

Вінницький національний технічний університет

(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет інформаційних електронних систем

(повне найменування інституту, назва факультету (відділення))

Кафедра інформаційних радіоелектронних технологій і систем

(повна назва кафедри (предметної, циклової комісії))

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на тему:

«МІКРОЕЛЕКТРОННИЙ СЕНСОРНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВВЕДЕННЯ ІНФОРМАЦІЇ»

Виконав: студент 2-го курсу, групи МНТ-23м
спеціальності 176 Мікро- та наносистемна
техніка

(шифр і назва напрямку підготовки, спеціальності)

Скрипник О.А.
(прізвище та ініціали)

Керівник: д.т.н., проф., професор каф. ІРТС

Семенов А.О.
(прізвище та ініціали)

« 10 » 12 2024 р.

Опонент: к.т.н., проф., професор каф. ІКСТ

Бортник Г.Г.

(прізвище та ініціали)
« 11 » 12 2024 р.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри ІРТС

д.т.н., проф. Осадчук О.В.

(прізвище та ініціали)

« 11 » 12 2024 р.

Вінниця ВНТУ - 2024 рік

Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра інформаційних радіоелектронних технологій і систем
Рівень вищої освіти II-й (магістерський)
Галузь знань – 17 Електроніка, автоматизація та електронні комунікації
Спеціальність – 176 Мікро- та наносистемна техніка
Освітньо-професійна програма – Мікро- та наносистемна техніка

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ІРТС

д.т.н., проф. Осадчук О.В.

«16» вересня 2024 року

**ЗАВДАННЯ
НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ**

Скрипнику Олександрю Анатолійовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації»

керівник роботи д.т.н., проф., професор кафедри ІРТС Семенов А.О.

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом вищого навчального закладу від «17» 09.2024 р. №310.

2. Строк подання студентом роботи 09.12.2024р.

3. Вихідні дані до роботи: напруга живлення ± 5 В; напрацювання на відмову не менше – 10000 год.; умови експлуатації - лабораторне чи житлове приміщення; програма випуску – 150 шт.; габаритні розміри не більше 110×80×17; споживана потужність не більше – 1,5 Вт.

4. Зміст текстової частини: Вступ. Аналіз сучасного стану датчиків дотику введення інформації. Гібридні мультисенсорні механізми. Розробка сенсора дотику, здатного розпізнавати Дотик і навантаження на дотик. Дослідження характеристик мікроелектронного сенсорного пристрою для введення інформації. Економічна частина. Висновки. Список використаних джерел. Додатки.

5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): структурна схема пристрою; електрична схема пристрою; топологія друкованої плати ; встановлення елементів на друкованій платі; комп'ютерне моделювання теплових режимів роботи пристрою; результати моделювання часових характеристик сигналів; результати досліджень параметрів пристрою.

6. Консультанти розділів роботи

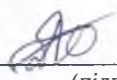
Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	виконання прийняв
Основна частина	професор каф. ІРТС, професор, д.т.н. Семенов А.О.		
Економічна частина	доцент каф. ЕПВМ, доцент, к.е.н., Кавецький В.В.		

7. Дата видачі завдання 16.09.2024 року

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1.	Вибір, узгодження та затвердження тем МКР на випусковій кафедрі.	02.09.2024-07.09.2024	
2.	Огляд та аналіз літературних джерел.	08.09.2024-16.09.2024	
3.	Затвердження тем по ВНТУ. Розробка завдання на МКР.	17.09.2024-30.09.2024	
4.	Попередня розробка основних розділів. Аналіз вирішення поставленої задачі. Розробка структурної схеми та технічних рішень.	01.10.2024-20.10.2024	
5.	Математичне моделювання та електричні розрахунки. Експериментальне дослідження.	21.10.2024-04.11.2024	
6.	Розробка ілюстративної частини МКР.	05.11.2024-15.11.2024	
7.	Економічна частина.	16.11.2024-25.11.2024	
8.	Оформлення пояснювальної записки та ілюстративної частини.	26.11.2024-01.12.2024	
9.	Нормоконтроль.	02.12.2024-09.12.2024	
10.	Попередній захист МКР, доопрацювання, рецензування МКР.	10.12.2024-11.12.2024	
11.	Захист МКР ЕК.	13.12.2024	

Студент


(підпис)

Скрипник О.А.

Керівник роботи


(підпис)

Семенов А.О.

АНОТАЦІЯ

УДК 621.317

Скрипник О. А. Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації.. Магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 176 Мікро- та наносистемна техніка, освітня програма - Мікро- та наносистемна техніка. – Вінниця: ВНТУ, 2024. – 110 с. На українській мові. Бібліогр.: 78 назв; Табл. 13; Рис. 23 .

У магістерській кваліфікаційній роботі представлено оновлений огляд останніх досягнень у цій галузі. У роботі розглянуто різні типи сенсорних пристроїв, їхні принципи роботи та класифікацію. Проведено огляд сучасних технологій і досягнень у сфері сенсорних систем, зокрема ємнісних, резистивних, оптичних та акустичних сенсорів. Визначено фізичні процеси, які лежать в основі перетворення сигналів, та охарактеризовано основні параметри чутливості й точності пристроїв. За допомогою спеціалізованого програмного забезпечення здійснено комп'ютерне моделювання роботи сенсорних систем. Отримано результати теоретичних розрахунків і математичного моделювання ефективності сенсорних пристроїв у різних сферах використання. Наведено теоретичні принципи різних типів датчиків дотику, включаючи резистивні, п'єзоелектричні та ємнісні датчики. Розглянуто традиційні та новітні гібридні матеріали та технології виготовлення гнучких сенсорів. Висвітлено різні варіанти застосування гнучких датчиків дотику, такі як електронний текстиль, електронна шкіра, електронний контроль та електронна охорона здоров'я. Також у магістерській кваліфікаційній роботі виконані розрахунки економічної частини.

Ключові слова: мікроелектронний сенсор, ємнісний сенсор, введення інформації, резистивний сенсор, перетворення сигналу, чутливість.

ABSTRACT

Skrypnyk O. A. Microelectronic sensor device for information input. Master's qualification work in the speciality 176 Micro- and nanosystems engineering, educational programme - Micro- and nanosystems engineering: VNTU, 2024. 110 p. In Ukrainian. Bibliography: 78 titles; Table 13; Fig. 23.

This master's thesis provides an updated overview of the latest developments in the field. The paper discusses various types of sensor devices, their operating principles and classification. An overview of modern technologies and achievements in the field of sensor systems, in particular capacitive, resistive, optical and acoustic sensors, is provided. The physical processes underlying signal conversion are defined, and the main parameters of sensitivity and accuracy of devices are characterised. Computer modelling of the sensor systems was carried out using specialised software. The results of theoretical calculations and mathematical modelling of the efficiency of sensor devices in various fields of application are obtained. The theoretical principles of various types of touch sensors, including resistive, piezoelectric and capacitive sensors, are presented. Traditional and newest hybrid materials and technologies for manufacturing flexible sensors are considered. Various applications of flexible touch sensors, such as e-textiles, e-leather, e-control and e-health, are covered. The master's thesis also includes calculations of the economic part.

Keywords: microelectronic sensor, capacitive sensor, information input, resistive sensor, signal conversion, sensitivity.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ДАТЧИКІВ ДОТИКУ	
ВВЕДЕННЯ ІНФОРМАЦІЇ.....	11
1.1 Загальні відомості про датчиках дотику для гнучких переносних пристроїв	11
1.2 Принципи роботи сенсорного датчика дотику	15
1.3 Ємнісні, резистивні, оптичні та акустичні сенсори.....	20
1.4 Застосування у смартфонах, планшетах, промисловості та медичних приладах.....	23
1.5 Висновки до розділу.....	25
2 ГІБРИДНІ МУЛЬТИСЕНСОРНІ МЕХАНІЗМИ.....	26
2.1 Двоосновний механізм інтеграції.....	26
2.2 Інтеграція за трьома принципами.....	29
2.3 Нанокompозитний матеріал для гнучких сенсорних датчиків.....	31
2.4 Технології виробництва	33
2.5 Висновки до розділу.....	36
3 РОЗРОБКА СЕНСОРА ДОТИКУ, ЗДАТНОГО РОЗПІЗНАВАТИ ДОТИК І НАВАНТАЖЕННЯ НА ДОТИК.....	37
3.1 Загальна характеристика сенсора дотику, здатного розпізнавати дотик і навантаження на дотик	37
3.2 Конструкція датчика дотику, здатного сприймати дотик і навантаження на дотик	38
3.3 Розроблення сенсорного датчика.....	42
3.4 Висновки до розділу.....	47
4 ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК МІКРОЕЛЕКТРОННОГО СЕНСОРНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ВВЕДЕННЯ ІНФОРМАЦІЇ.....	48
4.1 Аналіз схеми електричної принципової.....	48
4.2 Аналіз елементної бази пристрою	51

4.3 Моніторинг змінних драйверу STMTouch засобами STM-Studio	52
4.4 Визначення порогових значень	55
4.5 Результати експериментальної оцінки характеристик мікроелектронного сенсорного пристрою для введення інформації	57
4.6 Моделювання теплового режиму роботи пристрою	61
4.7 Висновки до розділу	64
5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	65
5.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки	65
5.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки	67
5.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи	69
5.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором	81
5.5 Висновки до розділу	85
ВИСНОВКИ	87
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	89
Додаток А (обов'язковий) Ілюстративна частина	98
Додаток Б (обов'язковий) Протокол перевірки кваліфікаційної роботи на наявність текстових запозичень	109

ВСТУП

Актуальність теми.

Стрімкий розвиток електронних технологій, а також розширення сфери їх використання вимагають спрощення взаємодії людина-машина [1,2]. Сьогодні самим сучасним рішенням проблеми людина-машина являється використання сенсорних пристроїв вводу інформації: сенсорні екрани, панелі [3,4].

Традиційними засобами вводу інформації в комп'ютер являються клавіатура (кнопки) і маніпулятори з роликівим вводом [5,6]. Використання цих пристроїв звично при роботі з офісними програмами, графікою, зображенням, а також для швидкого вводу тексту. Однак в деяких випадках використання цих засобів вводу інформації недоцільно, а іноді – неможливо [7,8]. Наприклад, виникають ситуації, коли до звичайного офісного комп'ютера потрібно підключити будь-яку дослідну апаратуру і проводити роботи в польових умовах, то необхідно захищати клавіатуру від пилі, попадання води і перепадів температури [9, 10]. В деяких випадках, наприклад в банкоматах та платіжних терміналах, потрібно лише трохи більше десятка клавіш. Більшість довідкових систем, встановлених на вокзалах, розраховані на роботу з некваліфікованими користувачами. Використання традиційної клавіатури в цьому випадку потребує від користувачів деяких знань [11, 12]. В іншому разі робота сповільнюється і використання довідкової системи стає незручним. Застосування сенсорного пристрою вводу інформації дозволить вирішити значну частину цих проблем [13, 14].

Багато сучасних інтерфейсів користувача засновані на дотику, і такі датчики широко використовуються в дисплеях, проектах Інтернету речей (IoT) і робототехніці [15, 16]. Від ламп до сенсорних екранів смартфонів, ці інтерфейси користувача можна знайти в низці програм. Однак традиційні сенсорні датчики є громіздкими, складними, негнучкими та складними для носіння пристроями, виготовленими з жорстких матеріалів. Сенсорний екран набуває все більшого значення завдяки тенденції поточної технології Інтернету

речей, яка гнучко та зручно використовується на шкірі чи одязі для впливу на різні аспекти людського життя [17, 18].

Аналіз останніх досліджень і сучасного стану.

Використання сенсорних екранів в якості комп'ютерного інтерфейсу стає в наш час широко поширеним явищем. Перевага сенсорної технології полягає в тому, що вона дозволяє виключити звичні засоби вводу інформації – маніпулятори та великоформатні клавіатури, забезпечуючи при цьому простий, інтуїтивно зрозумілий інтерфейс та зручну контекстну систему меню користувача [19-25]. Вибір необхідної функції системи забезпечується при торканні до відповідного зображення на екрані. Програмна реалізація будь-яких кнопок надає гнучкості інтерфейсу, можливість миттєвої адаптації до нових умов і змінюючій специфіці задач. Результат – менші габарити апаратури, більш проста взаємодія людина - машина. Обслуговуючому персоналу чи користувачу для роботи не потрібно володіти спеціальними знаннями і не потрібний довгий час навчання [26-30].

Розроблювальний сенсорний пристрій вводу інформації дозволяє без допомоги клавіатури переміщати курсор, натискати на кнопки, відкривати папки, запускати програми, вводити текст за допомогою екранної клавіатури.

Мета, об'єкт і предмет дослідження.

Метою даної роботи є комплексне дослідження загальних понять і принципів функціонування мікроелектронних сенсорних пристроїв, аналіз різних типів сенсорів для введення інформації, а також огляд їх застосування у різних галузях. Особливу увагу буде приділено перспективам розвитку сенсорних технологій, викликам, які стоять перед цією галуззю, та ролі новітніх досягнень у галузі мікроелектроніки й штучного інтелекту.

Об'єкт дослідження – процеси перетворення механічної дії дотику руки людини в електричний сигнал мікроелектронного сенсорного пристрою для введення інформації.

Предмет дослідження – параметри і характеристики мікроелектронного сенсорного пристрою для введення інформації.

Задачі дослідження

Для досягнення поставленої мети в роботі вирішені такі задачі:

1. Аналіз сучасного стану сенсорів дотику
2. Розробити структурну схему структурну схему мікроелектронного сенсорного пристрою для введення інформації.
3. Виконати електричні розрахунки і розробити електричну схему мікроелектронного сенсорного пристрою для введення інформації.
4. Отримати результати комп'ютерного дослідження мікроелектронного сенсорного пристрою для введення інформації.
5. Здійснити розрахунки економічної частини.

Методи дослідження

У роботі були використані елементи теорії інтегральної схемотехніки, теорію твердотілих активних напівпровідникових приладів.

Новизна одержаних результатів

Систематизована оновлена інформація про останні дослідження в області гнучких датчиків, які можна носити, з акцентом на датчиках дотику.

Публікації

За результатами магістерської кваліфікаційної роботи опубліковано 1 патент на корисну модель [31].

Обсяг і структура роботи

Магістерська кваліфікаційна робота складається зі вступу, шести розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків. Робота містить 13 таблиць, 23 рисунка та 78 літературних джерел.

1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ДАТЧИКІВ ДОТИКУ ВВЕДЕННЯ ІНФОРМАЦІЇ

1.1 Загальні відомості про датчиках дотику для гнучких переносних пристроїв

За останнє десятиліття прогрес у сфері штучного інтелекту (ШІ), датчиків і комунікаційних технологій значно покращив сенсори, які можна носити. Дослідження та розробка сенсорних технологій, що носяться, прискорюють розробку нових програм у сфері розваг, фітнесу та ігор, а також спеціалізованих програм у певних сферах, таких як оборона, охорона здоров'я та безпека. У 2020 році ринкова вартість носимих пристроїв становила 80 мільярдів доларів США, що втричі більше з 2014 року. прогнозується, що до 2025 року їхня ринкова вартість досягне 138 мільярдів доларів США [1]. У 2019 році розумні годинники та браслети мали сукупний ринок 51% серед пристроїв для носіння, якими користувалися споживачі, а до 2021 року очікується, що частка ринку навушників становитиме 48%. Навпаки, браслети та розумні годинники мали загальну частку ринку. частка ринку 37%. Найвідомішими носіями є навушники, частка ринку яких становила 48% у 2019 році, за ними йдуть розумні годинники та браслети із загальною часткою 37% у 2020 році. Навушники домінуватимуть на ринку з 48%, за ними слідуватимуть розумні годинники та браслети із сумарною часткою 37% (рис. 1.1) [2].

За останні кілька років після появи Apple AirPods у 2016 році кількість навушників, зокрема справжніх бездротових стереопристроїв, виросла з дуже малої до великої частки на ринку навушників; їхня популярність також експоненціально зросла під час поточної пандемії коронавірусної хвороби (COVID-19) [2], спричиненої важким гострим респіраторним синдромом коронавірусу 2 (SARS-CoV-2), тому що багато людей у всьому світі навчаються та працюють у своїх місцях проживання. Пандемія призвела до активного інтересу до дослідження та розробки багаторазових розумних масок, які

можуть виявляти SARS-CoV-2 і самостерилізуватися [3, 4].

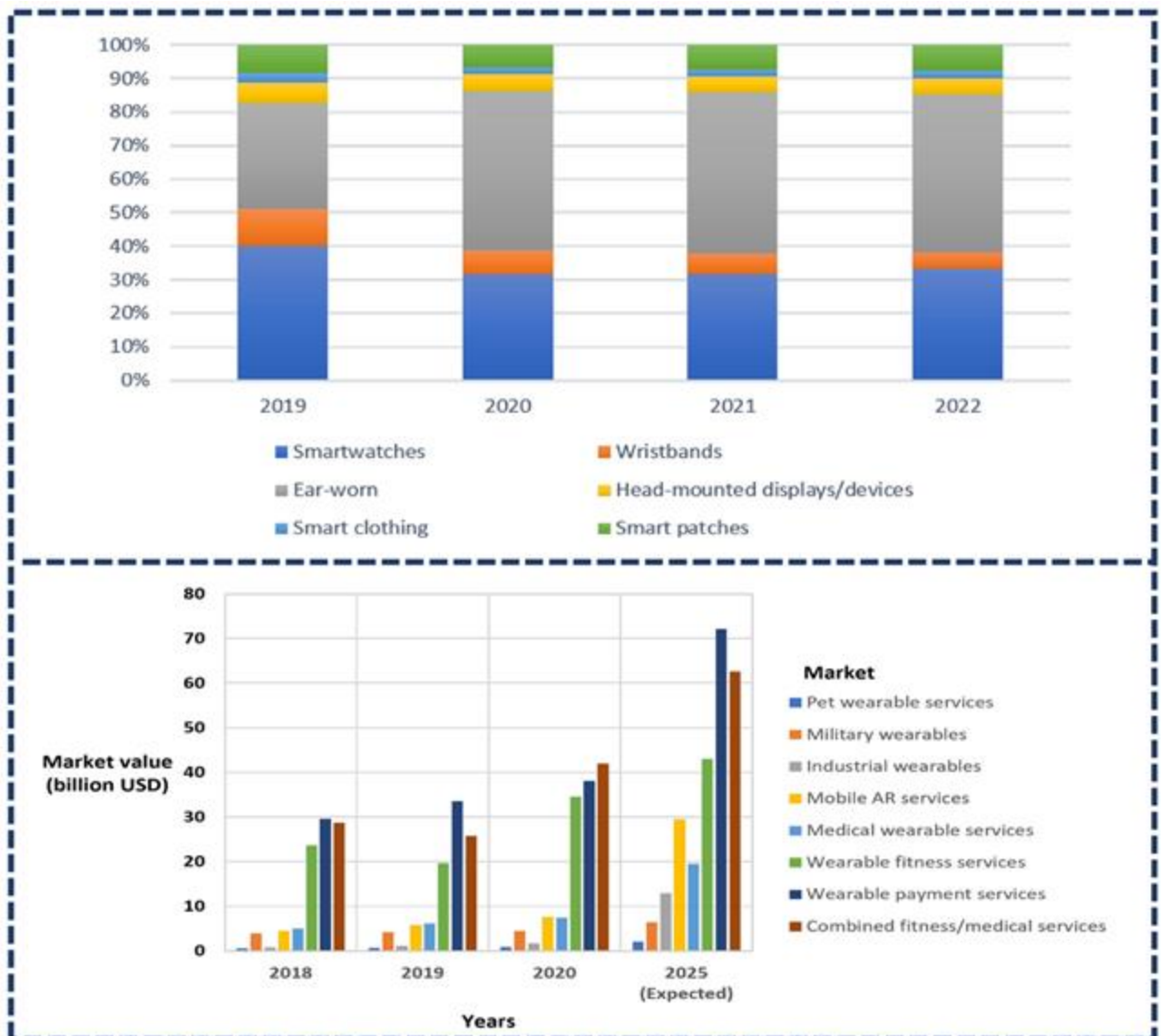


Рисунок 1.1 - Частка світового ринку носимих пристроїв для споживачів у 2019–2022 рр. (а); зображення ринкової вартості носимих послуг (б).

Відтворено з роботи [2]

Окрім пандемії COVID-19, інші споживчі носимі технології також постраждали в таких сферах, як відстеження контактів, відстеження пацієнтів, дистанційне спостереження за пацієнтами та системи мобільних платежів [5, 6]. У 2020 році на ринку сенсорних пристроїв, що носяться, домінували послуги, пов'язані з медициною та фітнесом. Ринок носимих пристроїв також процвітає в інших сегментах, таких як розваги чи ігри, промислові носимі пристрої, оборона та безпека (таблиця 1.1).

Таблиця 1.1 - Носимі технології класифіковані за їх можливостями, властивостями та сферами застосування

S.no.	Тип	Можливості	Властивості	Додатки
1.	Розумний годинник	- Відображає інформацію - Навігація - Відстеження фітнесу - Оплата - спілкування	- Інтерфейси голосового та сенсорного керування - Низька робоча потужність	- Маркетинг, страхування - Бізнес, адміністрація - Освіта - Професійний спорт, тренування - Інформаційно-розважальна система
2.	Фітнес трекер	- Відстеження активності - Фізіологічне здоров'я - Навігація - Монітор серцевого ритму	- Висока точність - Легкий - Водостійкий - Бездротовий зв'язок	- Фітнес - Професійний спорт - Охорона здоров'я - Спорт на відкритому повітрі/залі
3.	Розумні окуляри	- Візуалізація - спілкування - Мовний переклад - Узгодження завдань	- Пристроєм можна керувати, торкаючись екрана, розмовляючи, потискаючи руку або рухаючи головою - Низька робоча потужність - Забезпечте прямий доступ до звуку	- Хірургія - Логістика - Космонавтика та оборона - Інформаційно-розважальна система - Освіта
4.	Камера, яку можна носити	- Пряма трансляція - Знімає фото та відео в реальному часі	- Менші розміри - Нічне бачення	- Захист - Освіта - Промисловість - Фітнес
5.	Розумний одяг	- Відстеження щоденної активності, пульсу, температури та положення тіла - Охолодження або нагрівання тіла	- Немає візуальної взаємодії з користувачем через дисплей або екран - Дані отримуються датчиками та виконавчими механізмами тіла	- Логістика - Ліки - Професійний спорт і фітнес - військовий
6.	Носимий медичний пристрій	- Фізіологічні розлади - Серцево-судинні захворювання - Хірургія - Хронічні захворювання (наприклад, цукровий діабет) - дерматології - нейронаука - Реабілітація	- Фізіологічний трекінг - Управління болем - Моніторинг сну - Моніторинг рівня глюкози - Моніторинг мозкової діяльності	- Серцево-судинна медицина - Фітнес - Психіатрія - Хірургія - Онкологія - дерматології - Респірологія

Очікується, що до 2025 року ринок платіжних послуг носимих пристроїв

зросте приблизно на 10 мільярдів доларів США (приблизно 72 мільярди доларів США до 2025 року), порівняно з загальним ринком носимих пристроїв для фітнесу та медицини [2]. Комунікація ближнього поля (NFC) є однією з технологій, які розширили ринок платіжних пристроїв, що носяться. Стандарти фінансових платежів підтримуються в смартфонах, а NFC найближчим часом буде включено в смарт-годинники, браслети для фітнесу та інші пристрої [7].

Носимі пристрої для здоров'я людини викликають інтенсивний інтерес, оскільки вони є невід'ємною частиною штучного інтелекту та Інтернету речей, а комерційні носимі пристрої, які відстежують сигнали людського тіла, такі як Mi Band, Apple Watch та багато інших, продовжують впроваджуватися [2]. Звичайні датчики, які зазвичай виготовляються з твердих матеріалів (металів або напівпровідників), є жорсткими, негнучкими та їх важко носити. Навпаки, гнучкі датчики мають переваги перед звичайними жорсткими пристроями. Ці датчики нетоксичні та легкі, їх можна зручно носити на тілі [8, 9].

Дослідники в усьому світі нещодавно почали звертати увагу на гнучкі датчики дотику як компонент гнучких датчиків, які можна носити. Було повідомлено про кілька досліджень із використанням гнучких датчиків для моніторингу здоров'я пацієнтів [10, 11] і виявлення руху людини [12, 13], а також досліджень, у яких гнучкі датчики були вбудовані в електронні оболонки [14, 15].

У цьому короткому огляді висвітлюються останні досягнення в області гнучких датчиків, наголошуючи на датчиках, вбудованих в одяг або які носяться безпосередньо на шкірі для різноманітних застосувань. Акцент зроблено на подіях, про які повідомлялося протягом останніх кількох років, як показано на рисунку 1.2.

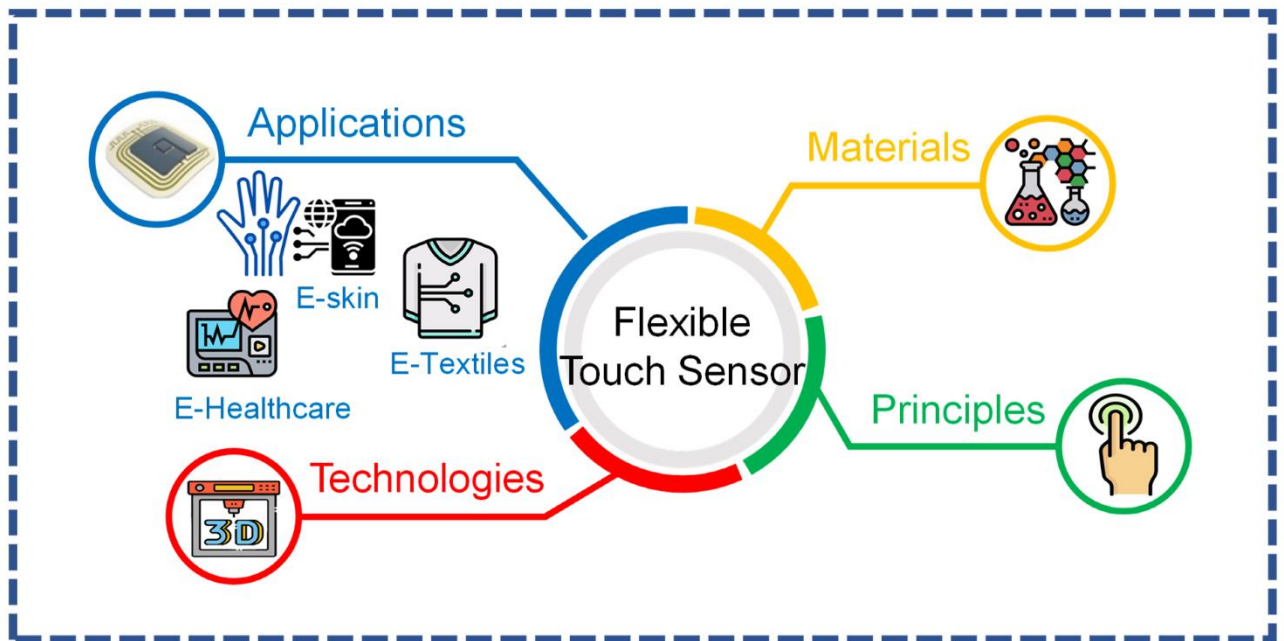


Рисунок 1.2 – Огляд гнучких сенсорних датчиків

1.2 Принципи роботи сенсорного датчика дотику

Існує три типи сенсорних дій: дотик, рух і тиск. Відстань, на якій виконуються дії, розрізняє дотик і рух кінчика пальця, а рівень тиску кінчика пальця забезпечує третю дію сприйняття. Звичайний дотик відбувається, коли палець знаходиться на нульовій відстані від датчиків і не застосовується жодна сила. Зі збільшенням тиску величина сили збільшується (розпізнавання тиску). Датчики, які виявляють рух, можуть використовувати комбінацію кількох точок чутливості або датчиків наближення (поточна відстань перевищує нуль). У цьому огляді досліджуються рухи дотику, коли відстань між пальцем і датчиками дорівнює нулю, а тиск становить менше 10 кПа. У таблиці 1.2 наведено кілька типів датчиків дотику, які порівнюються на основі їх матеріалів, електричних або механічних характеристик, принципів роботи та товщини датчика.

Таблиця 1.2 - Підсумок різних датчиків і сенсорних систем з точки зору електричних і механічних характеристик.

S.No	матеріал	Принцип	Час відгуку	Чутливість (кПа ⁻¹)	Товщина	Робочий діапазон	посилання
1.	Одношаровий іонний гель, мідний електрод	Ємнісна	<1 с	2,266	>200 мкм	1–25 кПа	[16]
2.	PDMS, SWNTs, Si, PET	Резистивний	20 мс	1	~900 мкм	0,1–100 кПа	[12]
3.	Au/PET, PDMS	Ємнісна	70 мс	0,42	100 мкм	1–9 кПа	[1]
4.	Папір, УНТ, срібна паста	Резистивний	30 мс	2,56–5,67	>1 мм	0–20 кПа	[17]
5.	Мікроструктури, ITO-PET, PDMS, CNFs	Резистивний	20–50 мс	3.6	>1,5 мм	0–2 кПа	[18]
6.	Напівсферичні мікроструктури, Au, PDMS, Ag Paste	Резистивний	26 мс	196	—	0–100 кПа	[19]
7.	Пірамідні мікроструктури, PDMS, Au/Cr, PPy/PDMS,	Резистивний	50 мкс	>200	—	0,1–1000 Па	[20]
8.	PDMS, фіброін шовку, AgNW,	Трибоелектричний	7 мс	—	0,12 мм	Вихід ~90 В, 8–22 кПа	[21]
9.	BCZT, PDMS частинки	П'єзоелектричний	—	0,55	0,5 мм	Вихід 28,8 В, 50–1000 кПа	[22]
10.	Акрилатні полімери, УНТ, тканини з нікелевим покриттям	Мультич/резистивний	24 мс	14.4		0–15 кПа	[23]
11.	Метал–ізолятор–метал (MIM), графеновий польовий транзистор (GFET)	П'єзоелектричний	—	0,00455	—	23,54–94,18 кПа	[24]
12.	ПДМС, графіт (олівець), папір	Мультич/ємнісний	>200 мс	0,62	>250 мкм	0,5–10 кПа	[25]

1.2.1 Ємнісні сенсорні датчики

Технології ємнісних датчиків можна загалом розділити на дві основні категорії: технології взаємної ємності та самоємнісні технології [16]. Для системи з власною ємністю ємнісні зміни вимірюються відносно землі. Він працює на основі моделі паралельного шару, де електрод і дно (або палець користувача) діють як два шари конденсатора. Оскільки ємність додається з кожним «дотиком», ємність на електроді самоємнісної системи збільшується [26]. Навпаки, будь-яку навмисну або ненавмисну ємність між двома «об'єктами, що утримують заряд», можна назвати взаємною ємністю [27]. Взаємна ємність між пересічними елементами стовпців і рядків може бути навмисно створена за допомогою датчиків дотику проектованої ємності. За допомогою такої системної електроніки одне сканування може виявити кілька дотиків шляхом вимірювання кожного вузла (перетину) окремо. Вимірювання поверхневої ємності використовується деякими сенсорними пристроями для визначення людського тіла (пальця). До датчика торкається палець, динамічно утворюючи конденсатор [28].

Завдяки міцним і механічно простим ємнісним елементам такі ємнісні датчики дотику можуть працювати в широкому діапазоні тисків і температур. Ці конденсатори за своєю природою є малопотужними, демонструють малий гістерезис і підходять для бездротових застосувань через відсутність постійного струму (DC), що протікає через конденсатор. Однак, поруч із електронними пристроями, такі датчики мають недоліки, пов'язані з їх нелінійністю та паразитною ємністю.

1.2.2 Резистивні сенсорні датчики

Резистивні сенсорні датчики реагують на тиск [29]. Ці датчики складаються з кількох шарів, причому найбільш критичний шар утворений двома електродами, розділеними іншим шаром із поганою провідністю. При цьому легкий тиск в результаті контакту може переважно змінити опір. Окрім пальця, ці датчики також можуть сприймати інші подразники, наприклад

стилус. Резистивні датчики дотику були першими використовуваними датчиками, перевагами яких були низька вартість, швидкий відгук, лінійний вихід і висока довговічність. Однак такі датчики вимагають живлення, що робить їх непридатними для носимих систем (тобто систем з низьким енергоспоживанням) [12].

