введите координату точки, в которую должна переместиться «тележка» (X_CMD), с учетом той координаты, в которой находится «тележка» в момент выполнения следующей команды;

г) в подразделе Acc/Dec задается форма импульса, подаваемого на двигателя, в t_acc_total и t_dec_total задайте 500 мм/с. Остальные параметры согласно рисунку 4.12;

д) в подразделе Next Motion Task в Next Number задайте переход выполнения «На следующую строку»;

е) проверьте правильность выполнения программы: везде стоят переходы на следующую строку в таблице Motion Task Table (см. рисунок 4.12), колонка O_FN; проверьте коды выполнения программы, колонка O_C, при этом код задержки 2184, код перемещения тележки 8200;

ж) для выхода на главное меню (см. рисунок 4.11) нажимайте последовательно во всех открытых окнах кнопку Apply и кнопку OK до выхода на окно Amplifier 0 “DRIVE0”.

б Снимите осциллограмму движения. Получите зависимость ошибки положения от скорости перемещения «тележки», для этого:

а) запустите серводвигатель, нажав кнопку Enable;

б) выберите осциллограмму, после этого откроется рабочее окно (рисунок 4.15);

в) из списка Time/Division выберите нужное время записи. Для получения зависимости ошибки положения от скорости перемещения тележки рекомендуется выставить 5000 мс, что даст 40 с записи;

г) проверьте положение «тележки» в начале координат. Если «тележка» находится в другом положении, то ее можно вернуть обратно; переключите «тумблер 2» блока управления в положение «Вверх», далее дождитесь возвращения в начало координат и переключите «тумблер 2» в положение «Вниз»;

д) запустите выполнение программы, нажав в подразделе Service кнопку Start, подтвердите всплывающее сообщение (рисунок 4.16). Для записи осциллограммы в подразделе Recording нажмите Start;

е) после построения осциллограммы нажмите Stop в подразделе Service;