П'єзореzystивні матеріали, такі як метали або напівпровідники, можуть використовуватися в цих датчиках. Під час застосування механічного впливу ці матеріали виявляють зміну електричного опору (тобто зміну відстані між зарядженими частинками). Продуктивність таких датчиків може бути значно покращена шляхом реалізації геометричних мікроструктур, таких як стовпи, піраміди та півкулі [19]. Через нерівномірність розподілу напружень пірамідна структура є найбільш широко використовуваною мікроструктурою. Наконечники пірамідних структур, як правило, чинять більший тиск, ніж інші структури, через їх більшу механічну деформацію та чутливість [30, 31].

1.2.3 П'єзоелектричні та тирбоелектричні датчики дотику

П'єзоелектричні матеріали перетворюють деформацію в електричну енергію, уможливаючи розробку п'єзоелектричного датчика [22]. Застосування легкого механічного тиску (легкого дотику) до так званого п'єзоелектричного матеріалу призводить до поділу електричних зарядів через електричні дипольні моменти, що створює електричну напругу. Коли зовнішня сила припиняється, явище поляризації зникає. Виявляючи зміну електричного сигналу, його можна використовувати для визначення тиску. Розпізнавання тиску може бути досягнуто шляхом виявлення зміни електричного сигналу. Деякі з широко використовуваних п'єзоелектричних матеріалів - це BaTiO_3 , PZT, ZnO , PVDF, PbTiO_3 і поліпропілен (PP) [31]. Ефективність п'єзоелектричного датчика може погіршитися в результаті розтріскування через тиск, який прикладається до традиційних п'єзоелектричних матеріалів, щоб подолати проблему тріщин і отворів. Ян та ін. синтезували композит PDA@BTO/PVDF шляхом введення полідопаміну (PDA) як агента модифікації

поверхні до титанату барію (BaTiO_3 , BTO), з подальшим їх змішуванням з матрицею полі(вініліденфториду) (PVDF) [32]. П'єзоелектричні датчики зазвичай використовуються для виявлення різних сигналів людського тіла, включаючи дихальні моделі, сигнали пульсу або запис рухів пальців [33], а також для отримання сигналів частоти серцевих скорочень [33].

1.2.4 Трибоелектричні датчики дотику

Трибоелектричні датчики (або контактна електрифікація) використовуються в трибоелектричному наногенераторі (TENG) [21, 34], де фізичний контакт (дотик) генерує потенційний електричний сигнал без залежності від зовнішнього джерела живлення.

Основу трибоелектричних сенсорів складають трибоелектричні наногенератори (TENG). Індуктивні заряди генеруються на шарах тертя TENG під дією зовнішніх сил через різницю спорідненості до електронів. Після зняття зовнішньої сили між електродами починає протікати струм в результаті утворення внутрішнього потенціалу. Крім того, поточні сигнали аналізуються для функції зондування. Датчики, які використовують електростатичну індукцію для виявлення рухів людини, стали доступними з моменту появи трибоелектричних наногенераторів у 2012 році [35]. Трибоелектричні наногенератори можуть перетворювати отримані сигнали рухів тіла в електричні імпульси, дозволяючи датчику функціонувати без необхідності зовнішнього живлення. Зазвичай використовуються як матеріали шару тертя, вони можуть легко втрачати або отримувати електрони, такі як PTFE, PDMS, PI, нейлон [36], мідь і срібло. У трибоелектричних датчиках для здоров'я людини останнім часом використовується ряд інноваційних функціональних матеріалів. Гідрогель, наприклад, зазвичай використовується для електродів у трибоелектричних датчиках, здатних виявляти довільні рухи тіла людини, такі як деформація та розтягнення. Датчики біонічної структури, виготовлені з використанням іонних рідин, можуть контролювати підводні рухи людського тіла, як показали Zou та ін. Текстильні датчики, які можна носити, зокрема, є

новою тенденцією у сприйнятті фізіологічних сигналів [37].

Датчики електронного текстилю та електронної шкіри використовують трибоелектричні та п'єзоелектричні ефекти. Повідомлялося про декілька досліджень щодо підвищення електричної потужності через дизайн схеми та матеріал, зменшення втрати потужності через нерегулярність сигналу або оптимізацію контактної поверхні. Однак погана динаміка, розтяжність і низька гнучкість обмежили їх практичне застосування. Сенсорні елементи в таких датчиках мають автономне живлення, міцність і малу потужність, що зумовлює їх основні переваги. Однак до їх істотних недоліків можна віднести складність і труднощі інтеграції в систему.

Наявність кількох контактів одночасно можна розпізнати поверхнею за допомогою технології, відомої як мультитач. Це в основному базується на масивах датчиків і дозволяє виконувати кілька жестів пальцями, наприклад проведення, збільшення/зменшення масштабу, прокручування та вибір. Резистивні, ємнісні, трибоелектричні або оптичні принципи можуть бути використані для виготовлення цих матриць датчиків. Проте кілька досліджень показали, що матриці ємнісних або резистивних датчиків найкраще підходять для мультисенсорних поверхонь [25, 38, 39].

1.3 Ємнісні, резистивні, оптичні та акустичні сенсори

Сенсорні пристрої є ключовими елементами в сучасних електронних системах, оскільки вони виконують функцію перетворення фізичних параметрів, таких як температура, тиск, освітлення або звукові хвилі, у електричні сигнали, які можуть бути використані для подальшої обробки та аналізу. Такий пристрій дозволяє забезпечити зворотний зв'язок між користувачем або навколишнім середовищем і електронною системою.

Сенсорний пристрій (або просто сенсор) — це електронний компонент або система, яка реагує на зовнішній вплив (наприклад, світло, звук, тепло або рух) і генерує електричний сигнал, що відповідає цьому впливу. Цей сигнал

може бути використаний для управління пристроєм або для передачі даних про параметри середовища.

Сенсори класифікуються за різними ознаками, зокрема за природою фізичного процесу, який вони вимірюють, за типом сигналу, який вони генерують, і за способом їх використання. Основні типи сенсорів включають:

1.Механічні сенсори. Ці сенсори реагують на зміни механічних величин, таких як тиск, прискорення або сила. Вони широко застосовуються в автомобільній промисловості, для вимірювання вібрацій, ударних навантажень і тиску в шинах.

2.Ємнісні сенсори. Ємнісні сенсори вимірюють зміни ємності між електродами, що може виникати через наближення об'єкта або зміни фізичних умов, таких як вологість чи тиск. Вони зазвичай використовуються в сенсорних екранах смартфонів та планшетів, оскільки реагують на дотик пальця.

3.Резистивні сенсори. Ці сенсори змінюють свій електричний опір у відповідь на фізичні зміни, такі як деформація, температура або сила. Один із прикладів резистивних сенсорів — це терморезистори, які змінюють свій опір у залежності від температури, що робить їх важливими в системах контролю клімату.

4.Оптичні сенсори. Оптичні сенсори працюють на основі змін у світлових хвилях. Вони використовують оптичні сигнали для виявлення об'єктів або змін у навколишньому середовищі, таких як зміни освітленості. Прикладом є фотодіоди, які перетворюють світло у струм і використовуються в камерах, лічильниках обертів та лазерних вимірювальних системах.

5.Акустичні сенсори. Акустичні або ультразвукові сенсори виявляють звукові хвилі, які зазвичай знаходяться за межами чутливості людського слуху (ультразвук). Вони використовуються для вимірювання відстані, розпізнавання об'єктів і в системах навігації роботів.

Сенсорні пристрої поділяють на категорії за принципом дії та призначенням. Серед датчиків найбільш поширені ємнісні, резистивні, оптичні та акустичні. Кожен із цих типів вирізняється своїми унікальними атрибутами

та особливим застосуванням.

Ємнісні датчики засновані на зміні ємності між електродами в результаті наближення об'єкта або фізичних умов, таких як вологість. Цей тип датчика надзвичайно чутливий і швидкий, що ідеально підходить для використання в смартфонах і планшетах, а також для визначення рівня рідини. Ємнісні датчики часто використовуються в системах контролю тиску в автомобільних шинах, а також у побутових приладах, таких як сучасна кухня.

Резистивні датчики є похідними від зміни електричного опору речовини в результаті зовнішніх сил, таких як тиск або температура. Вони зазвичай використовуються в сенсорних панелях, тиск на поверхню викликає зміну опору, що дозволяє розпізнати дотик. Інші застосування резистивних датчиків включають моніторинг життєво важливих показників, таких як температура тіла, а також регулювання процесів у промисловості.

Оптичні датчики використовують світло, щоб розпізнавати зміни в навколишньому середовищі. Вони можуть перетворювати світлові хвилі в електричні сигнали, що дозволяє їм оцінювати ступінь освітленості або розпізнавати об'єкти. Цей тип датчика має вирішальне значення для камер, камер безпеки та систем автоматичного керування світлом. Оптичні датчики часто використовуються в промисловості для оцінки якості продукції, а також у медичних пристроях для аналізу біологічних зразків.

Акустичні датчики, зокрема ультразвукові, засновані на випромінюванні та прийомі звукових хвиль. Вони визначають відстань до об'єкта, вимірюючи кількість часу, який потрібен звуковій хвилі для проходження до об'єкта, а потім назад. Ультразвукові датчики поширені в різних галузях промисловості: в автомобілебудуванні для систем паркування, в медичній діагностиці для верифікації пацієнтів, в побутовій техніці для автоматичного управління.

Кожен із цих типів датчиків має переваги та недоліки, які визначають їх ефективність у конкретних ситуаціях. Завдяки різноманітності технологій сучасні датчики здатні задовольнити вимоги вимірювання та контролю в різних сферах діяльності, включаючи побут і промисловість.

1.4 Застосування у смартфонах, планшетах, промисловості та медичних приладах

У мобільних телефонах і планшетах сенсорні інтерфейси є основним засобом введення інформації. Ємнісні датчики, розташовані в сенсорних екранах, полегшують взаємодію користувача з пристроєм за допомогою дотику, ця взаємодія характеризується високим ступенем чутливості та швидкості відгуку. Це полегшує навігацію меню, написання повідомлень та інші інтуїтивно зрозумілі та прості завдання. Інші стійкі датчики також можуть бути використані, особливо в моделях, які призначені для роботи в умовах високої вологості або в рукавичках, це робить їх універсальними. Оптичні датчики, такі як камери, здатні не тільки записувати зображення, але і розпізнавати об'єкти, це збільшує функціональність пристроїв. Це полегшує доступ до інформації, спілкування, роботу та розваги для користувачів. Зараз ці пристрої стали невід'ємною частиною повсякденного життя.

У виробництві датчики використовуються для спостереження, регулювання та автоматизації виробничих процесів. Ємнісні та резистивні датчики використовуються для регулювання якості продукції, вимірювання тиску, температури та вологості в процесі виробництва. Акустичні датчики полегшують виявлення перешкод і мають систему дистанційного контролю, що забезпечує безпеку співробітників. Для автоматичного сканування штрих-кодів використовуються оптичні датчики, що збільшує швидкість обробки товарів і підвищує ефективність логістичних процесів. Застосування датчиків у промисловості знижує витрати, підвищує продуктивність і забезпечує високу безпеку виробництва. Ці технології дозволяють компаніям реагувати на зміни у методах виробництва та зменшувати небезпеки.

У медичній техніці датчики відіграють важливу роль у забезпеченні точного моніторингу стану пацієнтів. Терморезистивні датчики використовуються для вимірювання температури тіла, а оптичні датчики здатні аналізувати біологічні зразки, наприклад, для визначення рівня цукру або

кисню в крові людини. Акустичні датчики, такі як ультразвук, полегшують неінвазивну оцінку органів і тканин. Це особливо важливо для раннього виявлення захворювань і оцінки ефективності лікування. Крім того, новітні технології, такі як переносні пристрої з вбудованими датчиками, дозволяють пацієнтам самостійно контролювати стан свого здоров'я вдома, що зменшує навантаження на медичні установи та покращує якість обслуговування.

У промисловому секторі сенсорні технології в поєднанні з ШІ використовуються для оптимізації процесів і зниження витрат. Передбачуване обслуговування — один із найяскравіших прикладів. Сенсори моніторять стан обладнання, збираючи дані про його роботу, а системи ШІ аналізують цю інформацію для прогнозування необхідності обслуговування або заміни компонентів. Це підходить для зменшення ризиків поломок, що, в свою чергу, підвищує продуктивність і ефективність виробництв.

У "розумних" містах та будинках сенсорні пристрої також грають важливу роль у підвищенні якості життя. Наприклад, системи, що використовують сенсори для моніторингу рівня освітлення, температури та енергоспоживання, можуть автоматично регулювати ці параметри для забезпечення комфорту та економії ресурсів. Алгоритми ШІ, які управляють цими системами, можуть адаптуватися до звичок мешканців, навчаючись на основі їхньої поведінки, що дозволяє значно підвищити ефективність використання енергії та комфорту.

Незважаючи на численні переваги, інтеграція сенсорних технологій і штучного інтелекту супроводжується певними викликами. Одним із них є потреба в значних обчислювальних ресурсах для обробки даних у реальному часі. Це може бути дорогим і вимагати потужних обчислювальних платформ, які не завжди доступні для невеликих підприємств або стартапів.

Крім того, для успішної роботи алгоритмів машинного навчання необхідні великі обсяги якісних даних. Це викликає питання щодо приватності та безпеки даних, оскільки збір і зберігання особистої інформації користувачів можуть стати об'єктом кібератак. Тому важливо впроваджувати ефективні

системи захисту даних, які б гарантували безпеку особистої інформації та конфіденційність користувачів.

Також не можна забувати про етичні аспекти використання ІІІ. Важливо, щоб системи, які приймають рішення на основі алгоритмів, діяли прозоро і справедливо. Це особливо важливо в таких критичних сферах, як охорона здоров'я або правоохоронні органи, де рішення можуть мати серйозні наслідки для людей.

1.5 Висновки до розділу

У результаті такі пристрої, як ємнісні, резистивні, оптичні та акустичні датчики, зазвичай використовуються в різних областях. Їх інтеграція в смартфони, планшети, промислові пристрої та медичні пристрої не тільки підвищує практичність та ефективність технологій, але й створює більш комфортне та безпечне життя. Через постійну еволюцію датчиків ми можемо очікувати нових можливостей і вдосконалень у цих областях у майбутньому. Ці інновації можуть мати значний вплив на те, як ми взаємодіємо з навколишнім світом, це призведе до нових можливостей для досліджень і розробок.

2 ГІБРИДНІ МУЛЬТИСЕНСОРНІ МЕХАНІЗМИ

Багатофункціональний сенсорний гібридний механізм є важливим інструментом для підвищення чутливості носимих пристроїв. Гібридний механізм передбачає інтеграційні механізми, засновані на двох або більше принципах. Однак у цьому розділі обговорюються механізми гібридного принципу для різних застосувань.

2.1 Двоосновний механізм інтеграції

Датчик, який можна носити, заснований на механізмі з одним принципом, не здатний виявляти кілька функцій і не може відповідати вимогам для багатофункціонального виявлення. Тому необхідно розробити гібридні механізми для виявлення багатьох властивостей і створення багатофункціональних датчиків.

Двоосновні механізми складаються з різних інтегрованих механізмів, таких як трибоелектричні-п'єзоелектричні механізми або ємнісно-п'єзоелектричні механізми. Ці механізми з двома принципами широко використовуються в носимих пристроях. Тан та ін. продемонстрував робочий механізм, заснований на одночасних трибоелектричних і п'єзоелектричних механізмах у самогенерованих сенсорах з живленням [40]. Тут механізми двох принципів діють у різних напрямках, оскільки трибоелектричні компоненти складаються з чотирьох робочих електродів, які працюють у площині xy , тоді як п'єзоелектричний елемент працює в площині z . Конструкцію механізму показано на рис. 2.1(a). Ця інтеграція показала широку застосовність у взаємодії людини з машиною та інших переносних електронних пристроях [40].

Інший компонент, заснований на механізмах трибоелектричної та резистивної інтеграції, був досліджений для виявлення жестів руху протеза або роботизованого руху та людського тіла [33]. На основі відмінностей у діяльності цих інтегративних начал виявляються статичні та динамічні жести. У

випадку статичних жестів відповідь вимірюється площею провідного шару. Зменшення площі провідного шару призводить до збільшення опору. Навпаки, у разі виявлення динамічних рухів трибоелектричний компонент функціонує як наногенератор, щоб допомогти відчувати різні рухи. Такі пристрої можна використовувати як розумну шкіру для виконання та відстеження інших дій частин людського тіла. З розробкою нових матеріалів інші автори повідомили про подібні роботи в області носимих пристроїв. Чен та ін. [41] розробили полідиметилсилоксан (CNT-PDMS) на основі вуглецевих нанотрубок і використовували його як матеріал робочого електрода в пристроях для відстеження пальців. Вони використовували різні типи CNT-PDMS (двоспіральні та пористі) як електроди, а субстратами були відбитки пальців, епідерміс і дерма; Таким чином, CNT-PDMS може бути використаний для створення цілого набору датчиків електронної шкіри. Як показано на малюнку 3б, механізм заснований на зміні напруги через ефект трибоелектризації, який використовується для визначення ковзаючого руху. Крім того, можливе визначення тиску через зміну опору [41].

У роботі [42] автори повідомили про використання PDMS у поєднанні з технічним вуглецем (CB)/термопластичним поліуретаном (TPU). Їхній гібридний пристрій був трибоелектрично-п'єзорезистивним датчиком, який легко відчував і ідентифікував режими різних боксерських ударів.

У роботі [43] запропоновано використовувати комбінацію п'єзоелектричних і резистивних гібридних механізмів для створення розумної шкіри. Використаними матеріалами були мікрокупольні структури з полівінілідендифториду (PVDF) і відновленого оксиду графену (r-GO). Гібридна система PVDF-rGO показала як п'єзоелектричні, так і резистивні властивості, що дозволило їй легко сприймати статичний і динамічний тиск і температуру [43]. У літературі повідомлялося про широкі дослідження механізмів гібридної інтеграції, що включають ємнісні та резистивні режими. Чен та ін. [44] використовував стандартний комплементарний процес металоксидних напівпровідників (CMOS) компанії Taiwan Semiconductor

Manufacturing Company (TSMC) для розробки датчика тактильної сили, який складається з ємнісних мембран і п'єзореzystивних мостів, які можуть сприймати силу у вертикальному напрямку та силу зсуву відповідно. У роботі [45] автори розробили першу електронну шкіру, яка може одночасно виявляти тиск, деформацію, вигин і бічну деформацію. Цей розроблений матеріал також може збирати енергію за допомогою зовнішніх подразників, створюючи пристрої з автономним живленням і максимізуючи його застосування в різних носимих та інших пристроях. Архітектура запропонованого датчика показана на рис. 2.1(г).

Крім того, інтегративні аспекти ємнісних і п'єзореzystивних ефектів також є корисними для створення гнучкого датчика, який може виявляти як дотик, так і тиск, як повідомляють автори роботи [46]. На рис. 2.1(д) показано сендвіч-структуру, в якій зміна ємності, спричинена зміною струму, зрештою, буде корисною для виявлення зовнішнього дотику. Навпаки, зміна п'єзоопору електрода, спричинена зменшенням струму, дозволить виявити тиск. Завдяки цим важливим властивостям ці матеріали можна широко інтегрувати в розтягуються сенсорні панелі та інші носимі пристрої [46].

Автори [47] повідомили про термоелектричний та п'єзоелектричний механізм на основі композитів органічних та термоелектричних матеріалів, таких як PVDF та поліанілін відповідно [47]. Ці композити використовувалися в гнучких датчиках на основі композитів, які могли одночасно виявляти тактильний рух і температуру незалежно один від одного. Ці датчики продемонстрували значно покращене сприйняття різних рухів. Оскільки п'єзоелектричні матеріали також мають певні піроелектричні властивості, різні автори повідомляють про використання багатофункціональних датчиків, які демонструють ці властивості. Чен та ін. продемонстрували гнучкий датчик на основі полімерної підкладки, який може легко сприймати температурні та акустичні сигнали [48].

Таким чином, гібридні датчики з різними сенсорними механізмами забезпечують чудові можливості для мініатюризації та багатофункціональності.

Подальше вивчення цих аспектів буде в центрі уваги майбутніх досліджень.

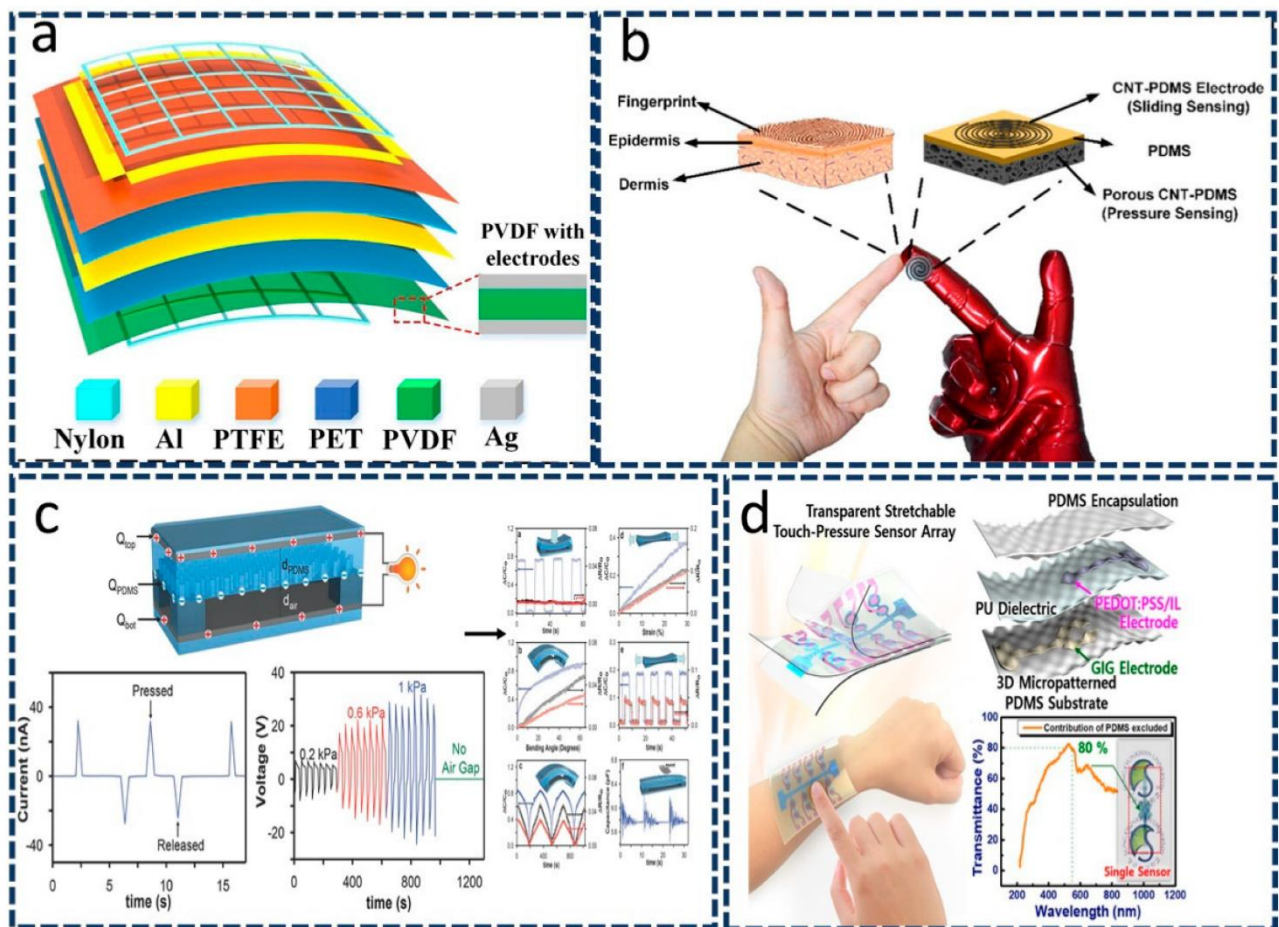


Рисунок 2.1 – Двопринципові інтегровані переносні датчики. (а) Інтегрований трибоелектричний-п'єзоелектричний сенсор з автономним живленням. Відтворено з дозволу Elsevier (2021) [40]. (b) Порівняльна діаграма кінчика пальця та електронної шкіри. Відтворено з дозволу Elsevier (2017) [41]. (c) Електронна шкіра може не тільки відчувати напругу, тиск і згинання, але також виявляти бічну деформацію. Відтворено з дозволу Wiley (2014) [45]. (d) Завдяки ємнісним і п'єзореzystивним ефектам прозорого гнучкого датчика можна виявити дотик і тиск. Відтворено з дозволу Springer Nature (2019) [46]

2.2 Інтеграція за трьома принципами

Гібридизація із залученням трьох механізмів інтеграції відіграватиме величезну роль у майбутніх переносних пристроях для використання в широких сферах застосування, таких як інтерфейс людина–машина, розумні

роботи та переносна електроніка. Для подальшого покращення продуктивності сенсорних матеріалів важливо вводити різні механічні параметри в сенсорні механізми, щоб розширити їх застосування в носимих та інших пристроях. Різноманітні полімерні матеріали, такі як PVDF, PDMS, PET, поліуретан (PU), поліпропілен (PP) та інші наноматеріали, необхідні для покращення характеристик розтріскування матеріалів, що піддаються великим тискам або змінам температури, що вимагає інтеграції більше ніж один механізм для підвищення здатності сприйняття розроблених матеріалів. Чжао та ін. [49], наприклад, розробив високоефективні датчики, поєднавши три ефекти: трибоелектрику, п'єзореzystивність і п'єзоелектрику. Вони виготовили наноплівку з карбонізованого поліакрилонітрилу/титанату барію (PAN-C/BTO), використовуючи метод електроспінінгу (рис. 2.2,а). Отримані наноплівки можуть незалежно й одночасно виявляти тиск і кривизну з високою та підвищеною чутливістю. Ці датчики можна використовувати різноманітно для виявлення рухів людини, таких як постукування пальцями та ковтання. Кім та ін. [50] повідомили про використання ємнісних, резистивних і трибоелектричних ефектів для створення датчика з автономним живленням. На малюнку 4b пояснюється, що зміна ємності може бути використана для визначення вертикальної сили, тоді як зміна опору дозволяє вимірювати поперечну деформацію. Коли відбуваються ці зміни, срібні нитки всередині стіни труться одна об одну, що генерує енергію. Три інтеграційних механізми, разом із здатністю самостійно генерувати енергію, будуть надзвичайно корисними при розробці портативних і носимих пристроїв [50].

Потрійні механізми, що включають п'єзоелектричні, трибоелектричні та піроелектричні ефекти, були описані Wang та ін. [51]. Ці три механізми призвели до розробки прозорого потрійного гібридного наногенератора. На рис. 2.2,в показані нанодроги PVDF у плівці PDMS, що використовується як трибоелектричний шар, а також п'єзоелектричний та піроелектричний шари, розроблені з використанням поляризованих PVDF та електродів на основі оксиду індію та олова відповідно [51]. Ці генератори виробляють різні форми

енергії, які можуть бути ефективно використані для роботи багатофункціональних переносних датчиків [33]. Підводячи підсумок, можна сказати, що гібридний механізм, що включає основну робочу структуру переносних пристроїв, відіграє важливу роль у наданні багатофункціональності та мініатюризації переносних пристроїв, дозволяючи розробляти точні та високонадійні датчики в переносних пристроях та інших комплектах виявлення для охорони здоров'я.

2.3 Нанокompозитний матеріал для гнучких сенсорних датчиків

Гнучкі датчики повинні бути виготовлені з легкого матеріалу, який є біосумісним, зручним і не викликає роздратування. Нанокompозитні матеріали здебільшого включають металеві тонкі плівки [52, 53], вуглецеві нанотрубки (ВНТ) [54, 55], металеві нанодропи (NW) [56], металеві наночастинки (NP) [57] та провідні полімери [58, 59]. Хороша електрохімічна активність, висока електропровідність і велика активна площа роблять NW, CNT і провідні полімери кращими виборами для датчиків. Крім того, композити NW/CNT можна покривати/друкувати безпосередньо на підкладці [60], щоб виготовити датчик із високою чутливістю, розтяжністю та довговічністю. Провідні полімери, такі як полі(3,4-етилендіокситіофен) (PEDOT), і особливо його комплекс з полі(стиролсульфонатом) (PEDOT:PSS), можуть бути синтезовані хімічним або електрохімічним осадженням [61] і демонструють високу провідність, добре пропускає світло, добре переробляється у воді та має високу гнучкість. Для масового виробництва датчиків провідні матеріали для друку є особливо вигідними, оскільки вони дозволяють друкувати майже всі частини датчика. Кілька металевих провідних чорнил виявилися перспективними через їх схильність диспергуватись у розчинниках і їх сумісність з різними технологіями друку. Чорнила та нанодропи на основі наночастинок Ag були широко вивчені як гнучкі електроди або провідники для поліетилену (PE) [61]. Однак чорнило на основі наночастинок Cu, яке є недорогим і має високу

провідність, привернуло особливу увагу [62]. Чорнило на основі вуглецевих наноматеріалів (наприклад, ВНТ і графену) також було показано, що вони придатні для друку та розтягування для гнучких сенсорів [63, 64]. Інтеграція нанодротів Ag (AgNWs) [65], ITO [66], графену [67], PDMS [68], CNT [68] і PEDOT:PSS [69] призвела до створення прозорих електродів, що розтягуються, придатних для певних сенсорних дисплеїв. і фотоелектричні програми. Виготовлення прозорих електродів/провідників стикається з серйозною проблемою в компромісному співвідношенні між гнучкістю, прозорістю та провідністю, яка залежить від концентрації провідного наповнювача [70]. Ця проблема особливо актуальна для сенсорних датчиків, таких як сенсорні екрани та датчики відбитків пальців.

Рідкі метали та рідкі іонні матеріали за своєю суттю є гнучкими. Іонні добавки можуть покращити провідність і розтяжність PEDOT:PSS, що призводить до високої провідності до 4100 См см^{-1} при 100% деформації, як продемонстрували Wang et al. [58], а також створення м'яких датчиків, які можуть виявляти як позитивний, так і негативний тиск від -60 до 20 кПа [71]. Рідкі метали, зокрема евтектичні сплави галію та індію, можна використовувати для виготовлення гнучких схем шляхом інтеграції рідких металів кімнатної температури (RTLМ) і водорозчинного полі(вінілового спирту) (PVA) через їх високу провідність і властиву розтяжність, і низький п'єзорезистивність. Таким чином, RTLМ і PVA можуть бути інтегровані в гнучкі схеми [72], асиметричні датчики сили можуть бути виготовлені з гідрофільних полімерних мереж [73], а м'які датчики можуть бути виготовлені за допомогою 3D-друкованого жорсткого мікро-виступу [74, 75]. У динамічних додатках рідкі компоненти створюють проблеми з надійністю. Відмінним рішенням буде заливка рідких металів в еластomers, наприклад ПВС.

Крім того, полімерна матриця в поєднанні з широким спектром нанонаповнювачів може виробляти різні полімерні нанокомпозити. Нанонаповнювачі можуть мати дво- або тривимірні структури, подібні до ВНТ або графену. Властивості ВНТ, такі як їх висока механічна міцність, високе

співвідношення сторін і видатні електричні властивості, роблять їх особливо перспективним матеріалом. УНТ можна вбудовувати в різні полімерні матриці для отримання матеріалів з різними властивостями. На жаль, високі ван-дер-ваальсові сили ВНТ змушують частинки прагнути до кластерів або агломерацій. Таким чином, розподіл ВНТ в полімерах сильно впливає на характеристики нанокомпозитів. Було докладено багато зусиль для досягнення однорідно диспергованих ВНТ у полімерній матриці. Це необхідно для виготовлення датчиків і створення основи для високої повторюваності. Було розроблено численні підходи для адаптації та покращення дисперсії ВНТ/полімерних композитів за допомогою змішування розчину, включаючи пряме змішування, полімеризацію на місці та обробку розплаву. Наприклад, волокно серцевина-оболонка (CSF) для переносних датчиків деформації було розроблено Tang et al. [76]. Волокно формується шляхом спільної екструзії з використанням Ecoglex (кремнієвий еластомер), який містить 2 мас.% MWCNT; чохли виготовлені з акуратного Ecoflex. Сенсор дуже розтягується, розтягується до 600%. Вони показали різні GF в різних областях розтягування, від $GF = -0,063$ (приблизно 25%) до $GF = 1378$ при 330% розтягування. Для вищої концентрації ВНТ (3%) датчик деформації показав $GF = -0,45$ (110% деформації) і досяг $GF = 153$ (60% розтягнення). Коли датчики були піддані квазіперехідному ступінчастому тесту (з деформацією до 100%), під час прискорення відбулося перевищення, а потім послідувала релаксація.

2.4 Технології виробництва

У поточних дослідженнях обертання, покриття, друк і перенесення є незамінними методами, які сильно впливають на електромеханічні та гнучкі властивості сенсорних датчиків, оскільки вони керують матеріалом і виробничим процесом, що використовується.

Нитки або поверхні можуть бути покриті електропровідними покриттями. У цьому контексті графенові нанопластинки та вуглецеві нановолокна,

пофарбовані вздовж обох боків гумового шматка, призводять до створення гнучких і розтяжних ємнісних датчиків дотику з низьким опором листа ($\sim 10 \Omega$ кв -1). Чен та ін. [8] розробили гнучкий датчик дотику, використовуючи індуковані електронами перпендикулярні графенові листи, імплантовані на пористі вуглецеві плівки (рис. 2.2,а). Ці листи показали високу чутливість ($0,13$ кПа -1 при тиску менше $0,1$ кПа і $4,41$ МПа -1 при тиску більше 10 кПа), а також швидкий час відгуку 66 мс, коли підкладка була $\sim 0,5$ мм Si.

Технології кондуктивного друку дозволяють виготовляти гнучкі датчики дотику за допомогою технології друку. Прозорий ємнісний датчик дотику, виготовлений за допомогою техніки струминного друку, було запропоновано для використання в окремо стоячих масивах наночастинок, виготовлених із наддисперсного полідофаміну з контрольованим поділом рядків (подібно до кроку), як показано на рис. 2.2,б. Було встановлено, що сенсорний датчик з автономним живленням на підкладці з поліетилентерефталату площею $10 \times 10 \text{ мм}^2$ і товщиною 380 мкм здатний живити діоди, живити пристрій або заряджати конденсатор. Це комбайн на основі паперу, надрукований трафаретним друком за допомогою сітки. Останнім часом дослідники приділили велику увагу технології 3D-друку через її високий потенціал комерціалізації, легкість інтеграції та можливості великомасштабного виробництва. Інн та ін. розробили нове покоління переносних датчиків на основі поліакриламідів з гідратованими солями та діакрилату поліетиленгліколю. Їх датчики демонструють високу чутливість ($0,84$ кПа -1) в діапазоні тиску від $0,5$ до 3 кПа. Технологія електропрядіння була використана для виготовлення надмалих волокон за допомогою електричних полів, що є ідеальним методом для виробництва м'яких прозорих металевих електродів. Наприклад, гнучкий і прозорий масив датчиків відбитків пальців, виготовлений за допомогою електроспінінгу, може визначати температуру шкіри та тактильний тиск (рис. 2.2,в). Підкладка на основі полііміду, використана в цьому методі, мала товщину 25 мкм. Kweon та ін. [89] також продемонстрували багатфункціональний датчик тиску на полімерній основі,

який складався з гібридної наноструктури, інтегрованої з наддовгими металевими нанодротоми та волокнами.

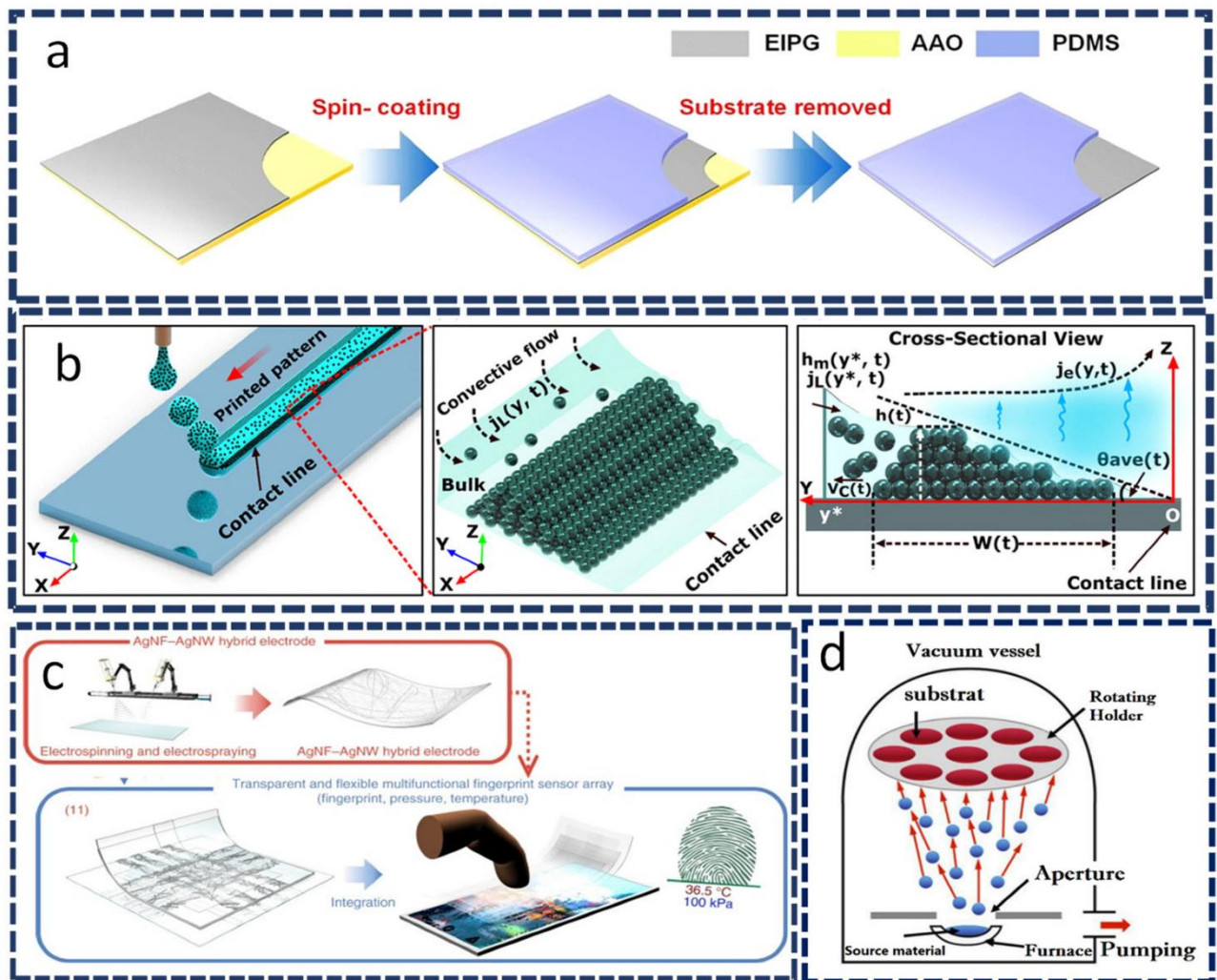


Рисунок 2.2 - Схеми: (а) Гнучкий електрод нанесено за допомогою спінінгового покриття перпендикулярним графеном, індукованим електронами.

(b) Керований струменевим друком процес самоскладання конвективних частинок на лінії контакту, керований випаровуванням. (c) Процеси електропрядіння та електронапилення гібридного електрода срібного нановолокна (AgNF)–срібного нанодроту (AgNW). (d) Покриття термічного випаровування. Відтворено з посилання [91].

Зокрема, методи 3D-електроформування та полімеризації з парового осадження використовувалися для виготовлення провідних оболонок і серцевинних полімерних нановолокон, що складаються з полі(вініліденфториду-ко-гексафторпропілену) і полі(3,4-

етилендіокситіофену) товщиною 1 мм. Цей датчик працює за принципом резистивного зондування зі значною чутливістю $\sim 13,5 \text{ кПа}^{-1}$. Крім того, гнучкі датчики можна виготовити шляхом перенесення провідного матеріалу на текстиль або силікон. Хоча ця технологія не є практичною, вона служить кроком, який можна використовувати для підтримки інших технологій [1]. Випаровування є ще одним важливим кроком у синтезі тонких плівок матеріалів, які використовуються в різних гнучких пристроях. Процес випаровування зазвичай включає два основні процеси: випаровування нагрітого вихідного матеріалу та конденсацію на підкладці (рис. 2.2,г). Як один приклад, Vieira et al. запропонував високотермочутливий термоелектричний тонкоплівковий сенсор на основі SnO_2 р-типу. Вони осадили плівку термоокислення товщиною 60–160 нм зі швидкістю 2 Å s^{-1} і тиском 2×10^{-5} мбар в атмосфері повітря протягом 3 годин при 250°C . Отримані тонкі плівки SnO_2 (60 нм) функціонували як датчик дотику з високою чутливістю ($V_{\text{сигнал}} = V_{\text{шум}} \approx 20$) і часом наростання менше 1 с.

2.5 Висновки до розділу

Мікроелектронні датчики мають вирішальне значення для сучасних технологій, вони збирають і обробляють інформацію про навколишнє середовище. Їх різноманітність, включаючи ємнісні, резистивні, оптичні та акустичні датчики, дозволяє адаптувати їх до конкретних вимог різних галузей, таких як медицина, промисловість і побутова електроніка. Основні принципи роботи цих пристроїв походять від фізичних процесів, які призводять до точного та чутливого вимірювання параметрів.

Можливості для розробки мікроелектронних датчиків є багатообіцяючими, але їх все ще потрібно об'єднати зі штучним інтелектом, щоб повністю використовувати. Однак ці можливості також пов'язані з проблемами безпеки даних і етичності використання. Використання сенсорних технологій позитивно впливає на якість життя, підвищує безпеку та покращує виробничі процеси, що призводить до зниження витрат та ризиків.

3 РОЗРОБКА СЕНСОРА ДОТИКУ, ЗДАТНОГО РОЗПІЗНАВАТИ ДОТИК І НАВАНТАЖЕННЯ НА ДОТИК

3.1 Загальна характеристика сенсора дотику, здатного розпізнавати дотик і навантаження на дотик

Сенсорний пристрій - це пристрій введення, який дозволяє користувачеві безпосередньо торкатися екрана для визначення положення та виконання функції. Завдяки зручності отримання різноманітної інформації за допомогою простих сенсорних операцій попит і ринок сенсорних екранів зростає, і вони використовуються як основний пристрій введення в різних пристроях з екраном.

Датчики дотику класифікуються на резистивні, ємнісні, ультразвукові та інфрачервоні типи на основі методу, яким вони керуються. Із розширенням ринку смартфонів ємнісні датчики дотику стають популярними [1-14] . Однак, виходячи з насиченості технології сенсорних екранів і ринку, користувачі все більше вимагають інших функцій, таких як натиск і тактильні відчуття , окрім дотику [15] . Незважаючи на те, що кілька дослідницьких інститутів вивчають розробку датчиків для визначення дотику та тиску, багато з них застосували непрозорі датчики або методи непрямого розпізнавання навантаження, що ускладнює застосування в смартфонах і планшетах [16, 17] .

Проблема полягає в тому, що через непрозорість сенсора, непрозорий сенсорний датчик не можна безпосередньо застосувати до тих мобільних пристроїв, які мають екран дисплея. Якщо використовується непрозорий датчик дотику, його потрібно прикріпити до нижньої частини екрана дисплея. У цьому випадку дотик і навантаження від дотику повинні передаватися через екран дисплея, тому це практично важко застосувати. Крім того, у випадку методу непрямого розпізнавання навантаження, який колись використовувався на iPhone 6s, сенсорний екран, який розпізнає положення дотику, і датчик тиску, який розпізнає навантаження, розташовані окремо та незалежно. Крім того,

датчик непрямого розпізнавання дотику має недолік, який полягає в тому, що ступінь чутливості датчика нижчий, ніж у датчика прямого типу, який безпосередньо розпізнає навантаження, оскільки навантаження сприймається через окреме середовище, таке як дисплей. Що ще важливіше, важко досягти мультисилового зондування. Тобто, оскільки відповідні навантаження мультидотику поєднуються з однією силою в цілому після проходження через середовище, таке як дисплей, мультисилове визначення не може бути виконано.

Метою є розроблення та дослідження прозорого датчика дотику, що здатний одночасно сприймати положення дотику та навантаження від дотику, тобто мультидотик і багатосиловий. Крім того, динамічні характеристики навантаження від дотику оцінюються за допомогою системи застосування навантаження.

3.2 Конструкція датчика дотику, здатного сприймати дотик і навантаження на дотик

Як правило, ємнісний датчик дотику складається з двох шарів електродів, один для подачі електричного сигналу, а інший для сприйняття сигналу дотику. Два шари електродів нанесені на окремий шар, щоб утворити постійну взаємну ємність між двома електродами, а положення дотику розпізнається шляхом визначення змін ємності внаслідок операцій дотику. У цій статті ми пропонуємо чутливий до дотику датчик, що складається з верхньої та нижньої прозорих електродних підкладок; між двома електродами утворюється прозорий еластичний шар для сприйняття навантаження при дотику. Прозорий електрод, здатний розпізнавати дотик і навантаження від дотику, нанесено на верхній і нижній прозорі електроди, і цей прозорий еластичний шар сприймає зміни відстані через навантаження дотику для розпізнавання величини навантаження. На рис. 3.1 зображено концептуальну схему верхнього та нижнього прозорих електродів і принцип руху сенсорного датчика, який здатний розпізнавати дотик і навантаження.

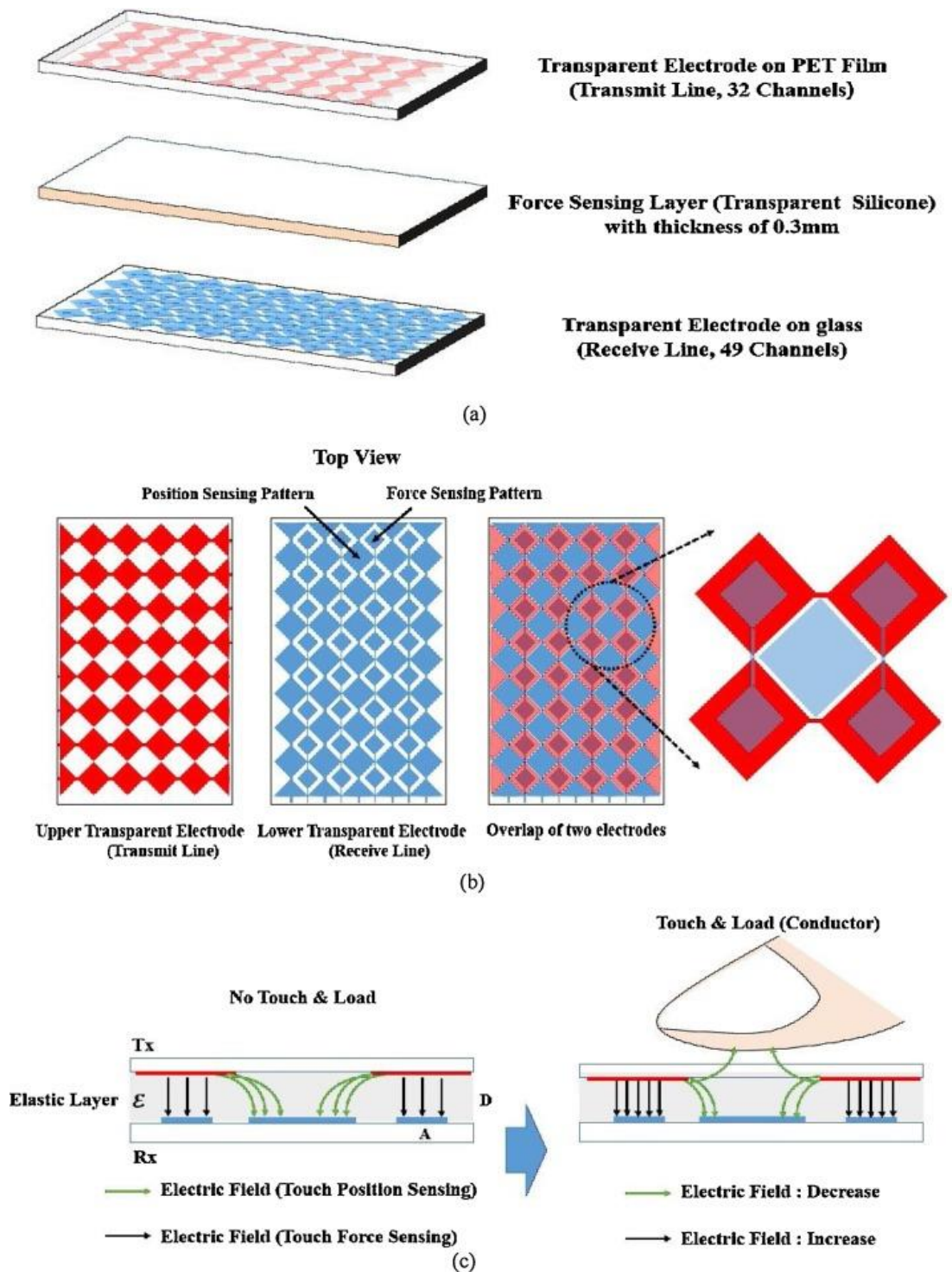


Рисунок 3.1 - Схема сенсорного датчика, здатного сприймати дотик і навантаження на дотик. (a) Датчик дотику в основному складається з двох візерункових прозорих електродних підкладок і еластичного шару для вимірювання сили. (b) Спрощене зображення шаблону верхнього та нижнього прозорих електродів. (c) Принцип розпізнавання дотику та навантаження на дотик у датчику дотику

Між верхнім і нижнім прозорими електродами в початковому стані утворюються два типи взаємної ємності (чорна і зелена лінії на рис. 3.1) . Ємності, утворені двома блоками, відповідають за визначення позиції дотику та навантаження дотику відповідно.

Ємність елемента, що сприймає навантаження дотиком, можна виразити як

$$C = \xi \cdot \xi_0 \cdot \frac{A}{D}$$

де ξ - діелектрична проникність повітря, ξ_0 - відносна діелектрична проникність пружного шару, A — площа перекриття між верхнім і нижнім електродами, D — відстань між двома електродами, тобто товщина пружного шару.

У разі простого дотику, оскільки електричне поле, яке вказує зелена стрілка, поглинається провідником, наприклад рукою, положення дотику можна підтвердити визначенням положення елемента, у якому ємність зменшується.

Крім того, коли на додаток до дотику прикладається зовнішнє навантаження, значення електричного поля, представлене чорною стрілкою, збільшується через стиснення прозорого еластичного шару; таким чином можна розпізнати величину дотикового навантаження. У результаті розпізнавання позиції дотику та навантаження на дотик стає можливим завдяки незалежній обробці сигналу двох ємностей.

На рис. 3.1 верхня прозора підкладка електрода сформована як матриця з ромбоподібним малюнком однакового розміру та форми. Нижня прозора підкладка електрода також має візерунок у формі ромба; однак клітини, здатні розпізнавати позицію дотику та навантаження дотику, розділені різними розмірами.

Верхній і нижній шаблони підкладки прозорого електрода розташовані поруч один з одним, щоб утворити постійну взаємну ємність, а положення дотику розпізнається за зменшенням взаємної ємності внаслідок дотику

провідника. Коли навантаження збільшується, значення ємності збільшується через скорочення еластичного шару між двома підкладками, і величину навантаження можна розпізнати. Верхній і нижній прозорі електроди легко розпізнають мультисенсорні операції, оскільки електроди, розташовані один проти одного, утворюють незалежні значення ємності.

Сенсорний датчик має ширину 183 мм і висоту 234 мм. Фактична зона дотику становить 144 мм у ширину та 192 мм у довжину. Верхній і нижній прозорі електроди складаються з 32 каналів лінії передачі для подачі сигналу, 47 каналів лінії прийому для виявлення сигналу та двох каналів лінії заземлення для видалення зовнішнього шуму. У таблиці 3.1 наведені конструктивні параметри запропонованого сенсорного датчика.

Таблиця 3.1 -. Параметри конструкції сенсорного датчика

Пункт	Цінності	Порожня клітинка
Загальний розмір датчика дотику (ширина × довжина)	183 мм × 234 мм	
Зона дотику датчика дотику (ширина × довжина)	144 мм × 192 мм	
Номер каналу	Лінія передачі	32 гл.
	Лінія прийому	49 гл.
Розмір комірки ромбоподібного візерунка (довжина/ширина)	Touch Position Sensing Cell	3,8 мм × 3,8 мм
	Торкніться камери переднього зондування	1,7 мм × 1,7 мм
Товщина кожної частини в датчику дотику	Прозора плівка	0,125 мм
	Клейка плівка	0,04 мм
	Прозорий еластичний шар	0,3 мм
	Прозоре скло	0,7 мм

3.3 Розроблення сенсорного датчика

Ємнісний датчик дотику, здатний розпізнавати навантаження дотиком, запропонований у цьому дослідженні, складається з двох прозорих електродних шарів на верхній і нижній сторонах, і кожен прозорий електрод піддається тонкому процесу формування візерунка.

Після цього між двома підкладками поміщають прозорий еластичний шар для розпізнавання навантаження дотиком, і пристрій виготовляють шляхом складання верхньої та нижньої підкладок.

Плівка ІТО PET товщиною 125 мкм, опором листа 60 Ом/квадрат і пропусканням світла 82% (при 550 нм) використовується як підкладка для верхнього електрода. Склона підкладка ІТО використовується як нижня підкладка з товщиною 700 мкм, опором листа 30 Ом/квадрат і світлопропусканням 86 %, на яку наноситься мікровізерунок за допомогою процесу фотолітографії.

На рис. 3.2 показано процес створення візерунка для верхньої та нижньої прозорих електродних підкладок для виготовлення датчика дотику.

Підкладку спочатку очищають перед нанесенням малюнка на прозорий електрод. У процесі очищення п'ять разів виконується швидкий злив і промивання (QDR), а для видалення дрібних частинок з поверхні основи виконується стандартне очищення-1 (SC-1). Після процесу очищення підкладки поверхня підкладки піддається плазмовій обробці, щоб покращити адгезію між підкладкою та металевою тонкою плівкою. Тонка металева плівка хрому (Cr)/золота (Au) наноситься на прозорий електрод і сигнальні лінії за допомогою процесу фотолітографії. GX 601 позитивний фоторезист (PR) використовується для процесу фотолітографії; PR покривається та наноситься візерунок на підкладку методом обертання.

Після нанесення PR-паттерну виконується процес травлення металу. Крім того, виконується процес фотолітографії, щоб видалити тонку металеву плівку в області дотику. В результаті прозорий електрод ІТО залишається тільки в

області дотику, за винятком металевої лінії для обробки сигналу.

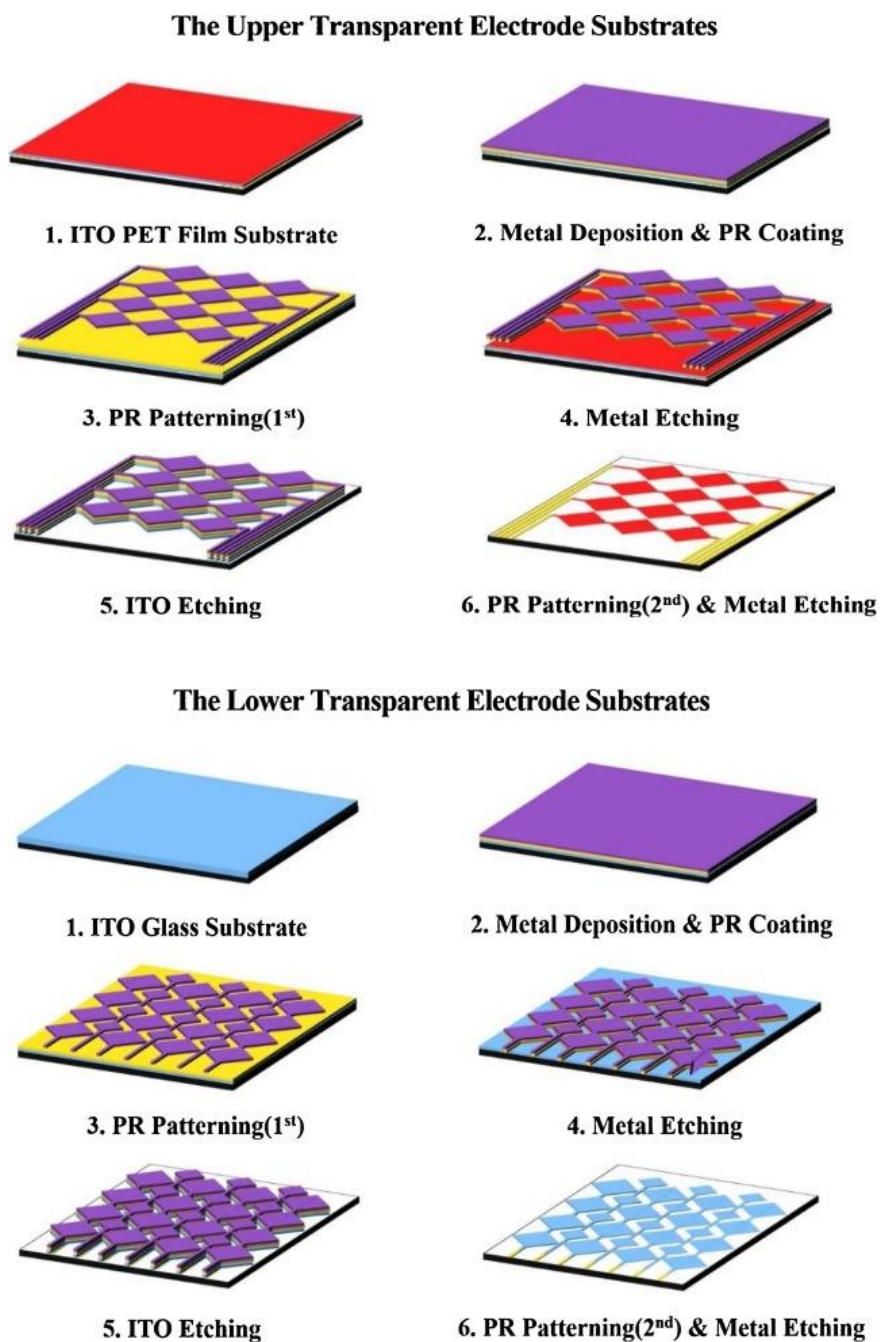


Рисунок 3.2 - Процес виготовлення підкладки верхнього та нижнього прозорого електрода

На рис. 3.3 показано зображення верхньої та нижньої прозорих електродних підкладок, виготовлених у процесі фотолітографії.

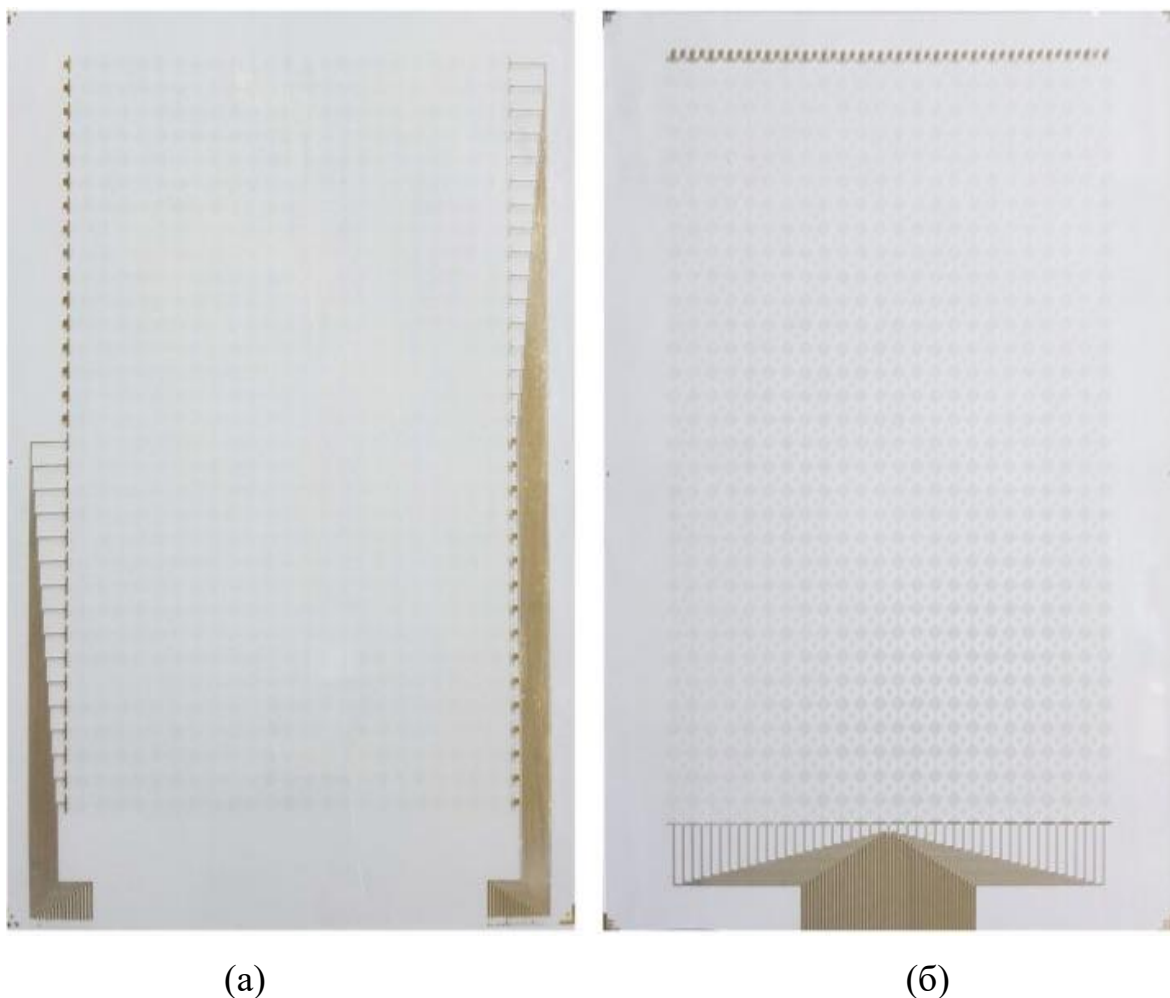


Рисунок 3.3 - Зображення виготовлених прозорих електродних підкладок. Зображення прозорого електрода (а) з візерунком на верхній підкладці з ПЕТ плівки та (б) з рисунком на нижній скляній підкладці

Верхня та нижня прозорі електродні підкладки з малюнком знову піддаються процесу заповнення прозорого еластичного шару для розпізнавання навантаження.

У цьому дослідженні використовується силіконовий гель (Dow Corning 3-4154), який має відмінну еластичність і характеристики відновлення при навантаженні і знятті. Силіконовий гель 3-4154 є в'язкою рідиною, але твердне при змішуванні з затверджувачем. При змішуванні з затверджувачем він твердне при кімнатній температурі через певний час і має характеристики, подібні до гуми. Механічні властивості силікону можна контролювати пропорцією змішаного затверджувача.