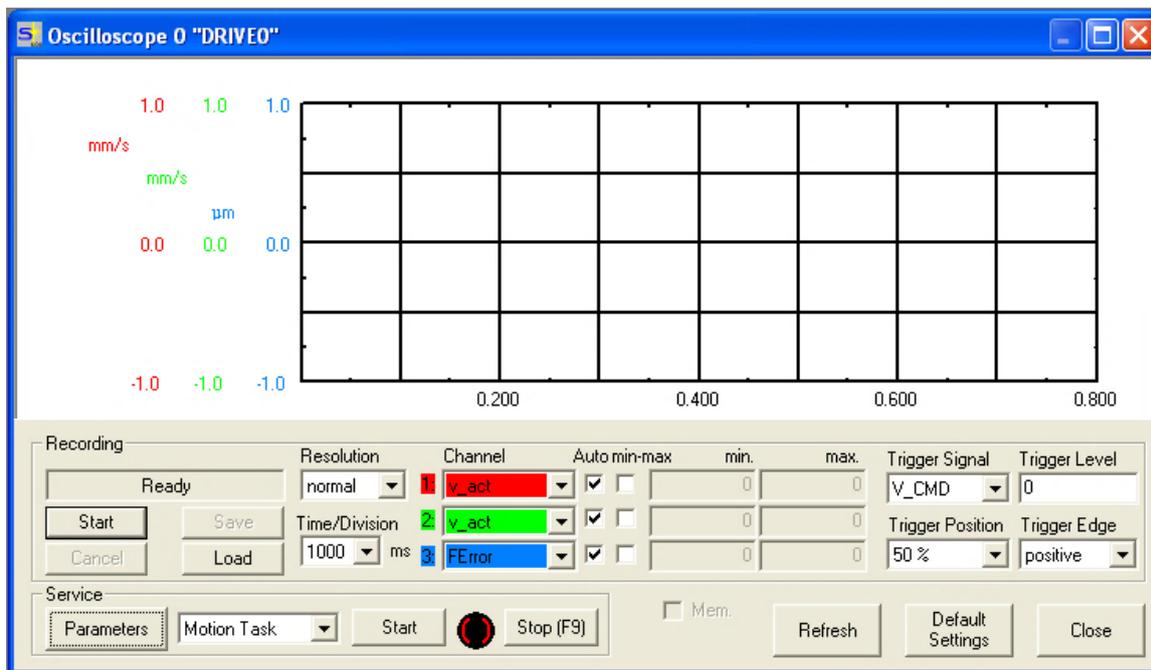


Рисунок 4.15 – Окно осциллограммы

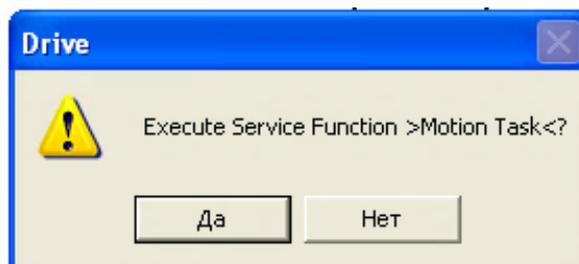


Рисунок 4.16 – Сообщение о выполнении Motion Task

ж) сохраните полученную осциллограмму под любым именем, нажав в разделе Recording кнопку Save. Оцените зависимость максимальной ошибки перемещения от скорости.

Часть 2. Исследование ошибки местоположения в покое

Для исследования ошибки позиционирования в покое оценим положение «тележки» в трех точках. Первой точкой является положение «тележки» в начале координат, вторая точка на середине пути и третья точка в конце пути.

1 Оцените ошибку определения местоположения в координате «0»:

а) проверьте положение «тележки». Если «тележка» не находится в начале координат, верните ее в начало координат, переключив «тумблер 2» в положение «Вверх», после достижения начала координат верните тумблер в положение «Вниз».

б) запустите построение осциллограммы (см. п. 5 исследования динамических параметров), нажав кнопку Start в подразделе Recording. Временное разрешение Time/Division можно выставить на 500 мс;

в) сохраните осциллограмму;

г) по осциллограмме оцените среднюю ошибку определения положения в начале координат.

2 Оцените ошибку определения положения в координате 140 мм:

а) проверьте положение «тележки». Если «тележка» не находится в начале координат, верните ее в начало координат, переключив «тумблер 2» в положение «Вверх», а после достижения начала координат вернув его в положение «Вниз»;

б) в коде программы пропишите перемещение «тележки» в координату 140 мм;

в) сохраните код программы и запустите перемещение «тележки», запустив выполнение программы, нажав в подразделе Service кнопку Start;

г) после достижения «тележкой» заданной координаты запустите построение осциллограммы.

3 Аналогичным образом оцените ошибку определения положения в координате 280 мм.

4 Определите средние ошибки в исследуемых координатах, а также зависимость величины ошибки от координаты.

Содержание отчета

- 1 Краткие теоретические сведения.
- 2 График зависимости ошибки перемещения от скорости.
- 3 Графики профилей скоростей.
- 4 График запрограммированного движения.
- 5 Анализ полученных данных.

Контрольные вопросы

- 1 Виды датчиков измерения перемещений.
- 2 Функциональная схема магниторезистивного датчика.
- 3 Функциональные схемы емкостных датчиков.
- 4 Функциональные схемы индуктивных датчиков.
- 5 Принцип работы УЗ-датчиков.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1 Гужов, В. И. Методы измерения 3D-профиля объектов. Контактные, триангуляционные системы и методы структурированного освещения : учеб. пособие / В. И. Гужов. – Новосибирск : НГТУ, 2015. – 82 с.

2 Бондарь, М. Н. Триангуляционный лазерный дальномер / М. Н. Бондарь, А. Д. Лаптева, С. А. Буднов // Интерэкспо Гео-Сибирь. – 2017. – Т. 8. – С. 58–62.

3 Бондарь, М. Н. Сканирующая измерительная система на основе триангуляционного лазерного дальмера / М. Н. Бондарь, В. Н. Легкий, И. С. Гибин // Интерэкспо Гео-Сибирь. – 2020. – Т. 8. – № 2. – С. 113–119.

4 Шулепов, А. В. Исследование влияния шероховатости поверхностей на погрешность измерения координат точек в лазерных сканирующих оптоэлектронных измерительных системах / А. В. Шулепов, С. В. Пьей // Вестник МГТУ Станкин. – 2019. – № 1. – С. 77–82.

5 Лазеры: применения и приложения : учеб. пособие / под ред. А. С. Борейшо. – СПб. : Лань, 2016. – 520 с.

6 Шалобаев, Е. В. Сканирующая лазеротерапия с применением биологических обратных связей и мехатронные аспекты проектирования медицинских установок / Е. В. Шалобаев, А. В. Дунаев, О. Д. Козырева // Фундаментальные и прикладные проблемы техники и технологии. – 2014. – № 1. – С. 101–108.