Прозорий еластомер для розпізнавання навантаження затиснутий між

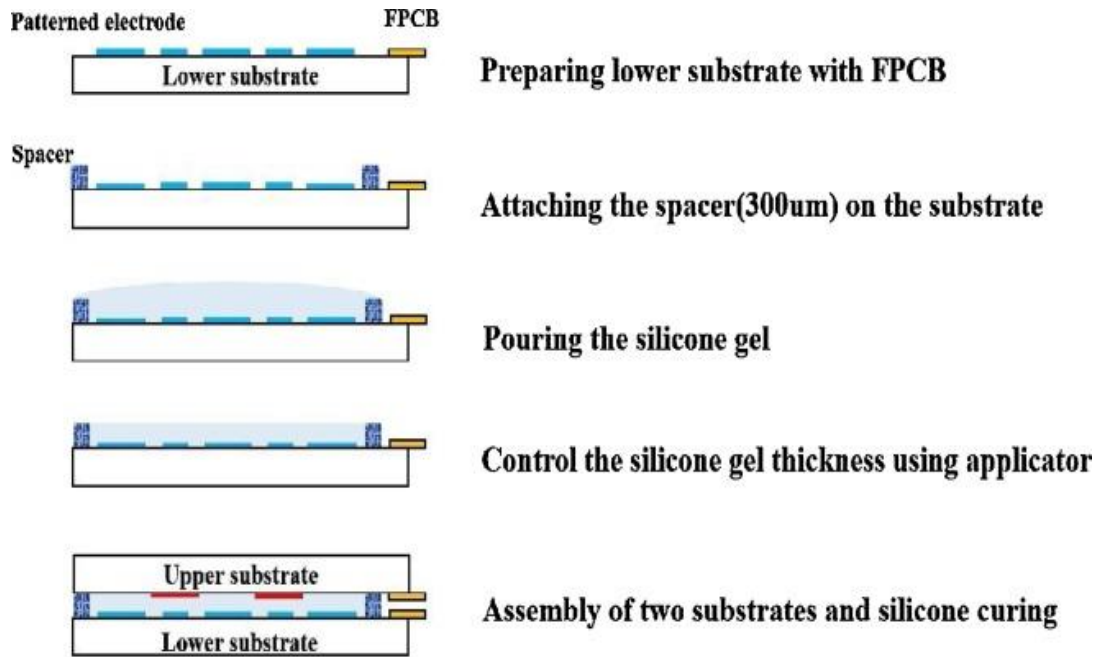
верхньою та нижньою прозорими підкладками електродів. Аплікаторне обладнання використовується для рівномірної товщини та швидкої обробки.

До зовнішньої частини нижньої підкладки прикріплена прокладка товщиною 300 мкм. Коли силіконовий гель заливається, гель подряпається такої ж товщини, що й прокладка, а силікон заповнюється такою ж товщиною прокладки.

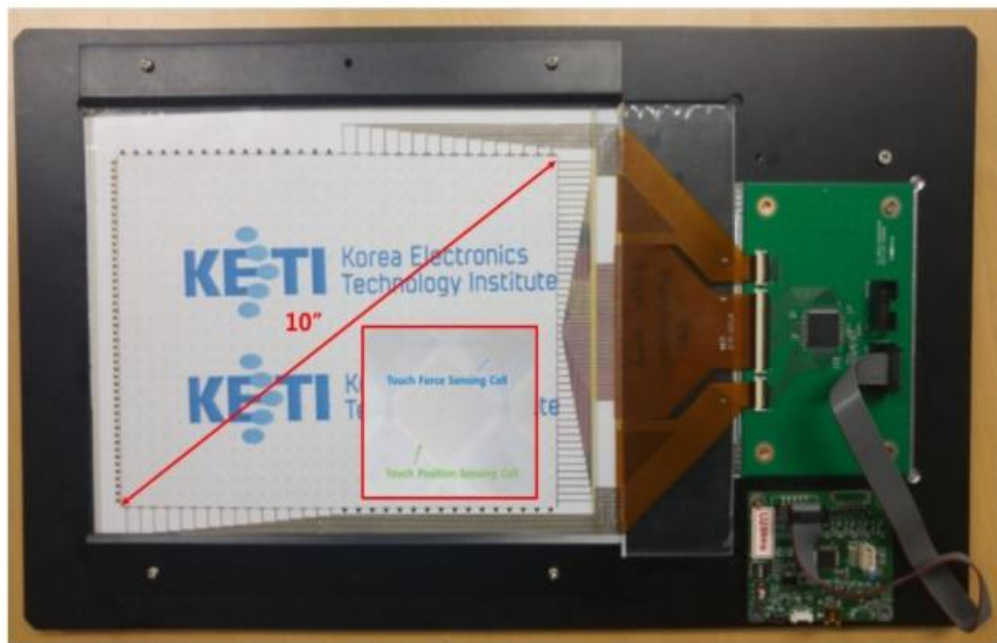
Крім того, підкладка верхнього прозорого електрода поміщається на силіконовий гель за допомогою процесу точного вирівнювання та прикладається відповідний тиск для завершення складання верхнього та нижнього прозорих електродів.

Силікон, наповнений між верхнім і нижнім прозорими електродами, з плином часу твердне, і остаточно формується сенсорний сенсорний екран, який розпізнає навантаження, має еластичний шар, схожий на гуму.

На рис. 3.4 показано процес заповнення прозорого еластичного шару за допомогою аплікатора та зображення виготовленого сенсорного сенсорного екрану.



(a)



(b)

Рисунок 3.4 - Процес виготовлення за допомогою аплікатора та виготовленого зображення сенсорного датчика розміром 10 дюймів. (а) Аплікатор, який використовується для формування прозорого еластичного шару, має той самий розмір, що й висота прокладки. (б) Останній датчик дотику розміром 10 дюймів, здатний вимірювати навантаження на дотик, підключений до плати керування обробкою сигналу

3.4 Висновки до розділу

Як наслідок, мікроелектронні сенсори стають звичним явищем у сучасному світі, їх використання продовжує зростати. Технології прогресують, відкриваючи нові способи інновацій у багатьох дисциплінах. Майбутні дослідження в цій галузі мають вирішальне значення для підтримки сталого розвитку та підвищення якості життя.

У майбутньому все більший розвиток датчиків і їх поєднання зі штучним інтелектом матиме значний вплив на багато сфер. Передбачається, що технології будуть розвиватися далі, ставати доступнішими та продуктивнішими. Це сприятиме впровадженню нових рішень, які підвищать якість продукції, скоротять процеси та покращать обслуговування клієнтів.

У результаті поєднання сенсорних технологій зі штучним інтелектом відкриває нам нові можливості для розробки інноваційних рішень, які впливатимуть на наше повсякденне життя.

4 ДОСЛІДЖЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК МІКРОЕЛЕКТРОННОГО СЕНСОРНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ВВЕДЕННЯ ІНФОРМАЦІЇ

4.1 Аналіз схеми електричної принципової

Електрична схема принципова побудована на використанні співвідношення керуючого мікроконтролера і спеціалізованого контролера резистивної сенсорної панелі. Керуючий контролер забезпечує послідовний інтерфейс з комп'ютером, протокол обміну, керування процесом вимірювання координат точки дотику. В якості контролера резистивної сенсорної панелі використовується мікроконтролер – ADS7845, який являється 12- бітним АЦП з вибіркою зберігання. Він забезпечує інтерфейс з 5-ти провідною сенсорною панеллю (сенсорним датчиком), пропорційне перетворення координат. Має єдине джерело живлення – 2В...5В, швидкість перетворення АЦП до 125 кГц, послідовний інтерфейс з процесором, програмує розрядність A/D перетворення – 8 або 12 розрядів, один допоміжний аналоговий вхід, режим енергозбереження (рис 4.1). Для захисту входів контролера ADS7845 від високовольтних викидів та завад, які можуть виникати на виходах сенсорного екрану, застосовані діодні обв'язки VD1-VD8 та фільтри C13-C16. Це дозволяє уникнути завад, погасити високовольтні викиди раніше, чим вони виведуть із ладу входи контролера, а також обмежити вхідні сигнали, миттєві значення яких виходять за межі діапазону живлення.

Вимірювання координат точки дотику до сенсора забезпечується через аналоговий вхід Wiper контролера ADS7845. При вимірюванні координат потенціали верхнього лівого кута сенсорної панелі UL і нижнього правого кута незмінні і відповідно рівні $UL = V_{cc}$, а $LR = 0$. Для вимірювання координати Y встановлюються наступні потенціали: $UR = V_{cc}$, і $LL = GND$. Виміряна напруга на вході Wiper пропорційна відношенню опору по осі Y. Для вимірювання координати X встановлюються наступні потенціали: $UR = GND$, $LL = V_{cc}$.

Вимірювана напруга на вході Wiper пропорційна відношенню опор по осі X
 рисунок 4.2.

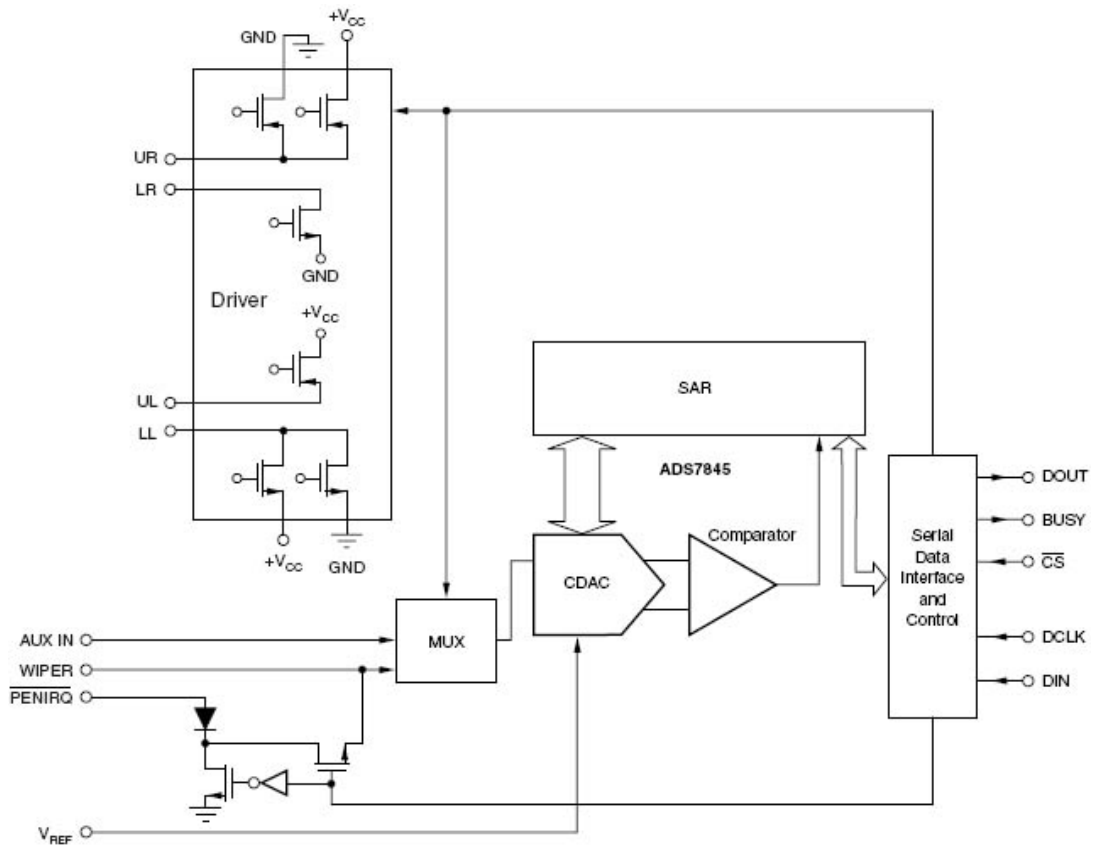


Рисунок 4.1 – Блок схема ADS7845 [3]

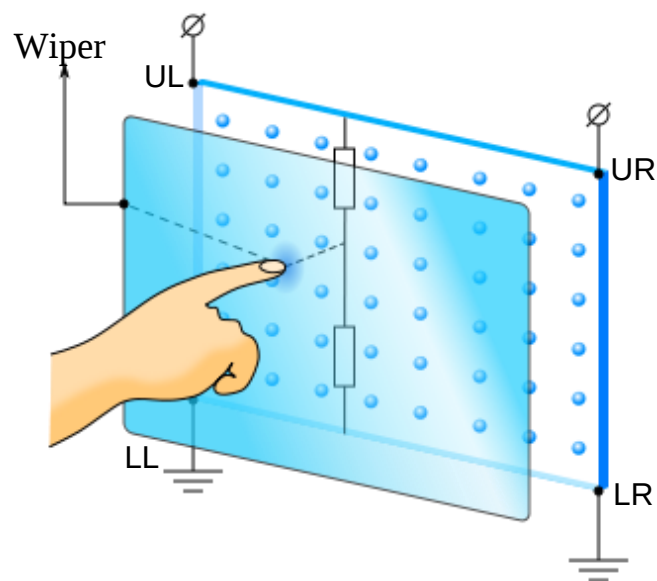


Рисунок 4.2 – Вимірювання координат точки дотику до сенсорної
 панелі [5]

В якості керуючого застосовується контролер STM32. П'ять виводів контролера використовуються для зв'язку з контролером ADS7845 сенсорної панелі. Кварцовий генератор зібраний на елементах ZQ1, C5 і C6 задає тактову частоту 4МГц для роботи контролера. В якості трансиверів інтерфейсу RS-232 застосовується мікросхема Max232. Вона має вбудований перетворювач напруги, формуючий із напруги +5В в напругу +10В і -10В для живлення приймачів і передавачів.

Живлення схеми здійснюється від USB порта: постійна напруга +5В з навантажувальною здатністю максимум до 500 мА, а також може здійснюватися від зовнішнього блоку живлення напругою +5 В. Мікросхема FT232BM використовується як конвертор сигналів RS-232 в USB і навпаки. Сигнальні провідники називаються DATA+ і DATA- і керують зв'язком між комп'ютером та пристроєм. Світлодіоди HL2 і HL3 відображають передачу і прийом даних.

В даній схемі налаштування і визначення координат проводиться процесором комп'ютера, з яким пристрій зв'язаний послідовним інтерфейсом USB або RS232. Комп'ютер керує пристроєм по інтерфейсу USB, RS-232.

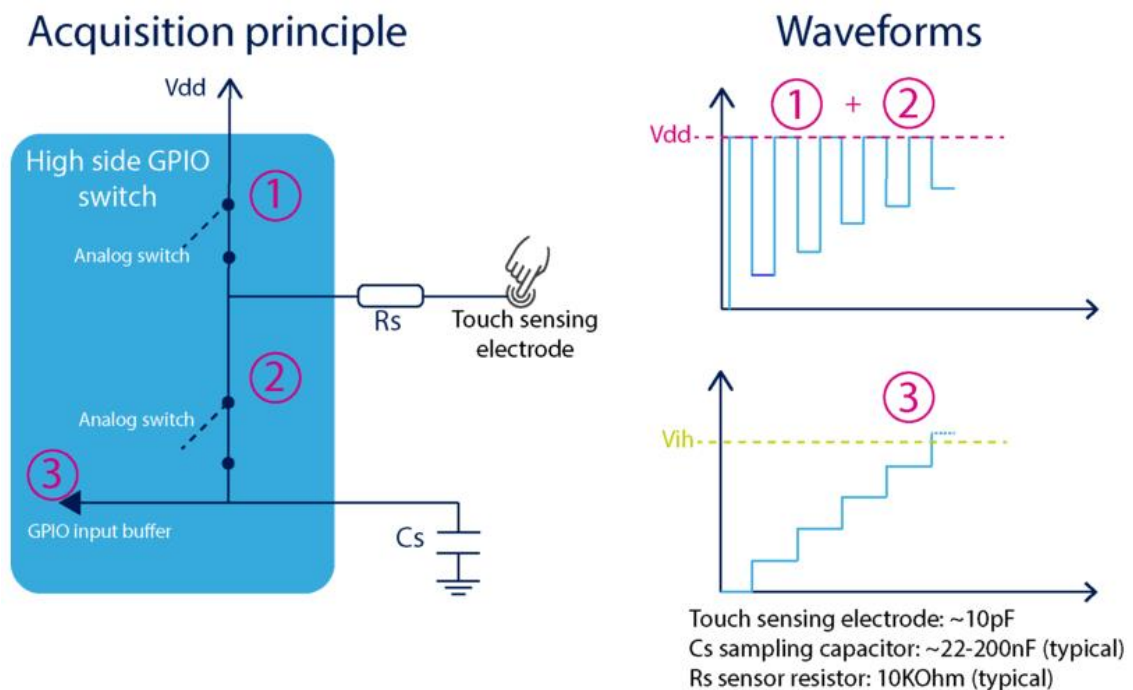


Рисунок 4.3 – Основний опис режиму роботи TSC

Периферійний пристрій TSC (сенсорний контролер) заснований на методі перемикання ємності: коли людина торкається поверхні сенсорної області, ємність змінюється. Основний опис режиму роботи TSC продемонстрований на рис. 4.3.

4.2 Аналіз елементної бази пристрою

Аналіз елементної бази проводиться з метою з'ясування, чи забезпечує вона задані характеристики виробу, які передбачені умовами експлуатації і режимом роботи, та чи необхідно застосувати які-небудь конструкторські заходи для нормального функціонування розробки. При цьому слід враховувати відповідність номіналів і потужність елементів схеми, їх швидкодію, забезпечення технічних вимог до приладу і конструкції, наявність даних типів елементів в серійному виробництві.

Згідно з переліком елементів до схеми електричної принципової, що наведений у додатках, здійснюємо опис характеристик обраних радіоелементів. Під час аналізу обрахуємо установочні площі радіоелементів, а також визначимо, які з елементів будуть винесені на корпус пристрою (поза робочою платою), а які встановлені безпосередньо на друкованій платі.

Установочна площа для елементів, які знаходяться на друкованій платі, обраховується наступним чином.

Якщо елемент має переріз круглий (для конденсаторів, транзисторів, вертикально встановлених резисторів тощо), площа обчислюється за формулою

$$S = \pi R^2 \quad (4.1)$$

де R – радіус компонента.

Якщо елемент розміщений на платі горизонтально, то установочна площа

$$S = a \cdot b \quad (4.2)$$

де a , b – відповідно ширина і довжина установки.

В якості постійних резисторів можна використати резистори SMD типорозміру 0805, які призначені для поверхневого монтажу.

Їх використовують для роботи в ланцюгах постійного, змінного й імпульсного струмів, а також для автоматизованого монтажу. Вибір цих резисторів зумовлюється задовільними масогабаритними та експлуатаційними характеристиками, невисокою вартістю, також резистори повністю задовільняють електричні вимоги схеми.

В якості постійних конденсаторів можна використати зарубіжні керамічні SMD конденсатори типорозміру 0805 та танталові електролітичні SMD конденсатори типорозміру А. Вибір таких типів конденсаторів зумовлюється кількома факторами. Для забезпечення надійної роботи мікросхем, необхідно застосувати конденсатори з малими втратами, з високими технічними та експлуатаційними характеристиками, а також задовільними масогабаритними показниками. Для зменшення масогабаритних розмірів пристрою всі мікросхеми взяті в корпусі призначеному для поверхневого монтажу.

4.3 Моніторинг змінних драйверу STMTouch засобами STM-Studio

Основні параметри, за якими слід обрізати додаток для сенсорного введення, наведені нижче:

- Посилання на канал: Елемент «Ref» масиву структури TSL_ChannelData_T
- Дельта каналу: елемент «Delta» масиву структури TSL_ChannelData_T
- Стан об'єкту: «StateId» елемент масиву структури TSL_TouchKeyData_T або TSL_LinRotData_T структури TSL_LinDotData_T

Цей список не є вичерпним і залежить від програми.

Щоб імпортувати ці змінні, необхідно виконати наведені нижче кроки:

1. Відкрити інструмент STM-Studio, що відповідає використовуваному MCU.

2. Клацніть правою кнопкою миші на вкладці Display Variables і виберіть Import або виберіть меню File/Import Variables.

3. У вікні Import variables from executable (Імпорт змінних з виконуваного файлу) (показано на рисунку нижче):

a. Виберіть файл Elf програми (.elf, .out або .axf) у полі Виконуваний файл за допомогою кнопки Огляд

b. Встановіть прапорець Розгорнути елементи таблиці.

c. Установіть прапорець Зберігати шлях до виконуваного файлу відносно файлу налаштувань користувача, щоб використовувати відносний шлях.

d. Введіть 'Ref' у текстовому полі Показувати символ, що містить....

e. Виберіть пункт Додати змінні до таблиці змінних відображення у списку Змінні.

f. Виберіть змінні, що закінчуються на '.Ref', і натисніть кнопку Імпортувати або натисніть комбінацію клавіш Ctrl+Click, щоб виконати неперервне множинний вибір.

g. Повторіть кроки d) і f) для змінної «Delta».

h. Повторіть кроки d) і f) з 'StateId'.

i. Натисніть на кнопку Закрити.

Після імпорту змінні мають бути призначені програмі перегляду для того, щоб їх можна було відобразити. Виконайте кроки, перелічені нижче:

1. Як описано раніше, виберіть деякі змінні у таблиці налаштувань Display Variables (Змінні відображення).

2. Клацніть правою кнопкою миші на таблиці і виберіть Надіслати до →VarViewer1 або перетягніть їх безпосередньо до потрібного засобу перегляду.

3. У док-станції вікна налаштувань переглядачів клацніть правою кнопкою миші у сірій частині і виберіть Новий VarViewer. З'явиться нова вкладка з'явиться нова вкладка VarViewer2.

Щоб полегшити навігацію, вікна VarViewer можна перейменувати на назви змінних, за якими ведеться спостереження (клацніть правою кнопкою миші і перейменуйте). клацніть правою кнопкою миші і перейменуйте).

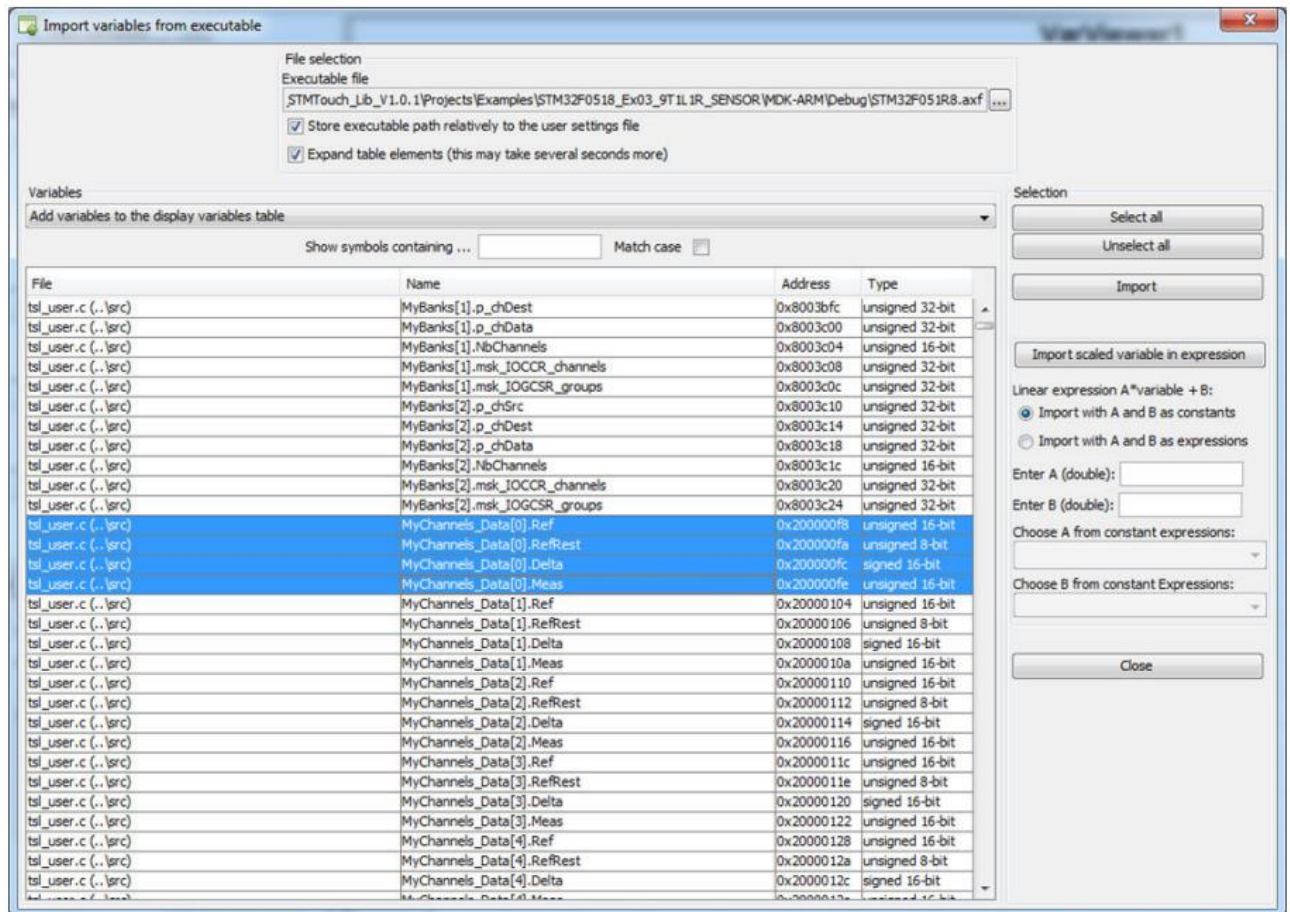


Рисунок 4.4 - Вікно вибору змінної STM-Studio

Змінні можуть відображатися у вигляді кривої, гістограми або таблиці. Відображення у вигляді таблиці рекомендується для змінних з дуже повільною варіацією. Крива і гістограма підходять для змінних зі швидкою зміною (див. рис. 4.5).

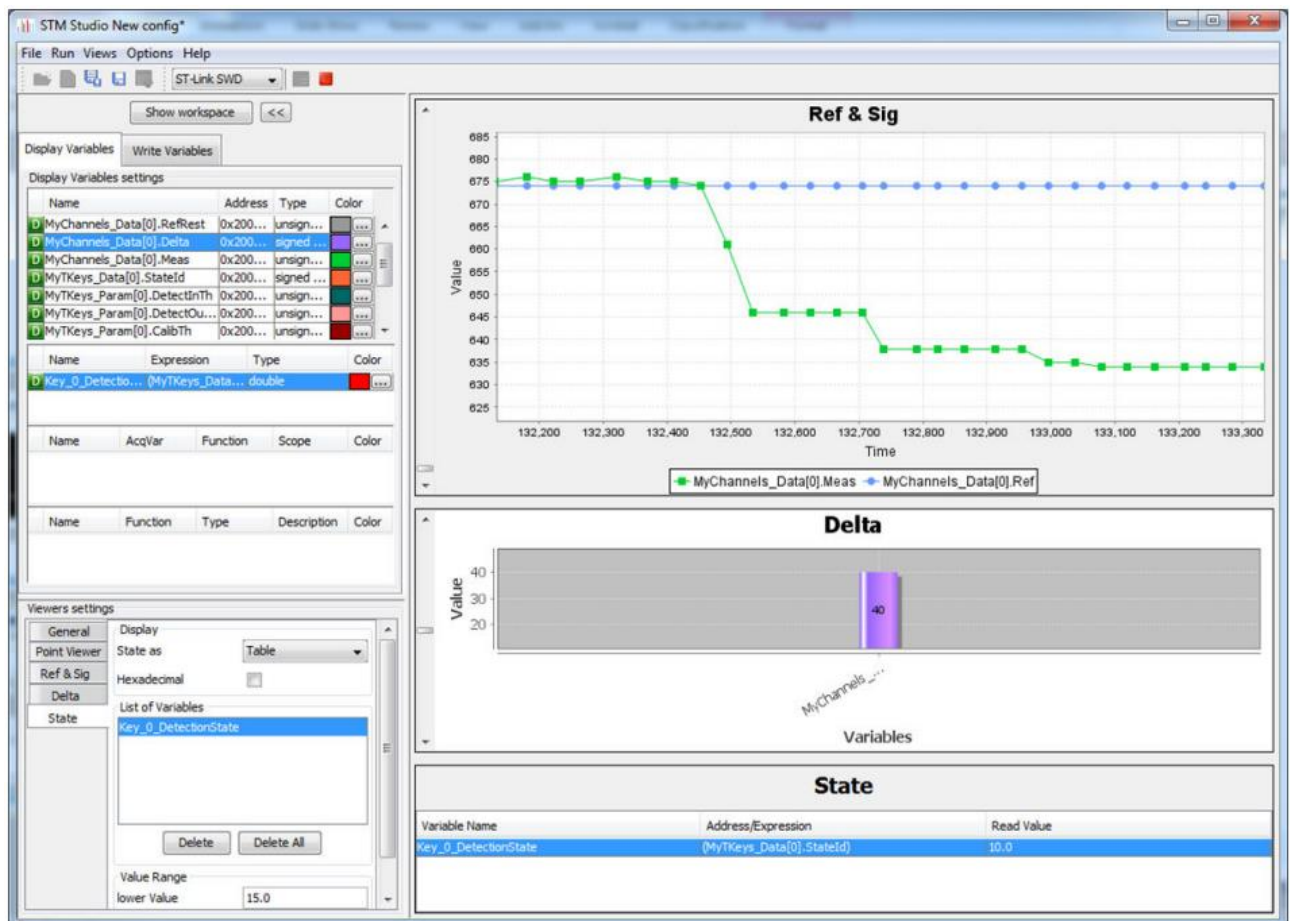


Рисунок 4.5 - VarViewers з іменем змінної

4.4 Визначення порогових значень

Пороги спрацьовування сенсорних клавіш

Щоб налаштувати порогови виявлення, спочатку необхідно визначити чутливість кожної сенсорної клавіші, виконавши такі дії наведених нижче:

1. Підключіть кінцеве обладнання до ПК через ST-LINK/V2 та увімкніть програму.
2. Завантажте прошивку, яка використовується в кінцевому додатку, з остаточними параметрами драйвера STMTouch. Пороги виявлення за замовчуванням Пороги виявлення за замовчуванням можна встановити на низьке значення, але вони повинні бути вищими за рівень шуму.
3. Запустіть інструмент STM-Studio і налаштуйте його, як описано в Розділі 1: Огляд STM-Studio.

4. Використовуйте стандартний палець, як описано в розділі 3.1: Використання стандартного тестового пальця.

5. Доторкніться до сенсорної клавіші і перемістіть палець, щоб знайти максимальну дельту. Запишіть це значення, а потім повторіть операцію для кожної сенсорної клавіші. Якщо навколо максимальної дельти все ще спостерігається значне тремтіння, то обчисліть середнє значення і використовуйте його як базову лінію.

Отримані значення є базовими для порогових значень. Якщо існує значна різниця між базовою лінією сенсорних клавіш програми, рекомендується встановити певний поріг для кожної сенсорної клавіші.

Поріг виявлення, який має бути перевищений, щоб сенсорна клавіша вважалася виявленою, має бути встановлений у діапазоні 55 % - 65 % від базового значення. Поріг закінчення виявлення, нижче якого клавішу більше не буде виявлено, слід встановити в діапазоні від 35 % до 45 % від базового значення (див. рисунок нижче).

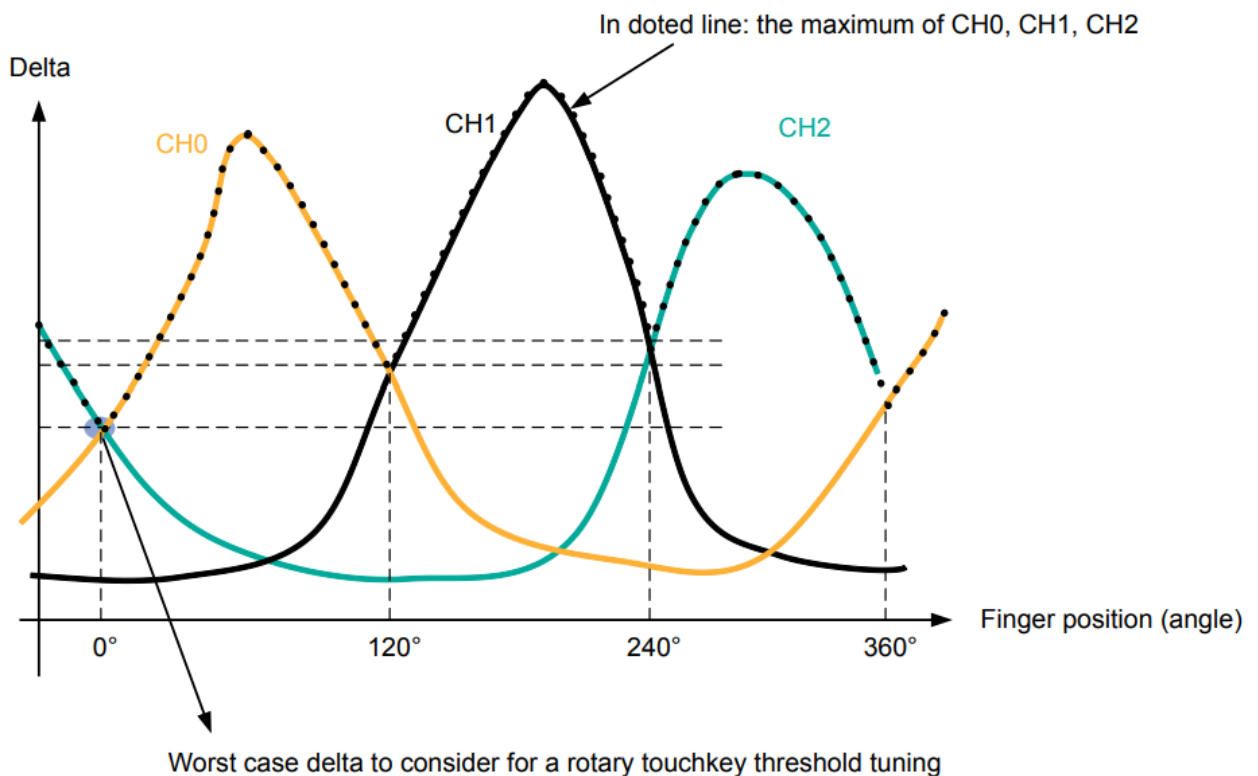
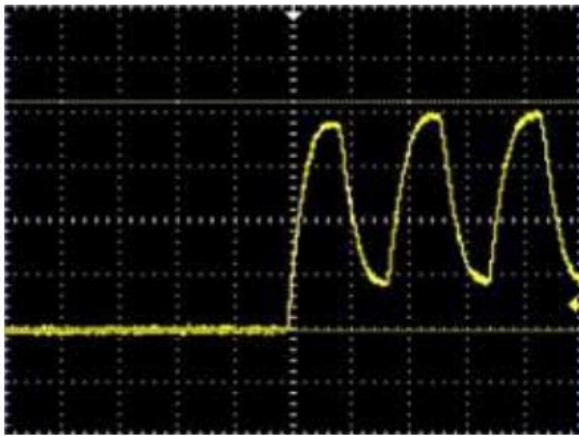


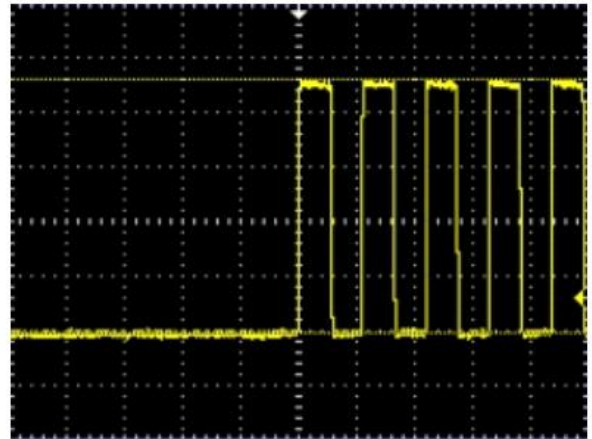
Рисунок 4.6 - Визначення порогових значень

Важливе також перенесення заряду. Збір даних базується на вимірюванні

ємності каналу датчика. Щоб забезпечити правильний заряд ємності C_x , необхідно стежити за контактом, підключеним до датчика. З боку датчика та екрана необхідно дотримуватися повного циклу заряду/розряду (рис. 4.7).



(a)



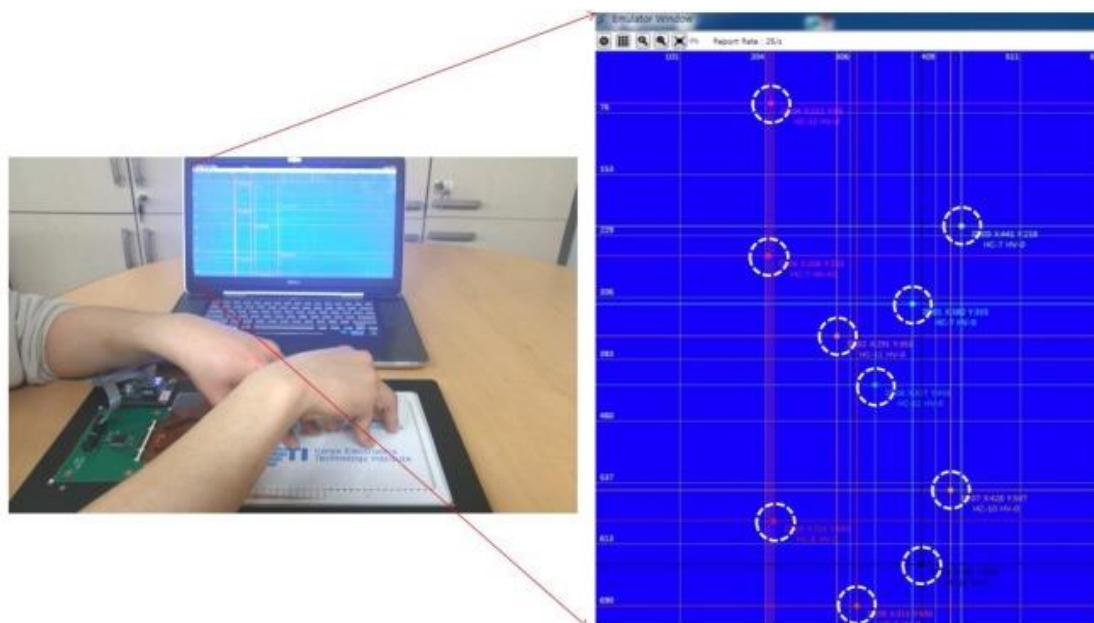
(б)

Рисунок 4.7 – Неповний (а) і повний (б) цикл перенесення заряду

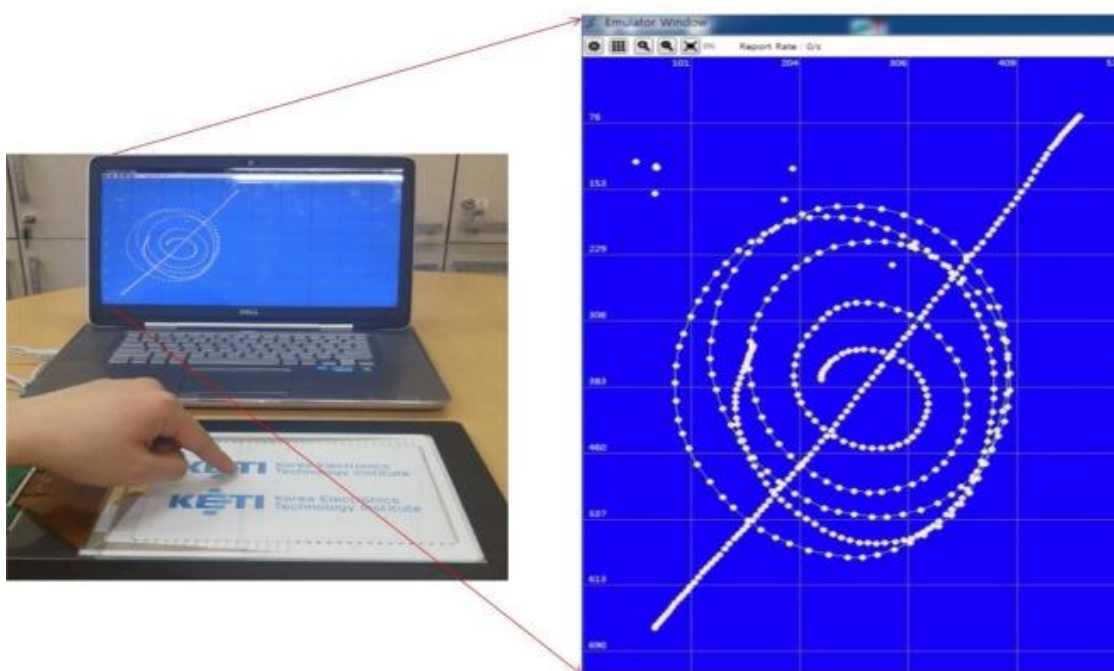
4.5 Результати експериментальної оцінки характеристик мікроелектронного сенсорного пристрою для введення інформації

Датчик дотику, запропонований у цьому дослідженні, здатний одночасно сприймати позицію дотику та навантаження на дотик. Для оцінки положення дотику та характеристик розпізнавання навантаження при дотику була розроблена та виготовлена прецизійна система застосування навантаження, що складається з датчика навантаження, приводу осей XYZ та персонального комп'ютера (ПК) для контролю положення та навантаження.

Для розпізнавання місця дотику оцінювалися характеристики мультитач і операції рисування за допомогою 10 пальців; На рис. 4.8 представлені мультисенсорні та намальовані зображення, зроблені за допомогою інструменту обробки сигналів.



(a)



(b)

Рисунок 4.8 – Мультитач і рисування зображень: (a) Біла кругла пунктирна лінія позначає позицію дотику, яка з'являється, коли торкнутися одночасно 10 пальцями. (b) Біла пунктирна лінія на дисплеї вказує на траєкторію руху пальця, що торкається поверхні сенсора

Як показано на рис. 4.8, кожна комірка утворює незалежну взаємну ємність. Таким чином, може бути реалізована функція мультисенсорного

керування, оскільки положення дотику розпізнається шляхом визначення змін ємності в кожній комірці під час дотику. Крім того, прямі лінії та криві можна малювати природним чином.

Щоб оцінити навантажувальні характеристики сенсорного датчика, зміни значень цифрового коду відповідно до змін ємності елементарної комірки при прикладеному навантаженні спостерігали за допомогою круглих наконечників діаметром 2 мм, 4 мм і 6 мм, відповідно, подібні за розміром до поперечних розрізів пальців людини.

Значення ємності, сформоване верхнім і нижнім прозорими електродами, перетворюється в значення цифрового коду за допомогою мікросхеми обробки сигналу, і зміна ємності, викликана навантаженням, може бути підтверджена зміною вихідного значення цифрового коду.

Сенсорний екран, запропонований у цьому дослідженні, формує два типи взаємних ємностей для розпізнавання місця дотику та навантаження дотику. Для простого розпізнавання позиції дотику значення ємності зменшується при дотику; тоді як значення ємності збільшується для розпізнавання навантаження дотиком. Таким чином, два типи взаємних ємностей змінюються в різних напрямках. Під час програмування для обробки сигналу значення ємності, які збільшуються разом із навантаженням на дотик, кодуються таким чином, що цифровий код зменшується. Тому, як показано на графіку та зображенні на рис. 6, цифровий код зменшується зі збільшенням навантаження.

Графік характеристики навантаження на рис. 6 відображає зміни в цифровому коді, коли навантаження змінюється від 0 до 700 гс з кроком 100 гс з використанням наконечників круглого поперечного перерізу діаметром 2 мм, 4 мм і 6 мм відповідно.

Початкова взаємна ємність, утворена верхніми та нижніми прозорими електродами для розпізнавання навантаження, програмується зі значенням цифрового коду приблизно 1000, а зміна ємності внаслідок прикладеного навантаження виражається як зміна значення цифрового коду.

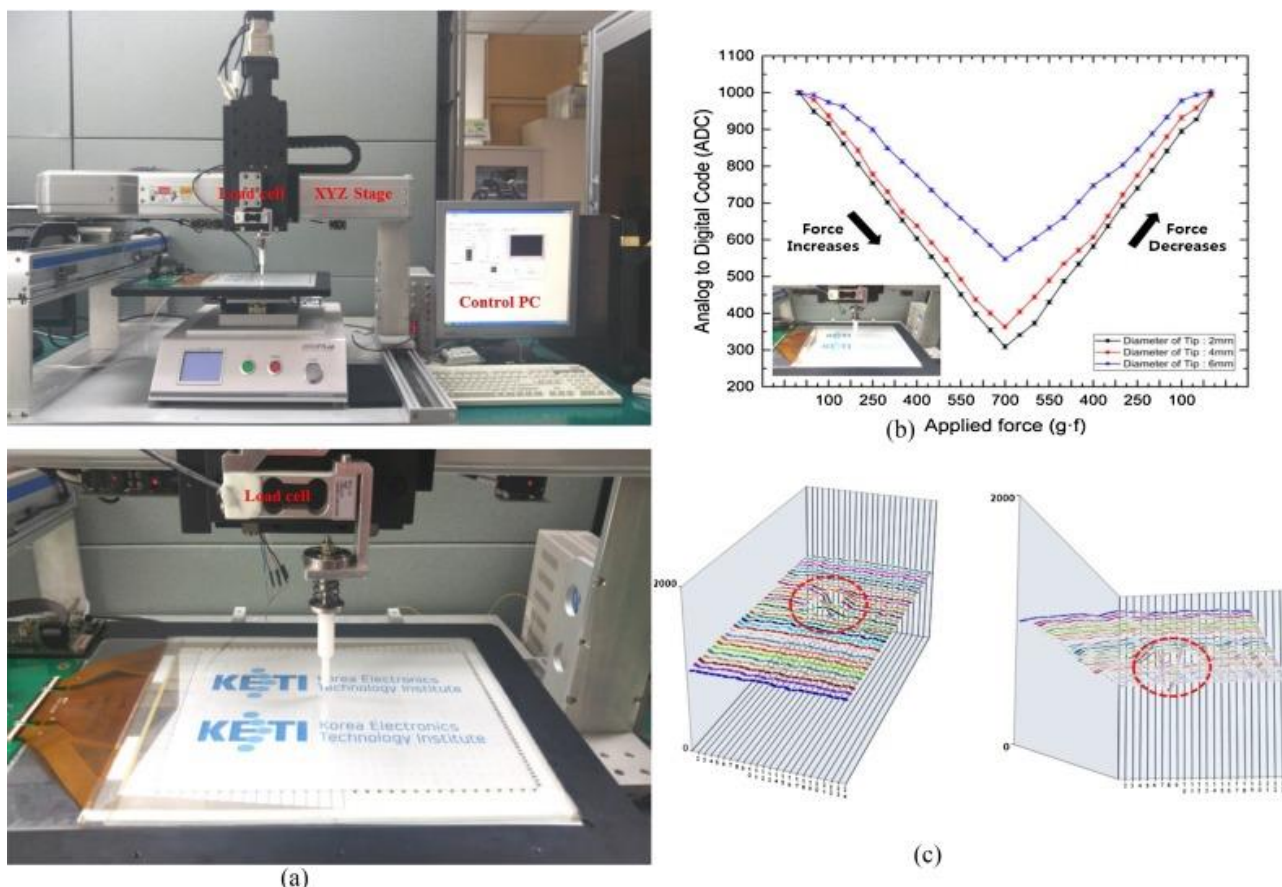


Рисунок 4.9 – Оцінка робочих характеристик сенсорного навантаження. (а) Система прикладення навантаження, що складається з контролера ступеня та датчика навантаження для визначення прикладеного навантаження. (б) Значення ємності, перетворене на графік зміни цифрового коду, відповідно до прикладеного навантаження. (с) Зображення виду зверху та знизу, зроблені програмою обробки сигналу. Червона пунктирна лінія показує, що цифровий код змінюється при навантаженні дотиком; зі збільшенням навантаження глибина кістки збільшується

Коли навантаження було збільшено до 700 гс з наконечником круглого поперечного перерізу діаметром 6 мм, значення цифрового коду змінилося приблизно на 700, з початкових 1000 до 300, а коли навантаження було знято, значення цифрового коду майже повернулося до початковий стан .

Крім того, можна побачити, що зміна значення цифрового коду є більшою, оскільки зменшується площа поперечного перерізу дотику, при тому самому навантаженні. Це пояснюється тим, що, оскільки площа поперечного

перерізу менша, прикладається більший тиск, що призводить до більшої деформації в прозорому еластичному шарі; отже, зміна значення цифрового коду більше.

4.6 Моделювання теплового режиму роботи пристрою

Моделювання теплового режиму роботи пристрою здійснено в пакеті програм Thermal Desktop. Результати моделювання теплового режиму роботи пристрою наведені на рис. 4.10 – рис. 4.11.

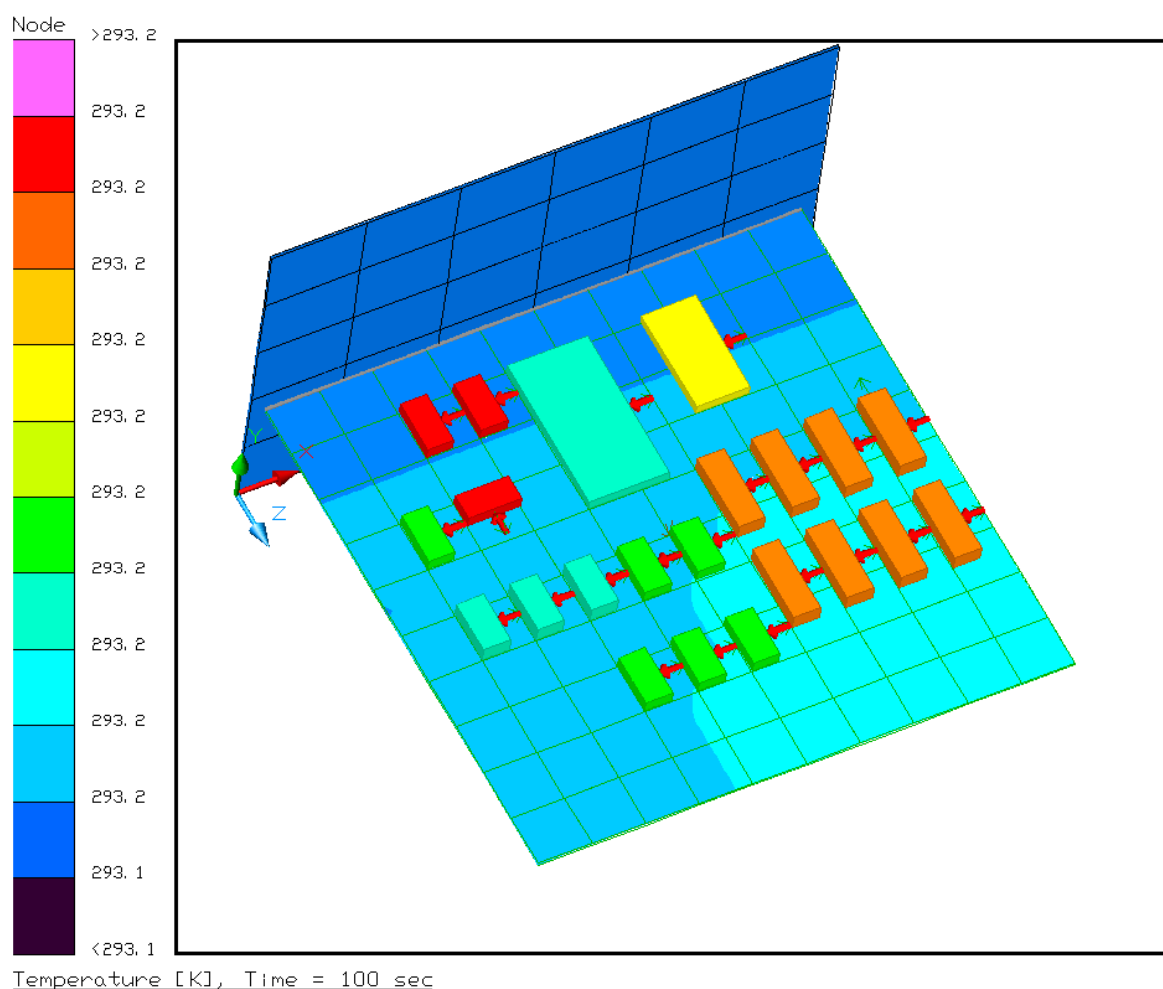


Рисунок 4.10 – Зміна температурного тону плати під час її нагрівання в динамічному режимі

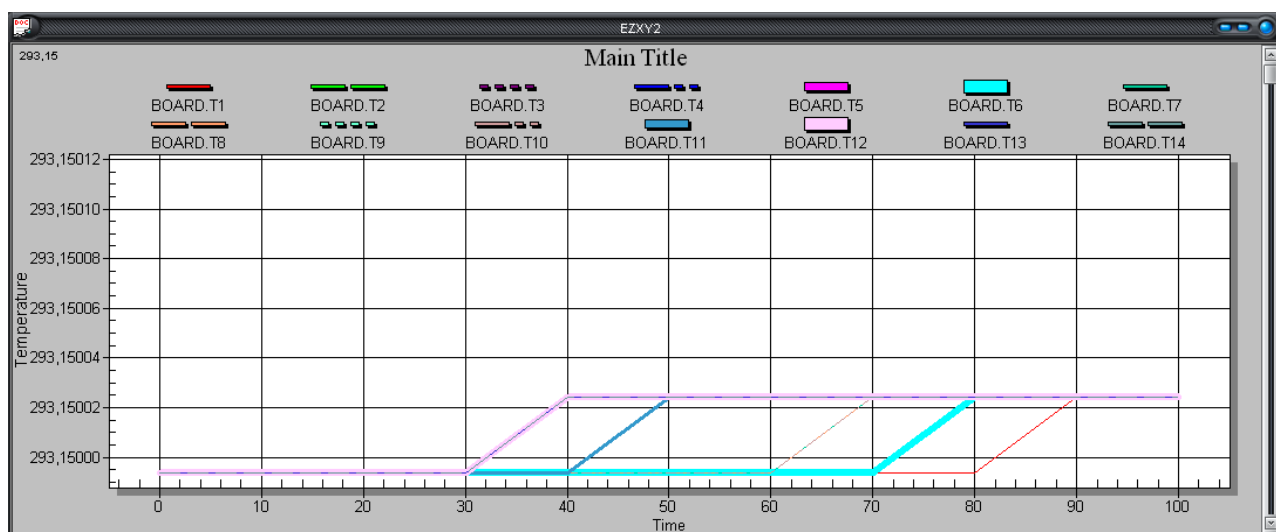


Рисунок 4.11 – Графіки залежності температури від часу для плати

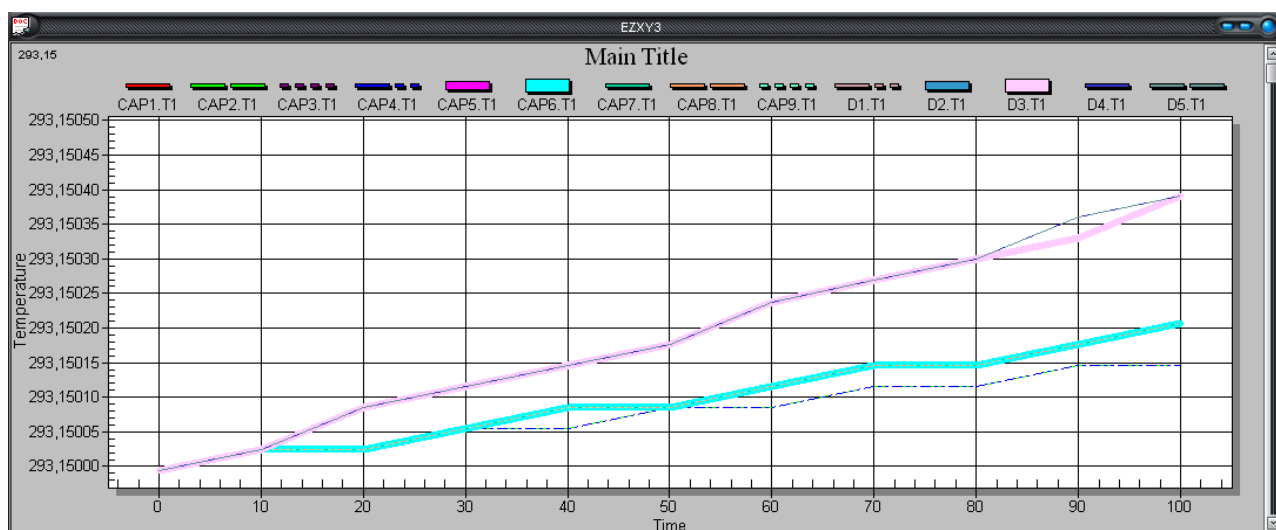


Рисунок 4.12 – Графіки залежності температури від часу для плати

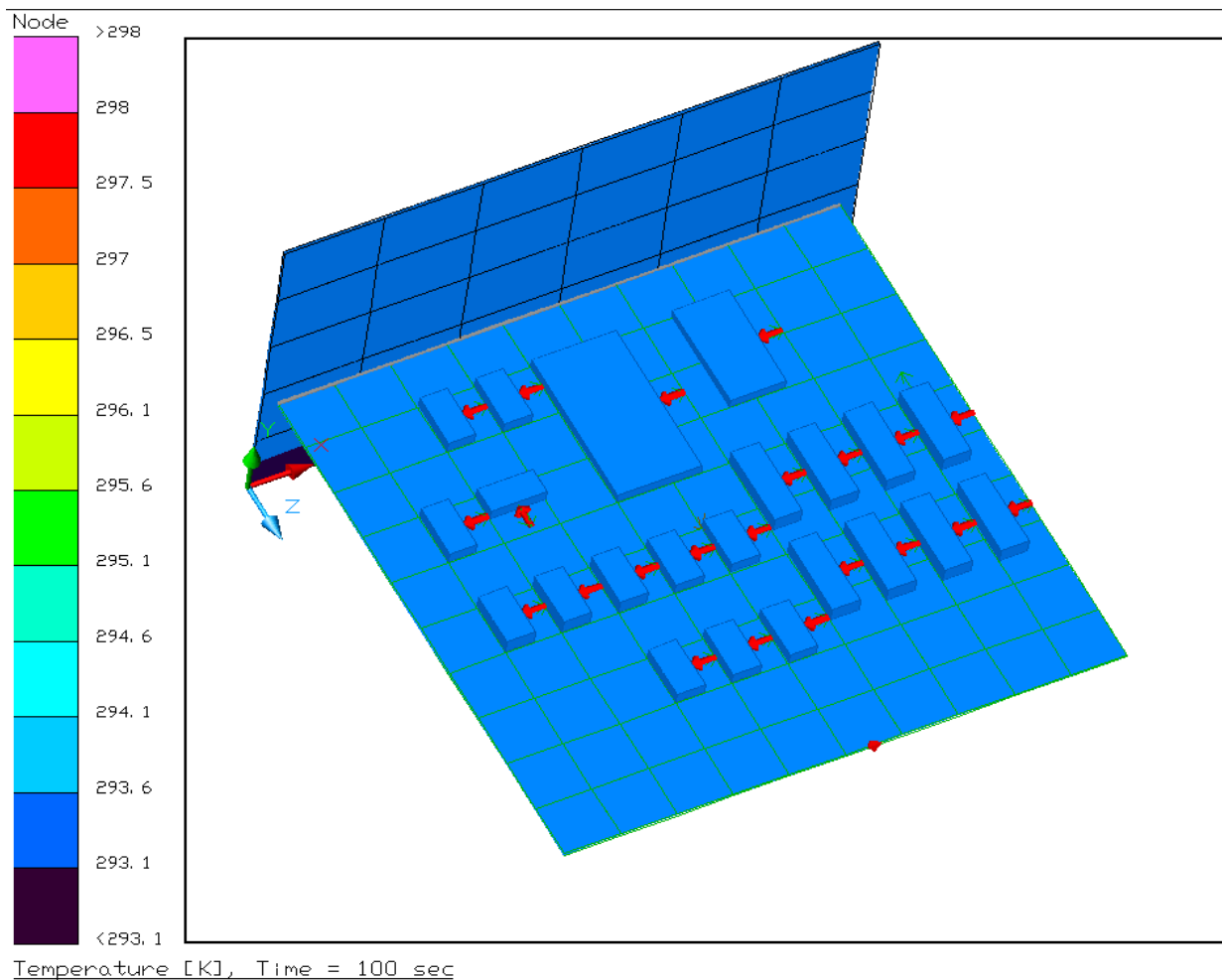


Рисунок 4.13 – Вплив точки обдуву на зміну температурного тону плати під час її нагрівання в динамічному режимі

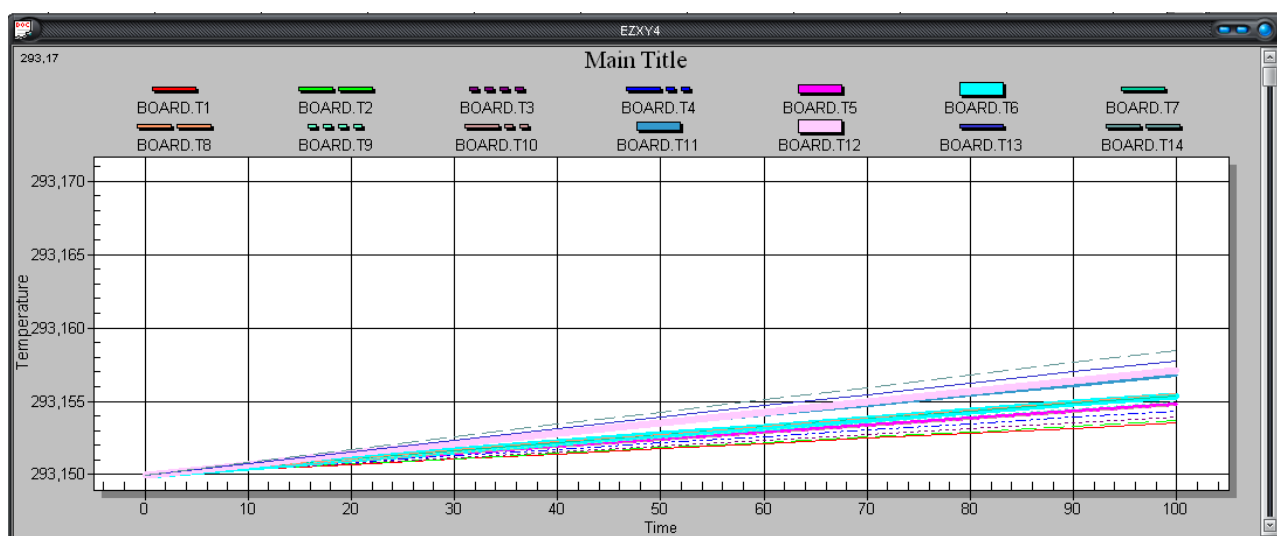


Рисунок 4.14 – Графіки залежності температури від часу з точкою обдуву для плати

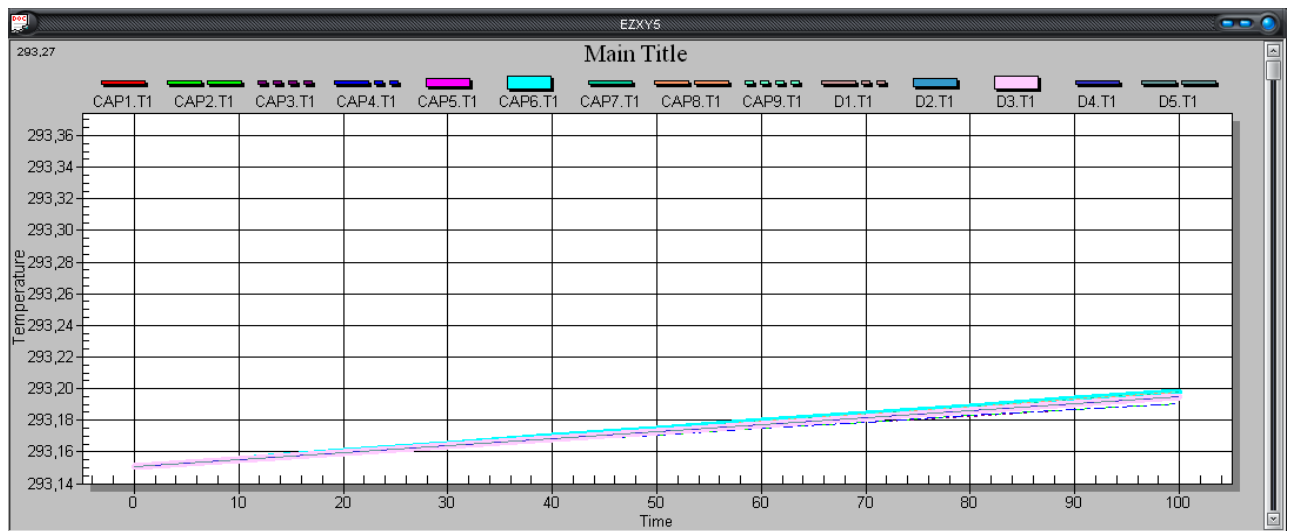


Рисунок 4.15 – Графіки залежності температури від часу з точкою обдуву для елементної бази

4.7 Висновки до розділу

Оскільки датчик дотику та датчик навантаження на дотик незалежні та відокремлені один від одного, у цьому датчику положення дотику та розпізнавання навантаження розділені та відображаються як зображення за допомогою обробки сигналу. У засобі обробки сигналів частини визначення дотику та розпізнавання навантаження на дотик розділені, як показано на рис. 4.9 . Синє пунктирне коло позначає точки позиції при дотику чотирма пальцями, а червоне пунктирне коло представляє розмір навантаження, що відповідає кожному дотику.