7 Сканирующие лазерные установки в медицине / Е. В. Шалобаев [и др.] // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. – 2001. – № 4. – С. 147.

8 Кураева, С. Н. Материалы и компоненты электронной техники : лаб. практикум для студ. спец. 1-41 01 02 «Микро- и нанoeлектронные технологии и системы», 1-41 01 03 «Квантовые информационные системы», 1-36 04 02 «Промышленная электроника» днев. и заоч. форм обуч. / С. Н. Кураева, Е. А. Уткина. – Минск : БГУИР, 2009. – 51 с.

9 Краевский, С. В. Медицинская робототехника: первые шаги медицинских роботов / С. В. Краевский, Д. А. Рогаткин // Технологии живых систем. – 2010. – Т. 7. – № 4. – С. 3–14.

10 Юрьев, И. С. Медицинские роботы / И. С. Юрьев, А. А. Рукавицына // Информационные технологии в управлении, автоматизации и мехатронике : сб. науч. трудов III Междунар. науч.-техн. конф., Курск, 07 апреля 2021 г. – Курск : ЮЗГУ, 2021. – С. 307–309.

11 Никонов, Н. В. Термопары. Типы, характеристики, конструкции, производство / Н. В. Никонов. – М. : МТК «МЕТОТЕХНИКА», 2015. – 62 с.

12 Речицкий, В. И. Акустоэлектронные радиокомпоненты / В. И. Речицкий. – М. : Советское радио, 1980. – 262 с.

- 13 Даниченко, М. Ю. Криогеника и медицина. Точки соприкосновения / М. Ю. Даниченко, Г. И. Кукулин // Электроника : Наука, технология, бизнес. – 2001. – № 2. – С. 56–59.
- 14 Ультразвук в медицине: физические основы применения / Дж. Брембер [и др.]. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2008. – 542 с.
- 15 Пьезокерамические трансформаторы и датчики / В. М. Шарапов [и др.]. – Черкасы : СГАУ, 2010. – 262 с.
- 16 Богущ, М. В. Анализ функции преобразования пьезоэлектрических датчиков давления методом конечных элементов / М. В. Богущ, Э. М. Пикалев // Известия ЮФУ : Технические науки. – 2008. – № 79 (2). – С. 74–84.
- 17 Сравнительный клинический опыт применения физиологической электрокардиостимуляции / В. Д. Брицин [и др.]. // Бюллетень физиологии и патологии дыхания. – 2002. – № 11. – С. 12–15.
- 18 Лавров, А. А. Технические средства автоматизации и управления : учеб. пособие / А. А. Лавров. – СПб. : ФГАОУ ВО СПбПУ, 2015. – 59 с.
- 19 Касаткин, С. И. Биосенсоры на основе тонкопленочных магниторезистивных датчиков / С. И. Касаткин, Н. П. Васильева, А. М. Муравьев // Автоматика и телемеханика. – 2010. – № 1. – С. 174–186.
- 20 Легаев, В. П. Измерительные преобразователи : курс лекций / В. П. Легаев. – Владимир : ВлГУ, 2013. – 100 с.
- 21 Легаев, В. П. Измерительные преобразователи и датчики : учеб. пособие / В. П. Легаев ; Владим. гос. ун-т им. А. Г. и Н. Г. Столетовых. – Владимир : ВлГУ, 2019. – 155 с.
- 22 Park, R. M. Thermocouple fundamentals // Course Tech., Temp. – 2010. – С. 2–11.
- 23 Назаров, В. И. Теплотехнические измерения и приборы. Лабораторный практикум : учеб. пособие / В. И. Назаров, А. Л. Буров, Е. Н. Криксина. – Минск : Выш. шк., 2012. – 132 с.
- 24 Программно-управляемые технологические процессы и оборудование. Лабораторный практикум : пособие / С. В. Бордусов [и др.]. – Минск : БГУИР, 2015. – 80 с.
- 25 Никонов, Н. В. Термопары. Типы, характеристики, конструкции, производство / Н. В. Никонов. – М. : МТК «МЕТОТЕХНИКА», 2015. – 62 с.
- 26 Довгяло, Д. А. Учеб.-метод. комплекс по дисциплине «Типовые компоненты и датчики контрольно-диагностических средств» для студ. спец. 39 02 02 «Компьютерное моделирование и проектирование радиоэлектронных средств» / Д. А. Довгяло. – Новополюк : ПГУ, 2004.
- 27 Геращенко, О. А. Тепловые и температурные измерения. Справочное руководство / О. А. Геращенко. – Киев : Наукова думка, 1965. – 304 с.

28 Авдеев, Б. А. Элементы и функциональные устройства судовой автоматики : учеб. пособие / Б. А. Авдеев. – СПб. : Научные технологии, 2018. – 260 с.

29 Касаткин, С. И. Магниторезистивные биосенсоры / С. И. Касаткин // Технические и программные средства систем управления, контроля и измерения : материалы конференции с международным участием, М., 18–20 октября 2010 г. / Институт проблем управления им. В. А. Трапезникова РАН. – М. : Институт проблем управления им. В. А. Трапезникова РАН, 2010. – С. 601–611.

30 Даниченко, М. Криогеника и медицина. Точки соприкосновения / М. Даниченко, Г. Кукулин // Электроника : Наука, технология, бизнес. – 2001. – № 2. – С. 56–59.

31 Назаров, В. И. Теплотехнические измерения и приборы. Лабораторный практикум : учеб. пособие / В. И. Назаров, А. Л. Буров, Е. Н. Криксина. – Минск : Выш. шк., 2012. – 132 с.

32 All paper-based flexible and wearable piezoresistive pressure sensor / L. Gao [et al.] // ACS Appl. Materials & Interfaces. – 2019. – Vol. 11, Iss. 28. – p. 25034–25042.

33 Ultrafast response flexible breath sensor based on vanadium dioxide / F. Liao [et al.] // J. of Breath Res. – 2017. – Vol. 11, Iss. 3. – P. 36–42.

34 Conformable amplified lead zirconate titanate sensors with enhanced piezoelectric response for cutaneous pressure monitoring / C. Dagdeviren [et al.] // Nature Communications. – 2014. – Т. 5. – № 1. – P. 4496.

35 Flexible piezoresistive sensor patch enabling ultralow power cuffless blood pressure measurement / N. Luo [et al.] // Advanced Functional Materials. – 2016. – Vol. 26, Iss. 8. – P. 1178–1187.

36 A flexible bimodal sensor array for simultaneous sensing of pressure and temperature / N. T. Tien [et al.] // Advanced Materials. – 2014. – Т. 26. – № 5. – P. 796–804.

37 Piezoresistive sensors for medical applications / R. Blechschmidt [et al.] // Proc. of the Tunesian-German Conf. on Smart Systems and Devices. – 2001. – P. 27–30.

38 Анохин, А. М. Перестраиваемые многофункциональные сенсорные S-негатроны как универсальный инструмент реализации метода пороговой потенциометрии / А. М. Анохин, А. М. Кравченко // XII Всероссийское совещание по проблемам управления ВСПУ. – 2014. – С. 7098–7108.

39 Sadri, S. Analysis, evaluation and optimization of bio-medical thermoresistive micro-calorimetric flow sensor using an analytical approach / S. Sadri, M. Babaelahi // Metrology and Measurement Systems. – 2022. – Vol. 29, Iss. 1.

40 Анохин, А. М. Организация мониторинга биоэлектрических сигналов в диагностических медицинских задачах / А. М. Анохин // Прорывные научные исследования: проблемы, пределы и возможности. – 2023. – С. 6–10.

41 In-fiber Bragg-grating temperature sensor system for medical applications / Y. J. Rao [et al.] // Journal of Lightwave Technology. – 1997. – Vol. 15, Iss. 5. – P. 779–785.

Учебное издание

Самуйлов Иван Владимирович
Собчук Николай Сергеевич
Мешкова Карина Евгеньевна и др.

**ЭЛЕКТРОННЫЕ КОМПОНЕНТЫ
И БИОМЕДИЦИНСКИЕ СЕНСОРЫ.
ЛАБОРАТОРНЫЙ ПРАКТИКУМ**

ПОСОБИЕ

Редактор *А. Ю. Шурко*
Корректор *Е. Н. Батурчик*
Компьютерная правка, оригинал-макет *В. А. Долгая*

Подписано в печать 29.05.2025. Формат 60×84 1/16. Бумага офсетная. Гарнитура «Таймс».
Отпечатано на ризографе. Усл. печ. л. 4,07. Уч.-изд. л. 4,0. Тираж 30 экз. Заказ 207.

Издатель и полиграфическое исполнение: учреждение образования
«Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники».
Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,
распространителя печатных изданий №1/238 от 24.03.2014,
№2/113 от 07.04.2014, №3/615 от 07.04.2014.
Ул. П. Бровки, 6, 220013, г. Минск