Як описано вище, оскільки ємні значення блоків розпізнавання дотику та дотику змінюються в протилежних напрямках, цифровий код збільшується під час дотику та зменшується під час застосування дотику.

Коли площа дотику або навантаження дотику збільшуються, зміна кожного значення цифрового коду стає більшою, а пікове значення на графіку збільшується.

5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Науково-технічна розробка має право на існування та впровадження, якщо вона відповідає вимогам часу, як в напрямку науково-технічного прогресу та і в плані економіки. Тому для науково-дослідної роботи необхідно оцінювати економічну ефективність результатів виконаної роботи.

5.1 Проведення комерційного та технологічного аудиту науково-технічної розробки

Метою проведення комерційного і технологічного аудиту дослідження за темою «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації» є оцінювання науково-технічного рівня та рівня комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Сенсорні пристрої відіграють важливу роль у сучасних технологіях, надаючи численні переваги, які суттєво впливають на різні сфери життя. Однією з основних переваг сенсорних пристроїв є їхня висока чутливість і точність. Завдяки використанню новітніх технологій, таких як мікроелектроніка, сенсори можуть швидко і точно реагувати на зміни навколишнього середовища. Це робить їх незамінними в таких сферах, як медицина, промисловість, автомобільна галузь і споживча електроніка. Наприклад, у медицині сенсори використовуються для моніторингу життєвих показників пацієнтів, що дозволяє лікарям отримувати важливу інформацію в реальному часі та приймати швидкі рішення. У промислових автоматизованих системах сенсори допомагають контролювати технологічні процеси, знижуючи ризики помилок і підвищуючи безпеку праці. В автомобілях сенсори забезпечують функції, які покращують комфорт і безпеку водіння, такі як автоматичне гальмування або контроль мертвих зон.

Крім того, сенсори сприяють розвитку "розумних" технологій, таких як Інтернет речей (IoT), що дозволяє інтегрувати різні пристрої в єдину мережу. Це

відкриває нові можливості для збору даних, аналізу інформації та створення інтелектуальних систем, які можуть адаптуватися до змін у навколишньому середовищі. Наприклад, у "розумних" будинках сенсори можуть автоматично регулювати освітлення, температуру та інші параметри, що значно підвищує енергоефективність і комфорт.

Незважаючи на численні переваги, сенсорні пристрої мають і свої недоліки. Одним із найзначніших викликів є вразливість до зовнішніх факторів, таких як температура, вологість або електромагнітні перешкоди. Ці фактори можуть впливати на точність вимірювань, призводячи до помилок у даних, що, у свою чергу, може негативно позначитися на прийнятті рішень у критичних ситуаціях. Також існує питання надійності сенсорів у жорстких умовах експлуатації. Обмежений термін служби сенсорів, особливо в умовах високих навантажень або агресивного середовища, може потребувати частого обслуговування або заміни, що збільшує експлуатаційні витрати.

Оцінювання науково-технічного рівня розробки та її комерційного потенціалу рекомендується здійснювати із застосуванням 5-ти бальної системи оцінювання за 12-ма критеріями [77].

Таблиця 5.1 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

Критерії	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
	Бали:		
1. Технічна здійсненність концепції	5	4	5
2. Ринкові переваги (наявність аналогів)	3	3	3
3. Ринкові переваги (ціна продукту)	3	3	2
4. Ринкові переваги (технічні властивості)	4	3	4
5. Ринкові переваги (експлуатаційні витрати)	2	2	3
6. Ринкові перспективи (розмір ринку)	3	3	3
7. Ринкові перспективи (конкуренція)	2	2	2
8. Практична здійсненність (наявність фахівців)	4	4	4
9. Практична здійсненність (наявність фінансів)	2	3	2

Продовження таблиці 5.1 – Результати оцінювання науково-технічного рівня і комерційного потенціалу розробки експертами

10. Практична здійсненність (необхідність нових матеріалів)	3	4	4
11. Практична здійсненність (термін реалізації)	3	4	4
12. Практична здійсненність (розробка документів)	4	4	3
Сума балів	38	39	39
Середньоарифметична сума балів CB_c	38,7		

За результатами розрахунків, наведених в таблиці 5.1, зробимо висновок щодо науково-технічного рівня і рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому використаємо рекомендації, наведені в [77].

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації» становить 38,7 бала, що, відповідно до [77], свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

5.2 Розрахунок узагальненого коефіцієнта якості розробки

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення розрахуємо за формулою [78]

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i, \quad (5.1)$$

де k – кількість найбільш важливих технічних показників, які впливають на якість нового технічного рішення;

α_i – коефіцієнт, який враховує питому вагу i -го технічного показника в загальній якості розробки. Коефіцієнт α_i визначається експертним шляхом

і при цьому має виконуватись умова $\sum_{i=1}^k \alpha_i = 1$;

β_i – відносне значення i -го технічного показника якості нової розробки.

Результати порівняння зведемо до таблиці 5.2.

Таблиця 5.2 – Порівняння основних параметрів розробки та аналога.

Показники (параметри)	Одиниця вимірю- вання	Аналог	Проектований продукт	Відношення параметрів нової розробки до аналога	Питома вага показника
Струм споживання	мА	100	100	1	0,2
Термін безвідмовної роботи	год.	10000	20000	2	0,25
Інтерфейс:USB RS-232	бал	5	8	1,6	0,15
Підтримка роздільної здатності	-	2048 x 2048	4096x4096	2	0,25
Маса	кг	0,15	0,08	2	0,15

Узагальнений коефіцієнт якості (B_n) для нового технічного рішення складе

$$B_n = \sum_{i=1}^k \alpha_i \cdot \beta_i = 1 \cdot 0,2 + 2 \cdot 0,25 + 1,6 \cdot 0,15 + 2 \cdot 0,25 + 2 \cdot 0,15 = 1,74.$$

Отже за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,74 рази.

5.3 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

5.3.1 Витрати на оплату праці

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників ($З_o$) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [77]

$$З_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (5.2)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, (грн.);

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=21$ дні.

$$З_o = 18600,00 \cdot 12 / 21 = 9272,76 \text{ (грн.)}.$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці 5.3.

Таблиця 5.3 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Проектний менеджер (координатор розробки)	18600,00	772,73	12	9272,76
Інженер-розробник мікропроцесорної техніки	18000,00	750,00	21	15750,00
Технік (без категорії)	8500,00	681,82	11	7500,02
Всього				32522,78

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників ($З_p$) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації» розраховуємо за формулою

$$З_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (5.3)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, (грн/год.);

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (5.4)$$

де M_M – розмір мінімальної місячної заробітної плати, прийmemo $M_M=8000,00$ (грн.);

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення (табл. Б.2, додаток Б) [77];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 21$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_l = 8000,00 \cdot 1,70 \cdot 1,15 / (21 \cdot 8) = 93,10 \text{ (грн.)}.$$

$$З_{pl} = 93,10 \cdot 2,00 = 186,19 \text{ (грн.)}$$

Таблиця 5.4 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника, грн
Контроль вхідних матеріалів	2,00	5	1,70	93,10	186,19
Підготовка робочого місця розробника для проведення розробки і дослідження	7,50	2	1,10	60,24	451,79
Підготовка компонентів мікропроцесорного пристрою	4,30	4	1,50	82,14	353,21
Монтаж компонентів мікропроцесорного пристрою	8,00	4	1,50	82,14	657,14
Налагодження мікропроцесорного блоку	3,00	5	1,70	93,10	279,29
Формування бази даних розробки і дослідження	12,50	3	1,35	73,93	924,11
Налагодження програмних засобів проектування	2,50	5	1,70	93,10	232,74
Монтаж обладнання виведення результатів дослідження	1,35	3	1,35	73,93	99,80
Контроль протікання числового експерименту	6,50	4	1,50	82,14	533,93
Всього					3718,20

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою

$$З_{\text{доп}} = (З_o + З_p) \cdot \frac{H_{\text{доп}}}{100\%}, \quad (5.5)$$

де $H_{\text{доп}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 10%.

$$З_{\text{доп}} = (32522,78 + 3718,20) \cdot 10 / 100\% = 3624,10 \text{ (грн.)}.$$

5.3.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою

$$З_n = (З_o + З_p + З_{\text{доп}}) \cdot \frac{H_n}{100\%} \quad (5.6)$$

де H_n – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$З_n = (32522,78 + 3718,20 + 3624,10) \cdot 22 / 100\% = 8770,32 \text{ (грн.)}.$$

5.3.3 Сировина та матеріали

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot Ц_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot Ц_{\text{с}j}, \quad (5.7)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

C_j – вартість матеріалу j -го найменування, (грн/кг.);

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{ej} – вартість відходів j -го найменування, (грн/кг.).

$$M_1 = 2,0 \cdot 211,00 \cdot 1,1 - 0 \cdot 0 = 464,20 \text{ (грн.)}.$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці 5.5.

Таблиця 5.5 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, (грн.)	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, (грн/кг.)	Вартість витраченого матеріалу, (грн.)
Офісний папір Maestro standard Plus A4-500-80	211,00	2,0	0	0	464,20
Папір для записів Maestro standard Light A5	83,00	4,0	0	0	365,20
Органайзер офісний Maestro standard Office	124,00	3,0	0	0	409,20
Канцелярське приладдя Maestro standard (набір офісного працівника)	201,50	3,0	0	0	664,95
Картридж для принтера HP laserJet	2168,00	1,0	0	0	2384,80
Диск оптичний Maestro standard CD-RW	15,50	5,0	0	0	85,25
Flesh-пам'ять Maestro standard 64 GB	189,90	1,0	0	0	208,89

Продовження таблиці 5.5 – Витрати на матеріали

Тека для паперів Maestro standard BOX	75,00	4,0	0	0	330,00
Склотекстоліт СФ-2-35-1,5	211,00	0,0420	0	0	9,75
Припій ПОС-61	482,00	0,0100	0	0	5,30
Флюс	210,00	0,0200	0	0	4,62
Ізольований провідник	12,50	0,1000	0	0	1,38
Бензосуміш	38,40	0,1000	0	0	4,22
Лак	320,00	0,0500	0	0	17,60
Діелектричний матеріал	200,00	0,0420	0	0	9,24
Всього					4964,60

5.3.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_6), які використовують при проведенні НДР на тему «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації», розраховуємо, згідно з їхньою номенклатурою, за формулою

$$K_6 = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j \quad (5.8)$$

де H_j – кількість комплектуючих j -го виду, шт.;

C_j – покупна ціна комплектуючих j -го виду, (грн.);

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$).

$$K_6 = 8 \cdot 4,50 \cdot 1,1 = 39,60 \text{ (грн.)}.$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці 5.6.

Таблиця 5.6 – Витрати на комплектуючі

Найменування комплектуючих	Кількість, шт.	Ціна за штуку, грн	Сума, грн
Діоди SMA	8	4,50	39,60
Конденсатори SMD A	7	12,50	96,25
Конденсатори SMD 0805	15	3,50	57,75
Мікросхема MAX232	1	150,00	165,00
Мікросхема PIC 16C622	1	200,00	220,00
Мікросхема ADS78450	1	280,00	308,00
Мікросхема FT232BM	1	250,00	275,00
Резистори SMD 0805	8	3,50	30,80
Роз'єми DB9F, USB, PLS-5	4	24,20	106,48
Резонатор кварцовий HC49SM	2	36,00	79,20
Світлодіод AL307AM	3	8,00	26,40
Корпус	1	210,00	231,00
Всього			1635,48

5.3.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

Балансову вартість спецустаткування розраховуємо за формулою

$$B_{\text{спец}} = \sum_{i=1}^k C_i \cdot C_{\text{пр.і}} \cdot K_i, \quad (5.9)$$

де C_i – ціна придбання одиниці спецустаткування даного виду, марки, (грн.);

$C_{\text{пр.і}}$ – кількість одиниць устаткування відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує доставку, монтаж, налагодження устаткування тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань устаткування.

$$B_{\text{спец}} = 9460,00 \cdot 1 \cdot 1,1 = 10406,00 \text{ (грн.)}.$$

Отримані результати зведемо до таблиці 5.7.

Таблиця 5.7 – Витрати на придбання спецустаткування по кожному виду

Найменування устаткування	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Осцилограф цифровий	1	9460,00	10406,00
Вольтметр	1	4200,00	4620,00
Генератор сигналу цифровий	1	8340,00	9174,00
Всього			24200,00

5.3.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт
Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою

$$B_{npz} = \sum_{i=1}^k C_{inpz} \cdot C_{npz.i} \cdot K_i, \quad (5.10)$$

де C_{inpz} – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{npz.i}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{npz} = 42,00 \cdot 1 \cdot 1,1 = 46,20 \text{ (грн.)}.$$

Отримані результати зведемо до таблиці 5.8.

Таблиця 5.8 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
PIC Simulator ID	1	42,00	46,20
Proteus VSM 7.7	1	42,00	46,20
Абонентна плата доступу до мережі Internet	1	380,00	418,00
Всього			510,40

5.3.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою

$$A_{обл} = \frac{Ц_{\delta}}{T_{\epsilon}} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (5.11)$$

де $Ц_{\delta}$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, (грн.);

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

T_{ϵ} – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (54200,00 \cdot 1) / (3 \cdot 12) = 1505,56 \text{ (грн.)}.$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці 5.9.

Таблиця 5.9 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
Електронно-обчислювальний комплекс розробника	54200,00	3	1	1505,56
Робоче місце розробника мікропроцесорного пристрою	8950,00	5	1	149,17
Осцилограф цифровий	9933,00	5	1	165,55
Генератор сигналу цифровий	8757,00	7	1	104,25

Продовження таблиці 5.9 – Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Блок живлення лабораторний	6700,00	7	1	79,76
Радіомонтажне обладнання	6500,00	5	1	108,33
ОС Windows 11	7791,00	3	1	216,42
Офісне програмне забезпечення (Microsoft Office)	8250,00	3	1	229,17
Лабораторія досліджень	386000,00	30	1	1072,22
Оргтехніка	11350,00	5	1	189,17
Всього				3819,59

5.3.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{vni}}{\eta_i}, \quad (5.12)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; прийmemo $C_e = 10,98$ (грн.);

K_{vni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{vni} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = 0,32 \cdot 160,0 \cdot 10,98 \cdot 0,95 / 0,97 = 562,18 \text{ (грн.)}.$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці 5.10.

Таблиця 5.10 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Електронно-обчислювальний комплекс розробника	0,32	160,0	562,18
Робоче місце розробника мікропроцесорного пристрою	0,08	120,0	105,41
Осцилограф цифровий	0,05	160,0	87,84
Генератор сигналу цифровий	0,07	5,0	3,84
Блок живлення лабораторний	0,10	120,0	131,76
Радіомонтажне обладнання	0,12	15,0	19,76
Оргтехніка	0,32	3,0	10,54
Всього			921,33

5.3.9 Службові відрядження

Витрати за статтею «Службові відрядження» відсутні.

5.3.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею відсутні.

5.3.11 Інші витрати

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою

$$I_{\epsilon} = (3_o + 3_p) \cdot \frac{H_{i\epsilon}}{100\%}, \quad (5.13)$$

де H_{ib} – норма нарахування за статтею «Інші витрати», приймемо $H_{ib} = 55\%$.

$$I_g = (32522,78 + 3718,20) \cdot 55 / 100\% = 19932,54 \text{ (грн.)}.$$

5.3.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою

$$B_{нзв} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{нзв}}{100\%}, \quad (5.14)$$

де $H_{нзв}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», приймемо $H_{нзв} = 100\%$.

$$B_{нзв} = (32522,78 + 3718,20) \cdot 100 / 100\% = 36240,98 \text{ (грн.)}.$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{доп} + Z_n + M + K_g + B_{спец} + B_{прз} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_g + B_{нзв}. \quad (5.15)$$

$$B_{заг} = 32522,78 + 3718,20 + 3624,10 + 8770,32 + 4964,60 + 1635,48 + 24200,00 + 510,40 + 3819,59 + 921,33 + 0,00 + 0,00 + 19932,54 + 36240,98 = 140860,30 \text{ (грн.)}.$$

Загальні витрати $ЗВ$ на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою

$$ЗВ = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (5.16)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, приймемо $\eta = 0,95$.

$$ЗВ = 140860,30 / 0,95 = 148274,00 \text{ (грн.)}.$$

5.4 Розрахунок економічної ефективності науково-технічної розробки при її можливій комерціалізації потенційним інвестором

Результати дослідження проведені за темою «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації» передбачають комерціалізацію протягом 4-х років реалізації на ринку.

В цьому випадку майбутній економічний ефект буде формуватися на основі таких даних:

ΔN – збільшення кількості споживачів пристрою, у періоди часу, що аналізуються, від покращення його певних характеристик;

Показник	1-й рік	2-й рік	3-й рік	4-й рік
Збільшення кількості споживачів, осіб	700	950	1050	950

N – кількість споживачів які використовували аналогічний пристрій у році до впровадження результатів нової науково-технічної розробки, прийmemo 8300 осіб;

C_o – вартість пристрою у році до впровадження результатів розробки, прийmemo 3280,00 (грн.);

$\pm \Delta C_o$ – зміна вартості пристрою від впровадження результатів науково-технічної розробки, прийmemo -282,80 грн.

Можливе збільшення чистого прибутку у потенційного інвестора $\Delta \Pi_i$ для кожного із 4-х років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, розраховуємо за формулою [77]

$$\Delta \Pi_i = (\pm \Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\rho}{100}\right), \quad (5.17)$$

де λ – коефіцієнт, який враховує сплату потенційним інвестором податку на додану вартість. У 2024 році ставка податку на додану вартість складає 20%, а коефіцієнт $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність інноваційного продукту).
Прийmemo $\rho = 38\%$;

ϑ – ставка податку на прибуток, який має сплачувати потенційний інвестор, у 2024 році $\vartheta = 18\%$;

Збільшення чистого прибутку 1-го року:

$$\Delta\Pi_1 = (-282,80 \cdot 8300,00 + 2997,20 \cdot 700) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = -64450,10 \text{ (грн.)}.$$

Збільшення чистого прибутку 2-го року:

$$\Delta\Pi_2 = (-282,80 \cdot 8300,00 + 2997,20 \cdot 1650) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 671951,75 \text{ (грн.)}.$$

Збільшення чистого прибутку 3-го року:

$$\Delta\Pi_3 = (-282,80 \cdot 8300,00 + 2997,20 \cdot 2700) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 1485869,59 \text{ (грн.)}.$$

Збільшення чистого прибутку 4-го року:

$$\Delta\Pi_4 = (-282,80 \cdot 8300,00 + 2997,20 \cdot 3650) \cdot 0,83 \cdot 0,38 \cdot (1 - 0,18/100\%) = 2222271,44 \text{ (грн.)}$$

Приведена вартість збільшення всіх чистих прибутків $ПП$, що їх може отримати потенційний інвестор від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки

$$ПП = \sum_{i=1}^T \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (5.18)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному з років, протягом яких виявляються результати впровадження науково-технічної розробки, (грн.);

T – період часу, протягом якого очікується отримання позитивних результатів від впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, роки;

τ – ставка дисконтування, за яку можна взяти щорічний прогнозований рівень інфляції в країні, $\tau=0,2$;

t – період часу (в роках) від моменту початку впровадження науково-технічної розробки до моменту отримання потенційним інвестором додаткових чистих прибутків у цьому році.

$$\begin{aligned} \text{ПП} &= -64450,10/(1+0,2)^1 + 671951,75/(1+0,2)^2 + 1485869,59/(1+0,2)^3 + \\ &+ 2222271,44/(1+0,2)^4 = -53708,41 + 466633,16 + 859878,23 + 1071697,26 = \\ &= 2344500,24 \text{ (грн.)}. \end{aligned}$$

Величина початкових інвестицій PV , які потенційний інвестор має вкласти для впровадження і комерціалізації науково-технічної розробки

$$PV = k_{инв} \cdot 3B, \quad (5.19)$$

де $k_{инв}$ – коефіцієнт, що враховує витрати інвестора на впровадження науково-технічної розробки та її комерціалізацію, приймаємо $k_{инв}=2$;

$3B$ – загальні витрати на проведення науково-технічної розробки та оформлення її результатів, приймаємо 148274,00 (грн.)

$$PV = k_{инв} \cdot 3B = 2 \cdot 148274,00 = 296548,01 \text{ (грн.)}.$$

Абсолютний економічний ефект $E_{абс}$ для потенційного інвестора від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки становитиме

$$E_{абс} = \text{ПП} - PV \quad (5.20)$$

де $ПП$ – приведена вартість зростання всіх чистих прибутків від можливого впровадження та комерціалізації науково-технічної розробки, 2344500,24 (грн.);

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 296548,01 (грн.).

$$E_{абс} = ПП - PV = 2344500,24 - 296548,01 = 2047952,23 \text{ (грн.)}.$$

Внутрішня економічна дохідність інвестицій E_g , які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки

$$E_g = T_{жс} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1, \quad (5.21)$$

де $E_{абс}$ – абсолютний економічний ефект вкладених інвестицій, 2047952,23 (грн.);

PV – теперішня вартість початкових інвестицій, 296548,01 (грн.);

$T_{жс}$ – життєвий цикл науково-технічної розробки, тобто час від початку її розробки до закінчення отримування позитивних результатів від її впровадження, 4 роки

$$E_g = T_{жс} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{абс}}{PV}} - 1 = (1 + 2047952,23/296548,01)^{1/4} - 1 = 0,68.$$

Мінімальна внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій $\tau_{мін}$

$$\tau_{мін} = d + f, \quad (5.22)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2024 році в Україні $d = 0,1$;

f – показник, що характеризує ризикованість вкладення інвестицій, прийmemo 0,25.

$\tau_{min} = 0,1 + 0,25 = 0,35 < 0,68$ свідчить про те, що внутрішня економічна дохідність інвестицій E_g , вища мінімальної внутрішньої дохідності. Тобто інвестувати в науково-дослідну роботу за темою «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації» доцільно.

Період окупності інвестицій $T_{ок}$ які можуть бути вкладені потенційним інвестором у впровадження та комерціалізацію науково-технічної розробки

$$T_{ок} = \frac{1}{E_g}, \quad (5.23)$$

де E_g – внутрішня економічна дохідність вкладених інвестицій.

$$T_{ок} = 1 / 0,68 = 1,48 \text{ р.}$$

$T_{ок} < 3$ -х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

5.5 Висновки до розділу

Згідно проведених досліджень рівень комерційного потенціалу розробки за темою «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації» становить 38,7 бала, що, свідчить про комерційну важливість проведення даних досліджень (рівень комерційного потенціалу розробки вище середнього).

При оцінюванні за технічними параметрами, згідно узагальненого коефіцієнту якості розробки, науково-технічна розробка переважає існуючі аналоги приблизно в 1,74 рази.

Також термін окупності становить 1,48 р., що менше 3-х років, що свідчить про комерційну привабливість науково-технічної розробки і може

спонукати потенційного інвестора профінансувати впровадження даної розробки та виведення її на ринок.

Отже можна зробити висновок про доцільність проведення науково-дослідної роботи за темою «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації».

ВИСНОВКИ

У магістерській кваліфікаційній роботі представлено результати аналізу останніх досліджень в області гнучких датчиків, які можна носити, з акцентом на датчиках дотику. Як було вже зазначено – можливості та концепції технології сенсорних датчиків розширилися з розробкою нових матеріалів. Сфери електронної шкіри, електронного текстилю, електронної охорони здоров'я та електронного контролю є ключовими сферами зі значним потенціалом.

Датчик дотику ємнісного типу для одночасного визначення положення дотику та навантаження дотику розроблено та виготовлено з використанням прозорого матеріалу електрода. Зазвичай датчик дотику визначає лише положення дотику. Однак, оскільки датчик дотику, запропонований у цьому дослідженні, розроблений шляхом розділення позиції дотику та частин, що сприймають навантаження, можна розпізнавати навантаження на дотик, крім положення дотику. Датчик дотику в основному складається з підкладки плівки з поліетилентерефталату (PET), покритої оксидом індію і олова (ІТО), підкладки зі скла ІТО та прозорого еластомеру. ІТО, як прозорий електрод, має приблизно 86% світлопропускання та опір листового шару 30 Ом/квадрат, і нанесений за допомогою процесу фотолітографії. Прозорий еластомер для розпізнавання навантаження затиснутий між двома прозорими підкладками та сприймає величину навантаження від дотику, виявляючи зміну значення ємності через зміну відстані між верхнім і нижнім електродами, спричинену навантаженням дотику. Виготовлений датчик дотику має ширину 183 мм і довжину 234 мм із зоною дотику 10 дюймів. Він має 32 лінії передачі для керування сигналом, 47 ліній прийому для виявлення сигналу та два канали наземних ліній. Він може одночасно розпізнавати мультитотик із більш ніж 10 точками та сприймати навантаження до 700 фФ.

Майбутні роботи та зусилля з комерціалізації стикаються з численними перешкодами. Три критичні питання – це матеріали, технології та робоче середовище. Наприклад, металеві наноматеріали, які широко використовуються

в дизайні сенсорів, демонструють відносно низьку довгострокову стабільність, можуть легко окислюватися або десульфуватись і є генотоксичними. Докладаються зусиль для підвищення можливостей інтеграції та гнучкості датчиків у таких системах. Схема обробки сигналу створює ще одну перешкоду, оскільки підхід до інкапсуляції може призвести до небажаного шуму або гарячих точок, коли датчик контактує зі шкірою людини. Крім того, хибний тригер може бути спричинений наявністю неконтрольованого робочого середовища, наприклад випаровування, шуму та олії/поту з тіла людини. Розпізнавання дотиків потребує оптимізації методів, що використовуються для збору чи аналізу даних, наприклад, помітні навмисні та помилкові дотики. Вищезазначені проблеми вимагають міждисциплінарних досліджень для розробки рішень з метою розробки повної сенсорної системи та доставки виробів із лабораторії в промисловість.

Було проведено комп'ютерне моделювання за допомогою програмного пакету Thermal Desktop, в якому було змодельовано тепловий режим плати у динамічному вигляді. Тепловий розрахунок і результати моделювання показали, що перегрівання елементів приладу не станеться при природній конвекції, тому не потрібно влаштовувати додаткове відведення тепла від нагрітих елементів або встановлювати примусову вентиляцію.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Vu, C.C.; Kim, S.J.; Kim, J. Flexible wearable sensors—An update in view of touch-sensing. *Sci. Technol. Adv. Mater.* 2021, 22, 26–36.
2. Perez, A.J.; Zeadally, S. Recent advances in wearable sensing technologies. *Sensors* 2021, 21, 6828.
3. De Sio, L.; Ding, B.; Focsan, M.; Kogermann, K.; Pascoal-Faria, P.; Petronela, F.; Mitchell, G.; Zussman, E.; Pierini, F. Personalized Reusable Face Masks with Smart Nano-Assisted Destruction of Pathogens for COVID-19: A Visionary Road. *Chem.-Eur. J.* 2021, 27, 6112–6130.
4. Nguyen, P.Q.; Soenksen, L.R.; Donghia, N.M.; Angenent-Mari, N.M.; de Puig, H.; Huang, A.; Lee, R.; Slomovic, S.; Galbersanini, T.; Lansberry, G.; et al. Wearable materials with embedded synthetic biology sensors for biomolecule detection. *Nat. Biotechnol.* 2021, 39, 1366–1374.
5. Ahmed, N.; Michelin, R.A.; Xue, W.; Ruj, S.; Malaney, R.; Kanhere, S.S.; Seneviratne, A.; Hu, W.; Janicke, H.; Jha, S.K. A Survey of COVID-19 Contact Tracing Apps. *IEEE Access* 2020, 8, 134577–134601.
6. Wright, J.H.; Caudill, R. Remote treatment delivery in response to the COVID-19 Pandemic. *Psychother. Psychosom.* 2020, 89, 130–132.
7. Téllez, J.; Zeadally, S. *Mobile Payment Systems: Secure Network Architectures and Protocols*; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2017; ISBN 9783319230320.
8. Chen, S.; Wang, Y.; Yang, L.; Karouta, F.; Sun, K. Electron-Induced Perpendicular Graphene Sheets Embedded Porous Carbon Film for Flexible Touch Sensors. *Nano-Micro Lett.* 2020, 12, 136.
9. Lee, Y.; Kim, J.; Jang, B.; Kim, S.; Sharma, B.K.; Kim, J.H.; Ahn, J.H. Graphene-based stretchable/wearable self-powered touch sensor. *Nano Energy* 2019, 62, 259–267.
10. Yin, F.; Lu, H.; Pan, H.; Ji, H.; Pei, S.; Liu, H.; Huang, J.; Gu, J.; Li, M.; Wei, J. Highly Sensitive and Transparent Strain Sensors with an Ordered Array

- Structure of AgNWs for Wearable Motion and Health Monitoring. *Sci. Rep.* 2019, 9, 2403.
11. Huynh, T.P.; Haick, H. Autonomous Flexible Sensors for Health Monitoring. *Adv. Mater.* 2018, 30, e1802337.
 12. Chang, H.; Kim, S.; Jin, S.; Lee, S.W.; Yang, G.T.; Lee, K.Y.; Yi, H. Ultrasensitive and Highly Stable Resistive Pressure Sensors with Biomaterial-Incorporated Interfacial Layers for Wearable Health-Monitoring and Human-Machine Interfaces. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 2018, 10, 1067–1076.
 13. Guo, Y.; Guo, Z.; Zhong, M.; Wan, P.; Zhang, W.; Zhang, L. A Flexible Wearable Pressure Sensor with Bioinspired Microcrack and Interlocking for Full-Range Human–Machine Interfacing. *Small* 2018, 14, e1803018.
 14. Xiong, J.; Cui, P.; Chen, X.; Wang, J.; Parida, K.; Lin, M.F.; Lee, P.S. Skin-touch-actuated textile-based triboelectric nanogenerator with black phosphorus for durable biomechanical energy harvesting. *Nat. Commun.* 2018, 9, 4280.
 15. Liang, G.; Ruan, Z.; Liu, Z.; Li, H.; Wang, Z.; Tang, Z.; Mo, F.; Yang, Q.; Ma, L.; Wang, D.; et al. Toward Multifunctional and Wearable Smart Skins with Energy-Harvesting, Touch-Sensing, and Exteroception-Visualizing Capabilities by an All-Polymer Design. *Adv. Electron. Mater.* 2019, 5, 1900553.
 16. Park, B.J.; Oh, S.; Kim, F.S.; Chang, S.T. Pixel-free capacitive touch sensor using a single-layer ion gel. *J. Mater. Chem. C* 2019, 7, 10264–10272.
 17. Chen, S.; Song, Y.; Xu, F. Flexible and Highly Sensitive Resistive Pressure Sensor Based on Carbonized Crepe Paper with Corrugated Structure. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 2018, 10, 34646–34654.
 18. Peng, S.; Blanloeuil, P.; Wu, S.; Wang, C.H. Rational Design of Ultrasensitive Pressure Sensors by Tailoring Microscopic Features. *Adv. Mater. Interfaces* 2018, 5, 1800403.
 19. Wang, Z.; Zhang, L.; Liu, J.; Jiang, H.; Li, C. Flexible hemispheric microarrays of highly pressure-sensitive sensors based on breath figure method. *Nanoscale* 2018, 10, 10691–10698.

20. Li, H.; Wu, K.; Xu, Z.; Wang, Z.; Meng, Y.; Li, L. Ultrahigh-Sensitivity Piezoresistive Pressure Sensors for Detection of Tiny Pressure. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 2018, 10, 20826–20834.
21. Gogurla, N.; Roy, B.; Park, J.Y.; Kim, S. Skin-contact actuated single-electrode protein triboelectric nanogenerator and strain sensor for biomechanical energy harvesting and motion sensing. *Nano Energy* 2019, 62, 674–681.
22. Gao, X.; Zheng, M.; Yan, X.; Fu, J.; Zhu, M.; Hou, Y. The alignment of BCZT particles in PDMS boosts the sensitivity and cycling reliability of a flexible piezoelectric touch sensor. *J. Mater. Chem. C* 2019, 7, 961–967.
23. Liu, M.; Pu, X.; Jiang, C.; Liu, T.; Huang, X.; Chen, L.; Du, C.; Sun, J.; Hu, W.; Wang, Z.L. Large-Area All-Textile Pressure Sensors for Monitoring Human Motion and Physiological Signals. *Adv. Mater.* 2017, 29, 1703700.
24. Yogeswaran, N.; Navaraj, W.T.; Gupta, S.; Liu, F.; Vinciguerra, V.; Lorenzelli, L.; Dahiya, R. Piezoelectric graphene field effect transistor pressure sensors for tactile sensing. *Appl. Phys. Lett.* 2018, 113, 014102.
25. Lee, K.; Lee, J.; Kim, G.; Kim, Y.; Kang, S.; Cho, S.; Kim, S.G.; Kim, J.K.; Lee, W.; Kim, D.E.; et al. Rough-Surface-Enabled Capacitive Pressure Sensors with 3D Touch Capability. *Small* 2017, 13, 38–44.
26. Jeon, G.J.; Lee, S.H.; Lee, S.H.; Shim, J.B.; Ra, J.H.; Park, K.W.; Yeom, H.I.; Nam, Y.; Kwon, O.K.; Park, S.H.K. Highly Sensitive Active-Matrix Driven Self-Capacitive Fingerprint Sensor based on Oxide Thin Film Transistor. *Sci. Rep.* 2019, 9, 3216.
27. Heo, S.; Park, K.; Choi, E.H.; Bien, F. Differential Coded Multiple Signaling Method with Fully Differential Receiver for Mutual Capacitive Fingerprint TSP. *IEEE Trans. Circuits Syst. I Regul. Pap.* 2020, 67, 74–85.
28. Kweon, O.Y.; Samanta, S.K.; Won, Y.; Yoo, J.H.; Oh, J.H. Stretchable and Self-Healable Conductive Hydrogels for Wearable Multimodal Touch Sensors with Thermoresponsive Behavior. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 2019, 11, 26134–26143.

- 29.Chen, W.; Yan, X. Progress in achieving high-performance piezoresistive and capacitive flexible pressure sensors: A review. *J. Mater. Sci. Technol.* 2020, 43, 175–188.
- 30.Fan, F.R.; Lin, L.; Zhu, G.; Wu, W.; Zhang, R.; Wang, Z.L. Transparent triboelectric nanogenerators and self-powered pressure sensors based on micropatterned plastic films. *Nano Lett.* 2012, 12, 3109–3114.
- 31.Патент 152453 України на корисну модель по класу МПК (2023.01) G08B 13/00. Охоронно-сигналізаційний комплекс швидкого розгортання / Семенов А. О., Семенова О. О., Поворознюк Р. В., Муравський О. О., Скрипник О. А. // Номер заявки: u 2021 07433. Дата подання заявки: 20.12.2021. Дата публікації відомостей про державну реєстрацію: 08.02.2023, Бюл. № 6..
- 32.Yang, Y.; Pan, H.; Xie, G.; Jiang, Y.; Chen, C.; Su, Y.; Wang, Y.; Tai, H. Flexible piezoelectric pressure sensor based on polydopamine-modified BaTiO₃/PVDF composite film for human motion monitoring. *Sensors Actuators, A Phys.* 2020, 301, 111789.
- 33.Zeng, X.; Deng, H.T.; Wen, D.L.; Li, Y.Y.; Xu, L.; Zhang, X.S. Wearable Multi-Functional Sensing Technology for Healthcare Smart Detection. *Micromachines* 2022, 13, 254.
- 34.Jeong, C.; Lee, S.; Roh, H.D.; Feng, M.Q.; Park, Y. Bin Hierarchically structured ZnO nanorod-carbon fiber composites as ultrathin, flexible, highly sensitive triboelectric sensors. *Smart Mater. Struct.* 2020, 29, 025002.
- 35.Wang, Z.L.; Wu, W. Nanotechnology-enabled energy harvesting for self-powered micro-/nanosystems. *Angew. Chemie-Int. Ed.* 2012, 51, 11700–11721.
- 36.Qian, J.; He, J.; Qian, S.; Zhang, J.; Niu, X.; Fan, X.; Wang, C.; Hou, X.; Mu, J.; Geng, W.; et al. A Nonmetallic Stretchable Nylon-Modified High Performance Triboelectric Nanogenerator for Energy Harvesting. *Adv. Funct. Mater.* 2020, 30, 1907414.

37. Zou, Y.; Tan, P.; Shi, B.; Ouyang, H.; Jiang, D.; Liu, Z.; Li, H.; Yu, M.; Wang, C.; Qu, X.; et al. A bionic stretchable nanogenerator for underwater sensing and energy harvesting. *Nat. Commun.* 2019, 10, 2695.
38. Zhu, J.; Guo, X.; Meng, D.; Cho, M.; Park, I.; Huang, R.; Song, W. A flexible comb electrode triboelectric-electret nanogenerator with separated microfibers for a self-powered position, motion direction and acceleration tracking sensor. *J. Mater. Chem. A* 2018, 6, 16548–16555.
39. Jeong, H.; Park, S.; Lee, J.; Won, P.; Ko, S.H.; Lee, D. Fabrication of Transparent Conductive Film with Flexible Silver Nanowires Using Roll-to-Roll Slot-Die Coating and Calendering and Its Application to Resistive Touch Panel. *Adv. Electron. Mater.* 2018, 4, 1800243.
40. Tang, G.; Shi, Q.; Zhang, Z.; He, T.; Sun, Z.; Lee, C. Hybridized wearable patch as a multi-parameter and multi-functional human-machine interface. *Nano Energy* 2021, 81, 105582.
41. Chen, H.; Miao, L.; Su, Z.; Song, Y.; Han, M.; Chen, X.; Cheng, X.; Chen, D.; Zhang, H. Fingertip-inspired electronic skin based on triboelectric sliding sensing and porous piezoresistive pressure detection. *Nano Energy* 2017, 40, 65–72.
42. Ma, Z.; Meng, B.; Wang, Z.; Yuan, C.; Liu, Z.; Zhang, W.; Peng, Z. A triboelectric-piezoresistive hybrid sensor for precisely distinguishing transient processes in mechanical stimuli. *Nano Energy* 2020, 78, 105216.
43. Park, J.; Kim, M.; Lee, Y.; Lee, H.S.; Ko, H. Nanomaterials: Fingertip skin-inspired microstructured ferroelectric skins discriminate static/dynamic pressure and temperature stimuli. *Sci. Adv.* 2015, 1, e1500661.
44. Chen, Y.L.; Huang, Y.C.; Hsieh, M.L.; Yeh, S.K.; Fang, W. A Novel CMOS-MEMS Tri-Axial Tactile Force Sensor Using Capacitive and Piezoresistive Sensing Mechanisms. In *Proceedings of the 2021 21st International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (Transducers)*, Online, Orlando, Florida, USA, 20–25 June 2021; pp. 210–213.

45. Park, S.; Kim, H.; Vosgueritchian, M.; Cheon, S.; Kim, H.; Koo, J.H.; Kim, T.R.; Lee, S.; Schwartz, G.; Chang, H.; et al. Stretchable energy-harvesting tactile electronic skin capable of differentiating multiple mechanical stimuli modes. *Adv. Mater.* 2014, 26, 7324–7332.
46. Hwang, B.U.; Zabeeb, A.; Trung, T.Q.; Wen, L.; Lee, J.D.; Choi, Y.I.; Lee, H.B.; Kim, J.H.; Han, J.G.; Lee, N.E. A transparent stretchable sensor for distinguishable detection of touch and pressure by capacitive and piezoresistive signal transduction. *NPG Asia Mater.* 2019, 11, 23.
47. Zhu, P.; Wang, Y.; Sheng, M.; Wang, Y.; Yu, Y.; Deng, Y. A flexible active dual-parameter sensor for sensitive temperature and physiological signal monitoring: Via integrating thermoelectric and piezoelectric conversion. *J. Mater. Chem. A* 2019, 7, 8258–8267.
48. Chen, Y.; Zhang, Y.; Yuan, F.; Ding, F.; Schmidt, O.G. A Flexible PMN-PT Ribbon-Based Piezoelectric-Pyroelectric Hybrid Generator for Human-Activity Energy Harvesting and Monitoring. *Adv. Electron. Mater.* 2017, 3, 1600540. [Google Scholar]
49. Zhao, G.; Zhang, X.; Cui, X.; Wang, S.; Liu, Z.; Deng, L.; Qi, A.; Qiao, X.; Li, L.; Pan, C.; et al. Piezoelectric Polyacrylonitrile Nanofiber Film-Based Dual-Function Self-Powered Flexible Sensor. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 2018, 10, 15855–15863.
50. Kim, K.; Song, G.; Park, C.; Yun, K.S. Multifunctional woven structure operating as triboelectric energy harvester, capacitive tactile sensor array, and piezoresistive strain sensor array. *Sensors* 2017, 17, 2582.
51. Wang, S.; Wang, Z.L.; Yang, Y. A One-Structure-Based Hybridized Nanogenerator for Scavenging Mechanical and Thermal Energies by Triboelectric-Piezoelectric-Pyroelectric Effects. *Adv. Mater.* 2016, 28, 2881–2887.
52. Ansari, M.Z.; Janicek, P.; Nandi, D.K.; Slang, S.; Bouska, M.; Oh, H.; Shong, B.; Kim, S.H. Low-temperature growth of crystalline Tin(II) monosulfide thin

- films by atomic layer deposition using a liquid divalent tin precursor. *Appl. Surf. Sci.* 2021, 565, 150152.
53. Kim, K.J.; Lu, P.; Culp, J.T.; Ohodnicki, P.R. Metal-Organic Framework Thin Film Coated Optical Fiber Sensors: A Novel Waveguide-Based Chemical Sensing Platform. *ACS Sensors* 2018, 3, 386–394.
 54. Yu, S.; Wang, X.; Xiang, H.; Zhu, L.; Tebyetekerwa, M.; Zhu, M. Superior piezoresistive strain sensing behaviors of carbon nanotubes in one-dimensional polymer fiber structure. *Carbon N. Y.* 2018, 140, 1–9.
 55. Jeong, C.; Park, Y. Bin Exfoliated Graphite Nanoplatelet-Carbon Nanotube Hybrid Composites for Compression Sensing. *ACS Omega* 2020, 5, 2630–2639.
 56. Duan, S.; Wang, Z.; Zhang, L.; Liu, J.; Li, C. A Highly Stretchable, Sensitive, and Transparent Strain Sensor Based on Binary Hybrid Network Consisting of Hierarchical Multiscale Metal Nanowires. *Adv. Mater. Technol.* 2018, 3, 1800020.
 57. Zhao, Y.; Yang, Y.; Cui, L.; Zheng, F.; Song, Q. Electroactive Au@Ag nanoparticles driven electrochemical sensor for endogenous H₂S detection. *Biosens. Bioelectron.* 2018, 117, 53–59.
 58. Wang, Y.; Zhu, C.; Pfattner, R.; Yan, H.; Jin, L.; Chen, S.; Molina-Lopez, F.; Lissel, F.; Liu, J.; Rabiah, N.I.; et al. A highly stretchable, transparent, and conductive polymer. *Sci. Adv.* 2017, 3, e1602076.
 59. Wang, Y.; Ding, Y.; Guo, X.; Yu, G. Conductive polymers for stretchable supercapacitors. *Nano Res.* 2019, 12, 1978–1987.
 60. Min, S.H.; Lee, G.Y.; Ahn, S.H. Direct printing of highly sensitive, stretchable, and durable strain sensor based on silver nanoparticles/multi-walled carbon nanotubes composites. *Compos. Part B Eng.* 2019, 161, 395–401.
 61. Chu, T.Y.; Zhang, Z.; Tao, Y. Printing Silver Conductive Inks with High Resolution and High Aspect Ratio. *Adv. Mater. Technol.* 2018, 3, 1700321.
 62. Zhong, Z.; Lee, H.; Kang, D.; Kwon, S.; Choi, Y.M.; Kim, I.; Kim, K.Y.; Lee, Y.; Woo, K.; Moon, J. Continuous Patterning of Copper Nanowire-Based

- Transparent Conducting Electrodes for Use in Flexible Electronic Applications. *ACS Nano* 2016, 10, 7847–7854.
63. Liang, X.; Li, H.; Dou, J.; Wang, Q.; He, W.; Wang, C.; Li, D.; Lin, J.M.; Zhang, Y. Stable and Biocompatible Carbon Nanotube Ink Mediated by Silk Protein for Printed Electronics. *Adv. Mater.* 2020, 32, e2000165.
 64. Bellani, S.; Petroni, E.; Del Rio Castillo, A.E.; Curreli, N.; Martín-García, B.; Oropesa-Nuñez, R.; Prato, M.; Bonaccorso, F. Scalable Production of Graphene Inks via Wet-Jet Milling Exfoliation for Screen-Printed Micro-Supercapacitors. *Adv. Funct. Mater.* 2019, 29, 1807659.
 65. An, B.W.; Heo, S.; Ji, S.; Bien, F.; Park, J.U. Transparent and flexible fingerprint sensor array with multiplexed detection of tactile pressure and skin temperature. *Nat. Commun.* 2018, 9, 2458.
 66. Yuan, Z.; Zhou, T.; Yin, Y.; Cao, R.; Li, C.; Wang, Z.L. Transparent and Flexible Triboelectric Sensing Array for Touch Security Applications. *ACS Nano* 2017, 11, 8364–8369.
 67. Liu, N.; Chortos, A.; Lei, T.; Jin, L.; Kim, T.R.; Bae, W.G.; Zhu, C.; Wang, S.; Pfattner, R.; Chen, X.; et al. Ultratransparent and stretchable graphene electrodes. *Sci. Adv.* 2017, 3, e170015.
 68. Chen, J.; Zhu, Y.; Jiang, W. A stretchable and transparent strain sensor based on sandwich-like PDMS/CNTs/PDMS composite containing an ultrathin conductive CNT layer. *Compos. Sci. Technol.* 2020, 186, 107938.
 69. Teo, M.Y.; Kim, N.; Kee, S.; Kim, B.S.; Kim, G.; Hong, S.; Jung, S.; Lee, K. Highly stretchable and highly conductive PEDOT:PSS/Ionic liquid composite transparent electrodes for solution-processed stretchable electronics. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 2017, 9, 819–826.
 70. Li, W.; Yang, S.; Shamim, A. Screen printing of silver nanowires: Balancing conductivity with transparency while maintaining flexibility and stretchability. *npj Flex. Electron.* 2019, 3, 13.

71. Shi, H.; Al-Rubaiai, M.; Holbrook, C.M.; Miao, J.; Pinto, T.; Wang, C.; Tan, X. Screen-Printed Soft Capacitive Sensors for Spatial Mapping of Both Positive and Negative Pressures. *Adv. Funct. Mater.* 2019, 29, 1809116.
72. Teng, L.; Ye, S.; Handschuh-Wang, S.; Zhou, X.; Gan, T.; Zhou, X. Liquid Metal-Based Transient Circuits for Flexible and Recyclable Electronics. *Adv. Funct. Mater.* 2019, 29, 1808739.
73. Peng, H.; Xin, Y.; Xu, J.; Liu, H.; Zhang, J. Ultra-stretchable hydrogels with reactive liquid metals as asymmetric force-sensors. *Mater. Horizons* 2019, 6, 618–625.
74. Kim, K.; Choi, J.; Jeong, Y.; Cho, I.; Kim, M.; Kim, S.; Oh, Y.; Park, I. Highly Sensitive and Wearable Liquid Metal-Based Pressure Sensor for Health Monitoring Applications: Integration of a 3D-Printed Microbump Array with the Microchannel. *Adv. Healthc. Mater.* 2019, 8, e1900978.
75. Ansari, M.Z.; Parveen, N.; Nandi, D.K.; Ramesh, R.; Ansari, S.A.; Cheon, T.; Kim, S.H. Enhanced activity of highly conformal and layered tin sulfide (SnS_x) prepared by atomic layer deposition (ALD) on 3D metal scaffold towards high performance supercapacitor electrode. *Sci. Rep.* 2019, 9, 10225.
76. Tang, Z.; Jia, S.; Wang, F.; Bian, C.; Chen, Y.; Wang, Y.; Li, B. Highly Stretchable Core-Sheath Fibers via Wet-Spinning for Wearable Strain Sensors. *ACS Appl. Mater. Interfaces* 2018, 10, 6624–6635.
77. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.
78. Кавецький В. В. Економічне обґрунтування інноваційних рішень: практикум / В. В. Кавецький, В. О. Козловський, І. В. Причепа – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 113 с.

Додаток А
(обов'язковий)

ІЛЮСТРАТИВНА ЧАСТИНА

МІКРОЕЛЕКТРОННИЙ СЕНСОРНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВВЕДЕННЯ ІНФОРМАЦІЇ

Виконав: студент 2-го курсу, групи МНТ-23м
спеціальності 176 Мікро- та наносистемна
техніка

(шифр і назва напрямку підготовки, спеціальності)

_____ Скрипник О.А.
(прізвище та ініціали)

Керівник: д.т.н., проф., професор кафедри ІРТС

_____ Семенов А.О.
(прізвище та ініціали)

«10» _____ 12 2024 р.

Вінниця ВНТУ - 2024 рік

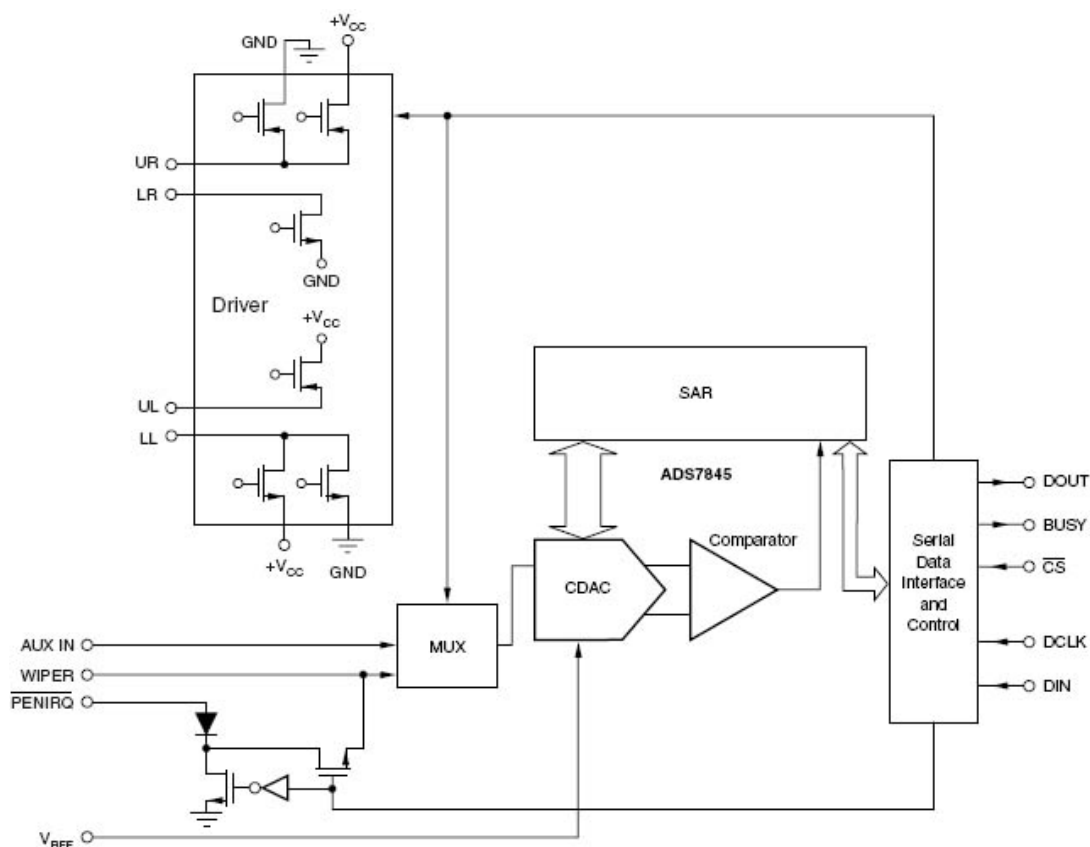


Рисунок 1 – Блок схема ADS7845 [3]

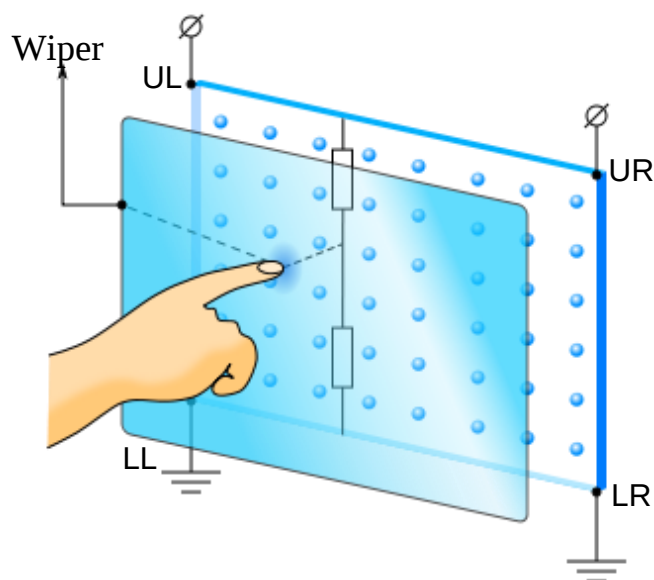


Рисунок 2 – Вимірювання координат точки дотику до сенсорної панелі [5]

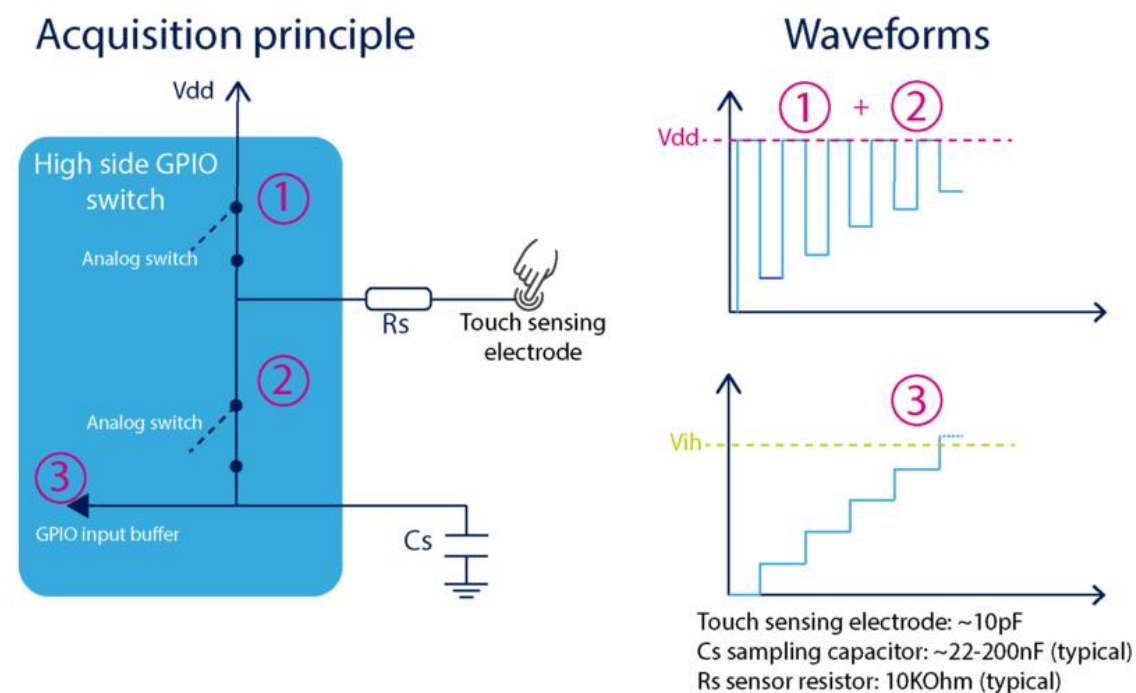


Рисунок 3 – Основний опис режиму роботи TSC

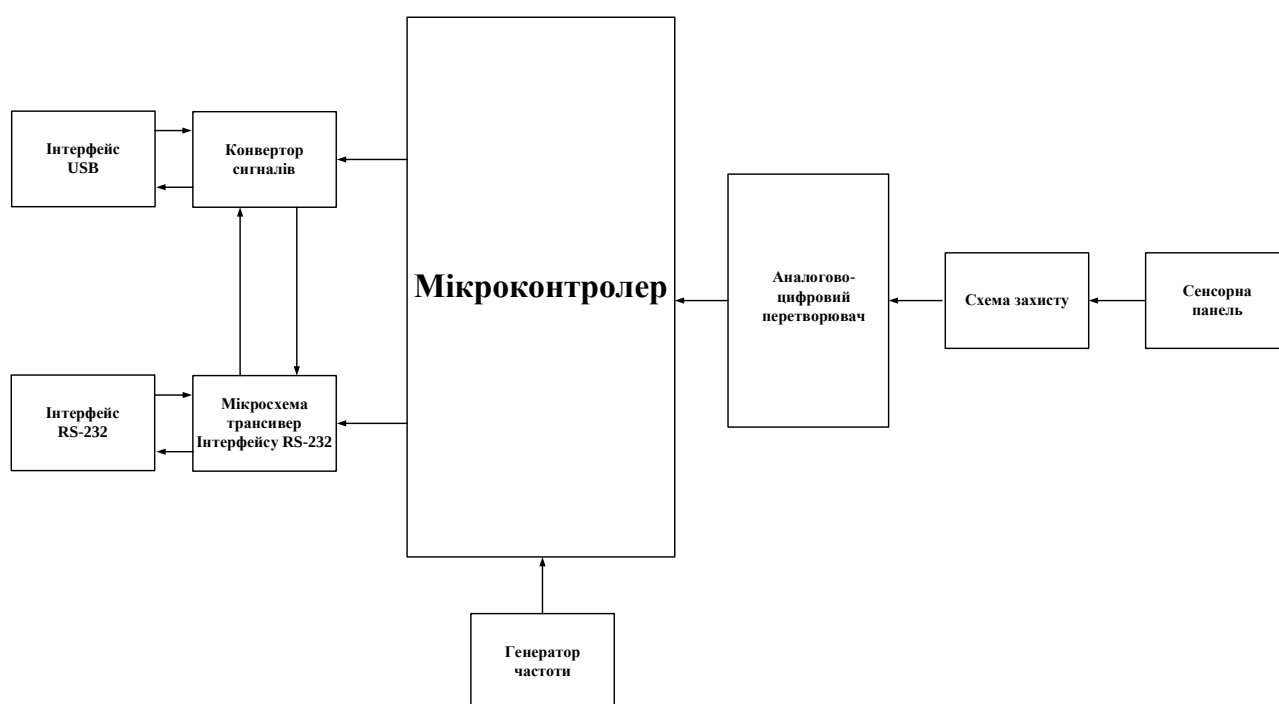


Рисунок 4 – Структурна схема мікроелектронного сенсорного пристрою для введення інформації

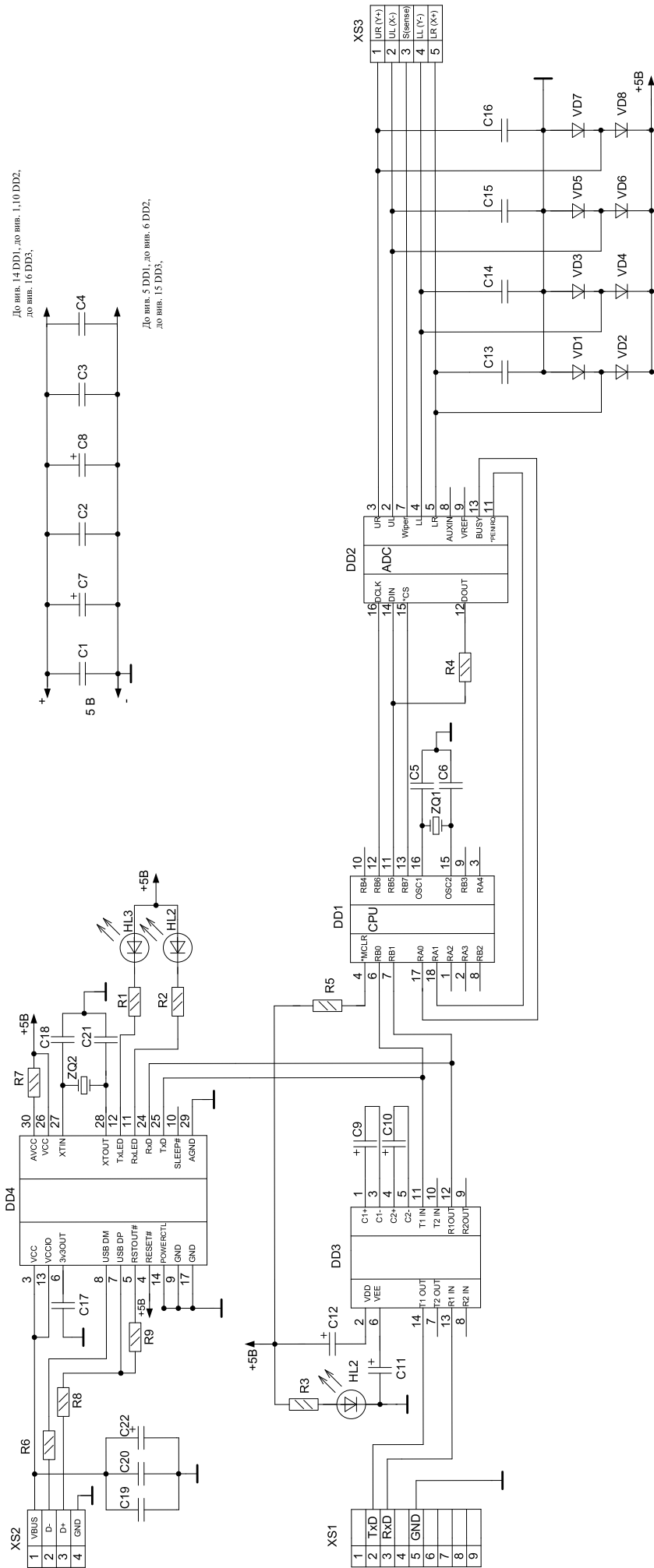


Рисунок 5 – Електрична схема пристрою

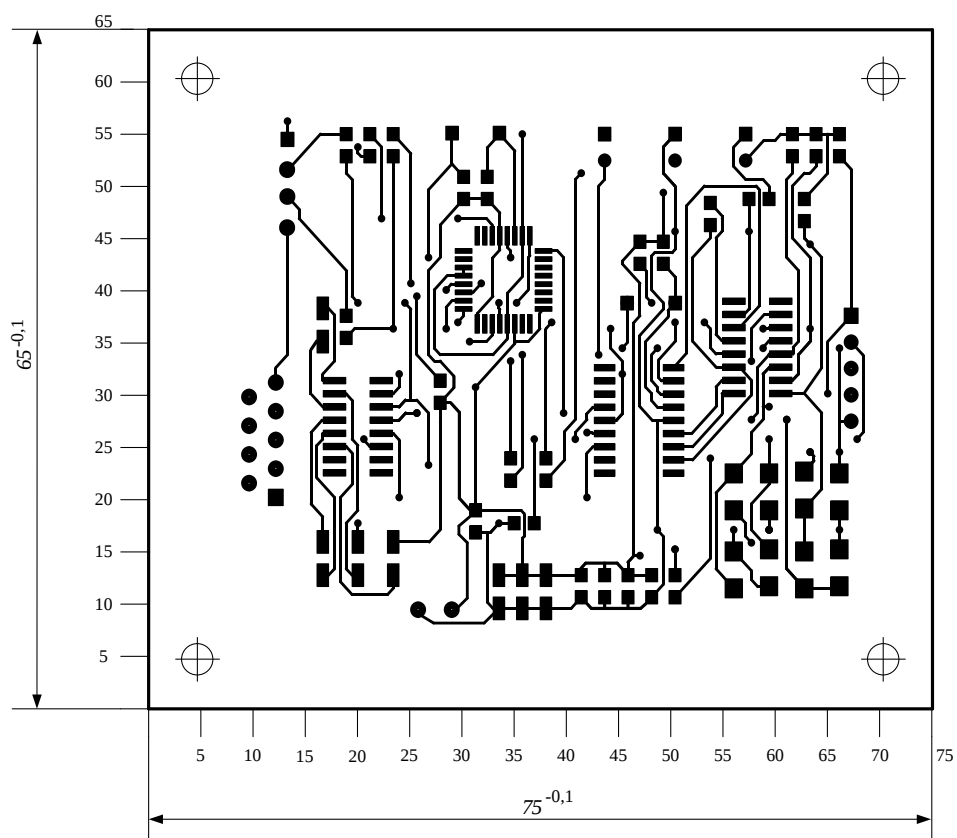


Рисунок 6 – Топологія друкованої плати (сторона встановлення елементів)

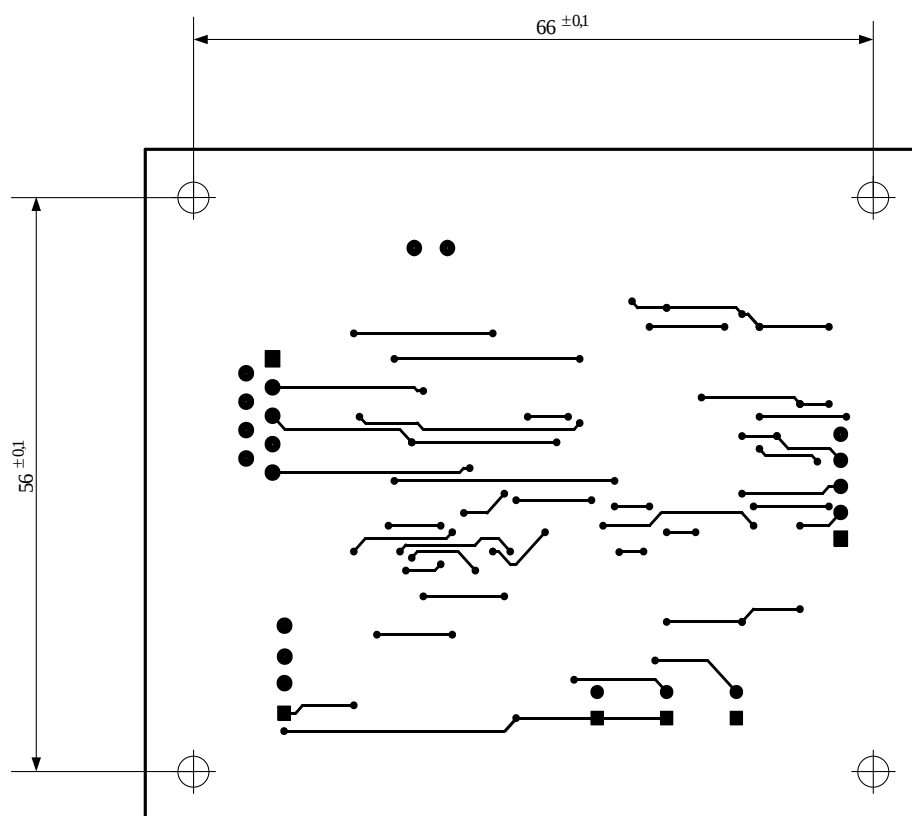
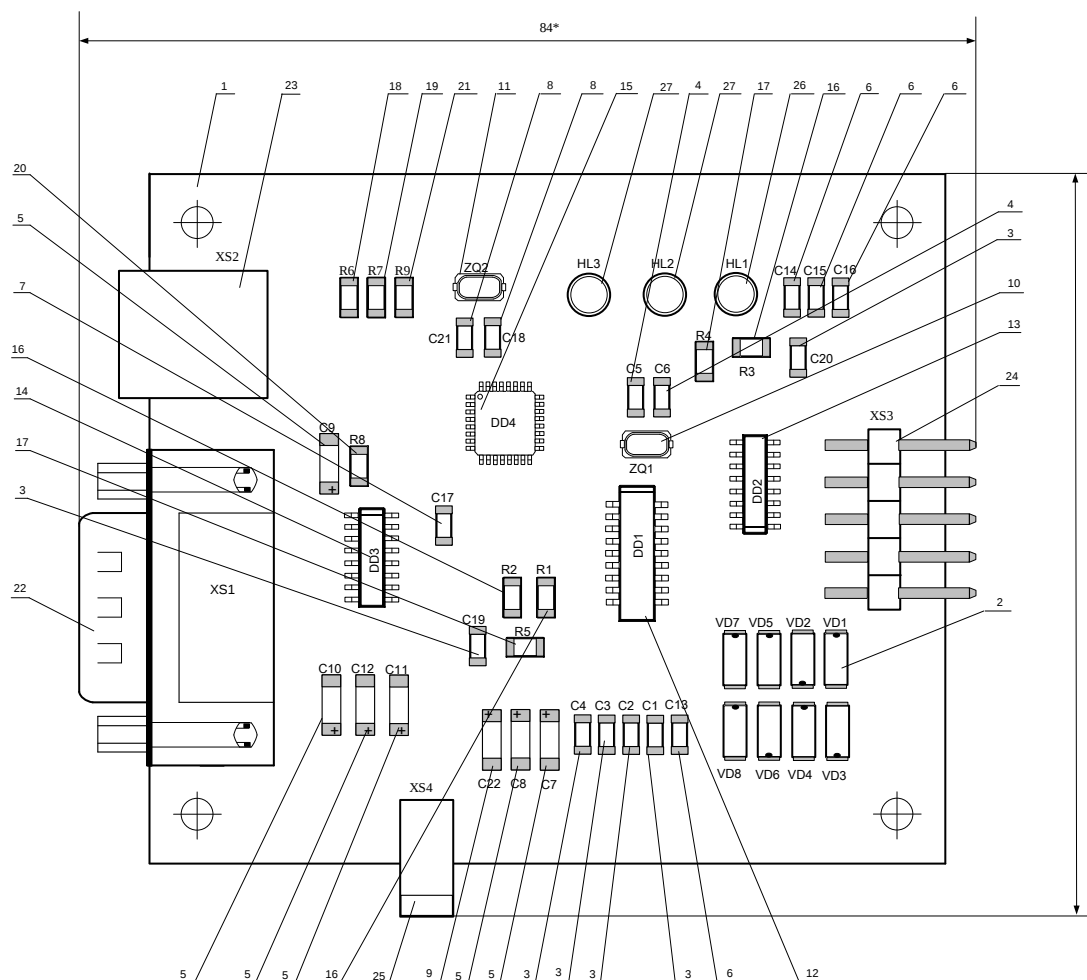


Рисунок 7 – Топологія друкованої плати (зворотна сторона)



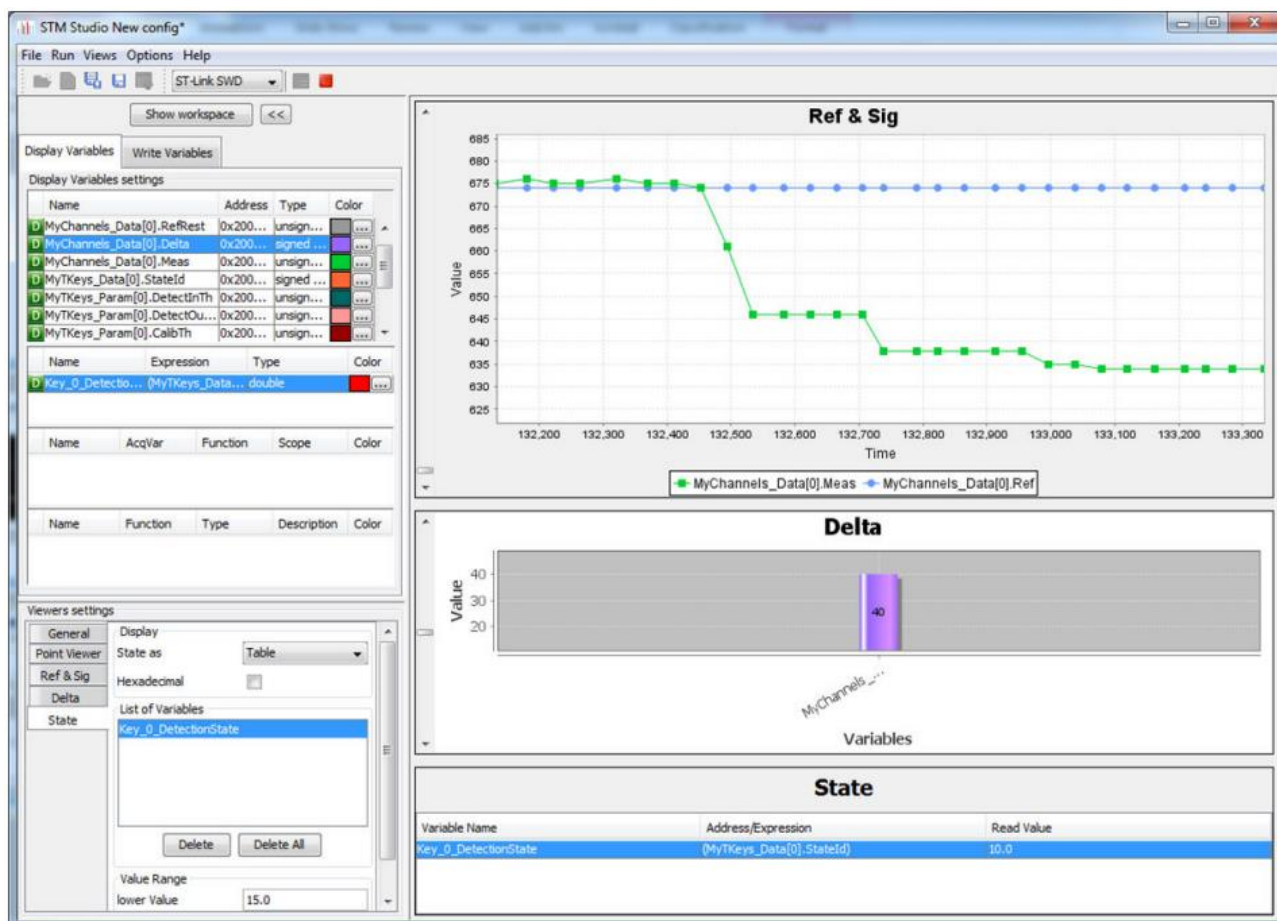


Рисунок 10 - VarViewers з іменем змінної

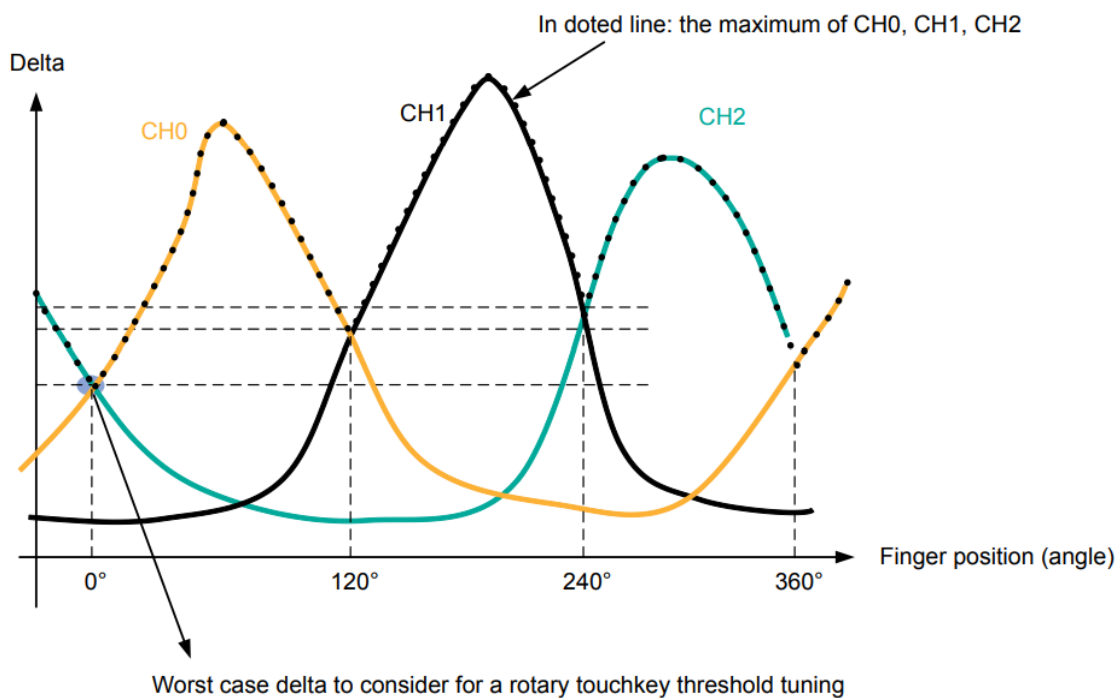
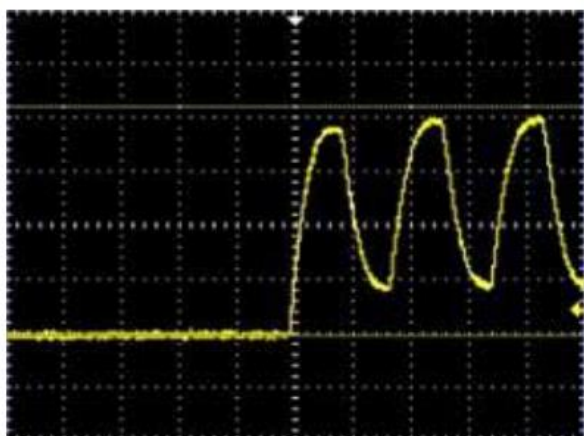
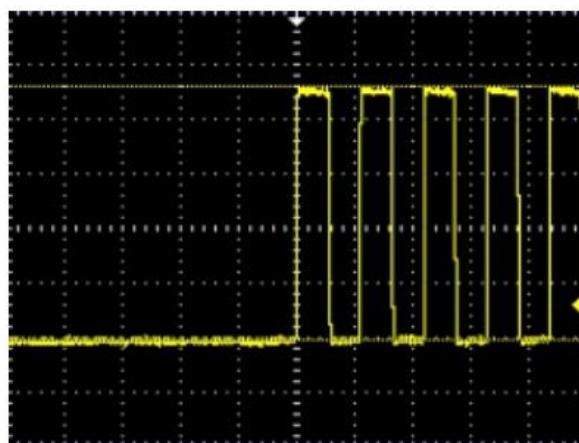


Рисунок 11 - Визначення порогових значень



(a)



(6)

Рисунок 12 – Неповний (а) і повний (б) цикл перенесення заряду

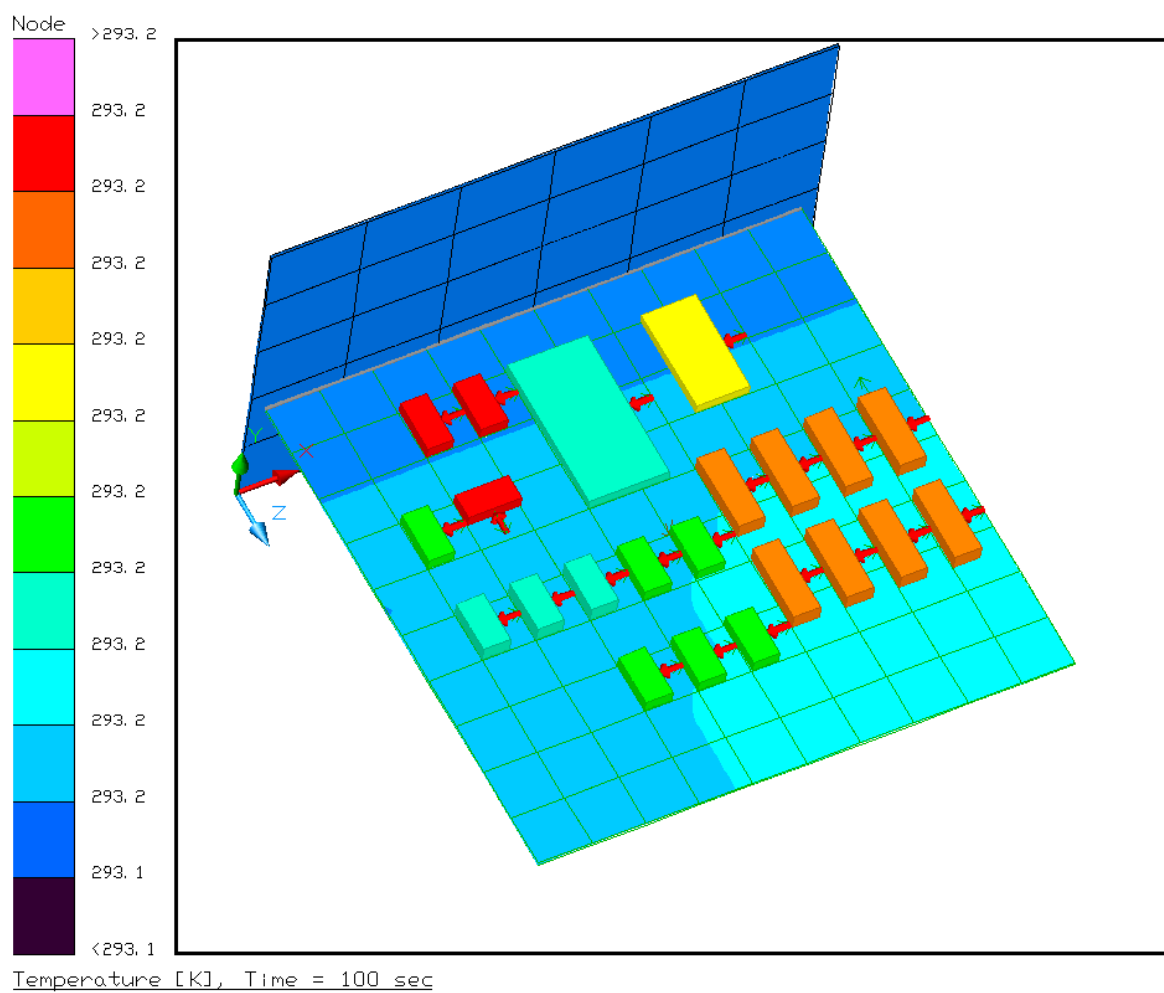


Рисунок 13 – Зміна температурного тону плати під час її нагрівання в динамічному режимі

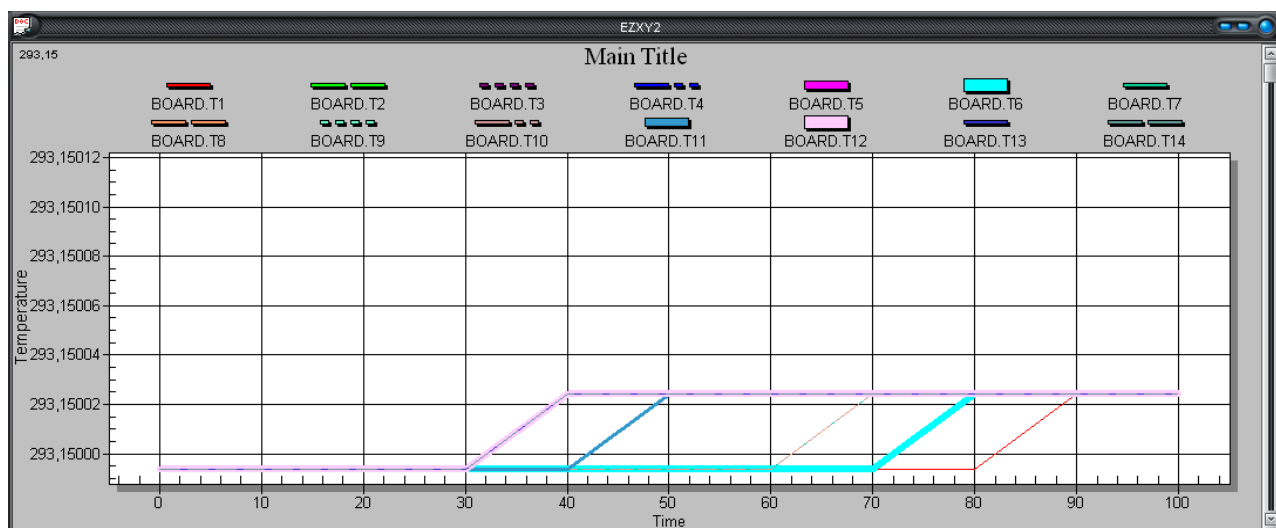


Рисунок 14 – Графіки залежності температури від часу для плати

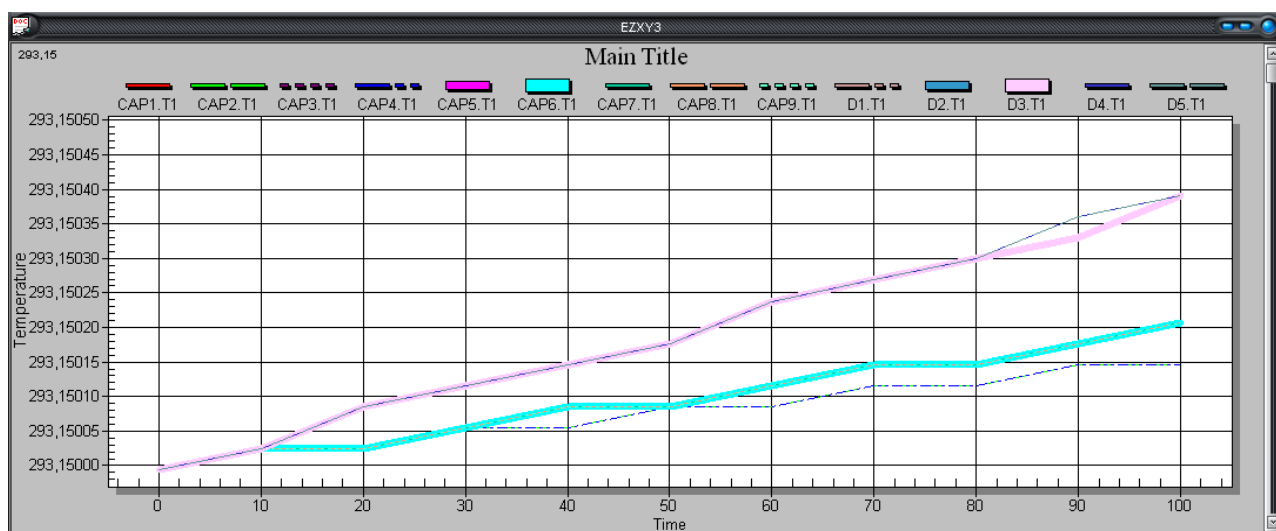


Рисунок 15 – Графіки залежності температури від часу для плати

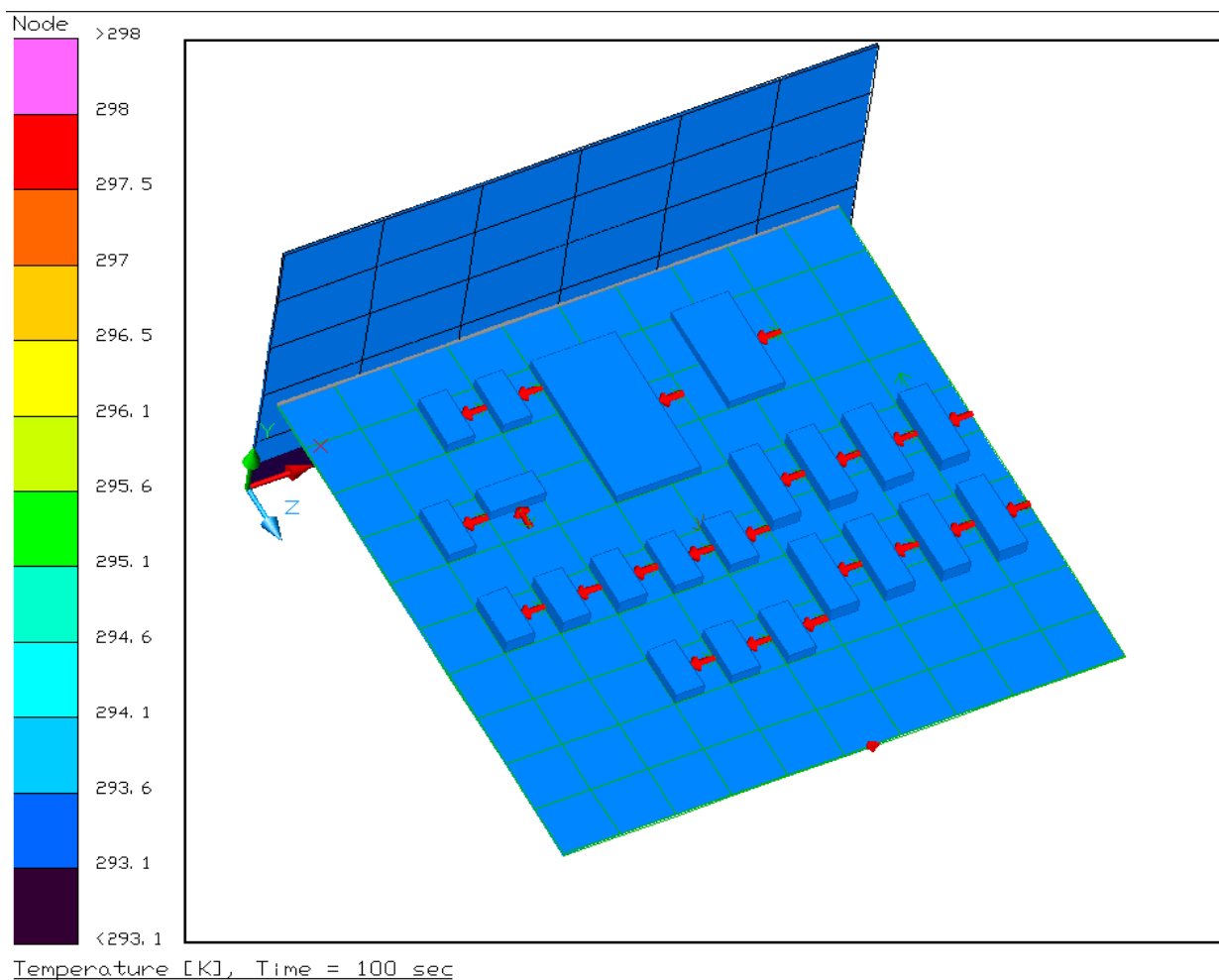


Рисунок 16 – Вплив точки обдуву на зміну температурного тону плати під час її нагрівання в динамічному режимі

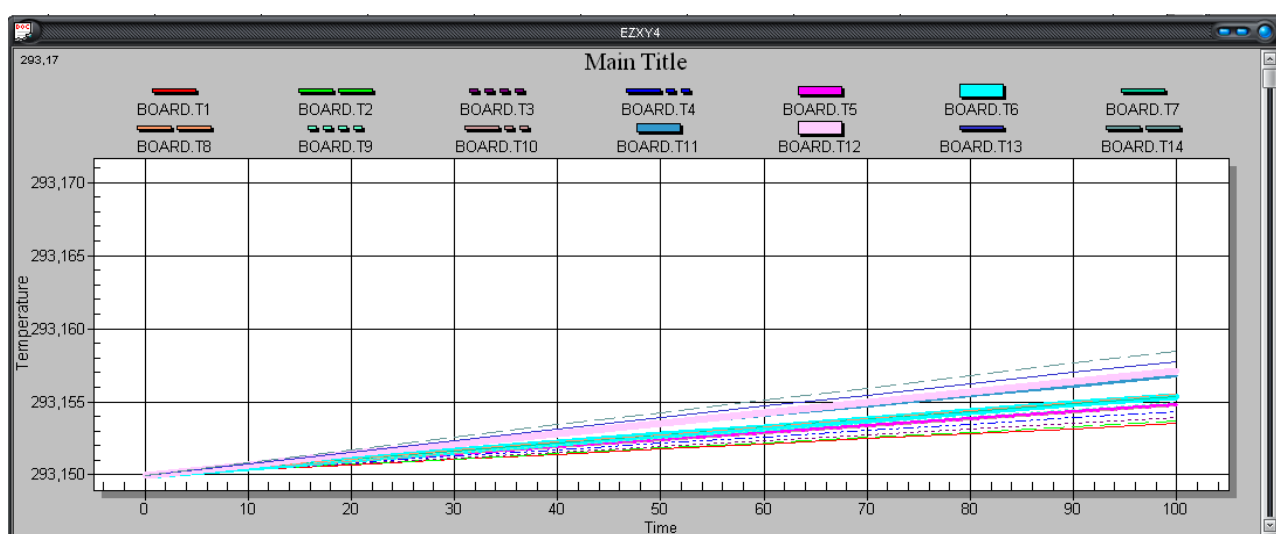


Рисунок 17 – Графіки залежності температури від часу з точкою обдуву для плати

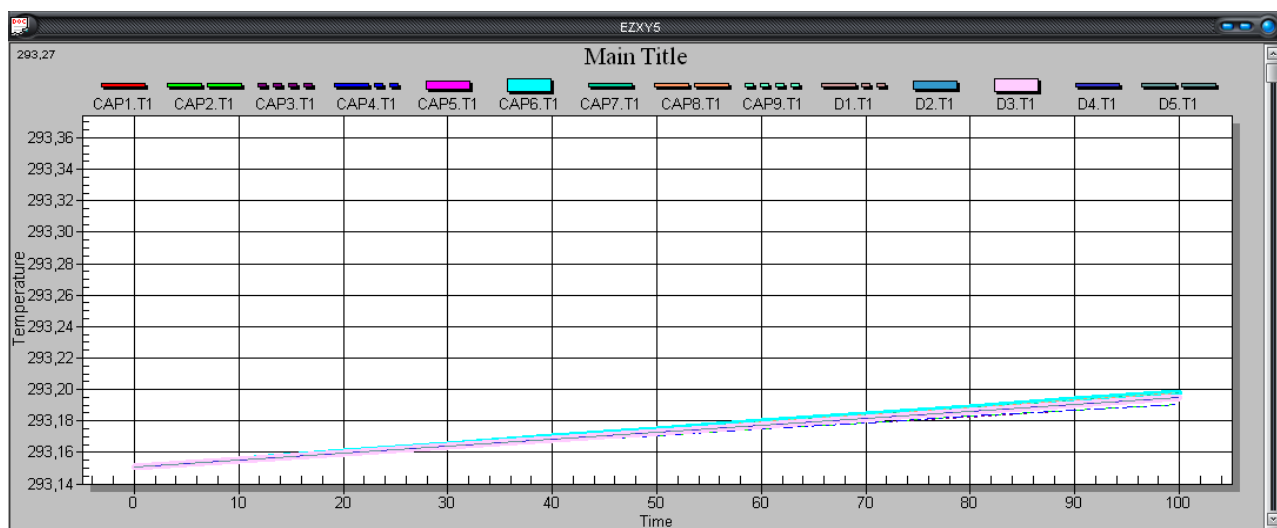


Рисунок 18 – Графіки залежності температури від часу з точкою обдуву для елементної бази

Додаток Б
(обов'язковий)

**ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ РОБОТИ
МІКРОЕЛЕКТРОННИЙ СЕНСОРНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВВЕДЕННЯ
ІНФОРМАЦІЇ**

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: «Мікроелектронний сенсорний пристрій для введення інформації»

Тип роботи: _____ МКР _____
(БДР, МКР)

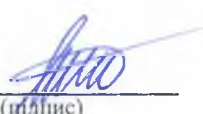
Підрозділ _____ ІРТС, ІЕС _____
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Turnitin

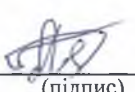
Оригінальність _____ 96,% _____ Схожість _____ 4,0% _____

Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне):

- ☒ 1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.
- ☐ 2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.
- ☐ 3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку _____  _____ Андрій СЕМЕНОВ
(підпис) (прізвище, ініціали)

Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Turnitin щодо роботи.

Автор роботи _____  _____ Олександр СКРИПНИК
(підпис) (прізвище, ініціали)

Керівник роботи _____  _____ Андрій СЕМЕНОВ
(підпис) (прізвище, ініціали)