

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії**

«На правах рукопису»
УДК 620.173.2

До захисту допущено:
Завідувач кафедри
_____ Владислав ШЛИКОВ
«__» _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

за освітньо-професійною програмою «Біомедичні прилади та інформаційно-вимірювальні системи»

зі спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»

на тему: «Система вимірювання деформації біологічних тканин та біосумісних матеріалів при стисненні»

Виконав (-ла):

студент (-ка) VI курсу, групи БП-91мп
Осіпов Роман Сергійович

Керівник:

доц.каф.БМІ, к.т.н.
Дубко Андрій Григорович

Рецензент:

проф., д.мед.н.
Худецький Ігор Юліанович

Нормоконтролер:

інженер 1 категорії
Андреєв Петро Іванович

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент (-ка) _____

Київ – 2020

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 152 «Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка»

Освітньо-професійна програма «Біомедичні прилади та інформаційно-вимірвальні системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студенту
Осіпову Роману Сергійовичу

1. Тема дисертації «Система вимірювання деформації біологічних тканин та біосумісних матеріалів при стисненні», науковий керівник дисертації Дубко Андрій Григорович, доц.каф.БМІ, к.т.н., затверджені наказом по університету від «11» листопада 2020 р. № 3282-с
2. Термін подання студентом дисертації «11» грудня 2020 р.
3. Об'єкт дослідження: модуль Юнга біологічних тканин та біосумісних матеріалів
4. Предмет дослідження: система вимірювання деформації біологічних тканин та біосумісних матеріалів при стисненні.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: опрацювання літературних джерел щодо особливостей дослідження механічних параметрів біологічних тканин; розробка апаратної частини системи; розробка програмної частини системи; проведення експерименту; розробити стартап-проект.
6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: презентація на тему «Система вимірювання деформації біологічних тканин та біосумісних матеріалів при стисненні».
7. Орієнтовний перелік публікацій: Феч О.О., Осіпов Р.С., Козяр В.В. Програмно-апаратний комплекс для оцінки характеристик кровотоку (подано до публікації);

А. Г. Дубко, Р.С. Осіпов, Ю. В. Бондаренко, О. Ф. Бондаренко. Електронні засоби дослідження механічних властивостей біологічних тканин (подано до публікації).

8. Консультанти розділів дисертації*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
-	-		

9. Дата видачі завдання «26» жовтня 2020 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1.	Опрацювання літературних джерел щодо особливостей дослідження механічних параметрів біологічних тканин	26.10.2020-02.11.2020	
2.	Розробка апаратної частини системи	02.11.2020-16.11.2020	
3.	Розробка програмної частини системи	16.11.2020-23.11.2020	
4.	Проведення експерименту	23.11.2020-28.11.2020	
5.	Розробка стартап-проекту	28.11.2020-30.11.2020	
6.	Оформлення дисертації	01.12.2020-07.12.2020	
7.	Підготовка до захисту	11.12.2020-21.12.2020	
8.	Захист магістерської дисертації	22.12.2020	

Студент

Роман ОСІПОВ

Науковий керівник

Андрій Дубко

* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено наукового керівника магістерської дисертації.

РЕФЕРАТ

Структура та обсяг роботи. Магістерська дисертація складається зі вступу, 3 розділів, висновку, переліку посилань, 2 додатку. Повний обсяг роботи становить 79 сторінок, міститься 37 ілюстрацій, 22 таблиць. Загалом опрацьовано 50 джерел.

Актуальність теми роботи. Розроблювана система, на відміну від аналогів, створюється на основі загальнодоступних технологій та матеріалів. Це дозволяє: досягнути високої якості налагоджування системи для проведення конкретного експерименту; мати широкі можливості модернізації. Модульна структура дозволяє з легкістю проводити заміну будь-якого блоку системи.

Мета роботи. Створення системи для дослідження механічних властивостей біоматеріалів, проведення експерименту на біологічних тканинах та аналіз отриманих даних.

Задачі:

- модернізація існуючого прототипу: усунення недоліків механічної частини первинного прототипу, а також заміна мікроконтролера ATmega328 (плата Arduino NANO) на більш швидкодіючий та надійний;
- написання програмного забезпечення для контролера (для управління контролером та обробки даних на персональному комп'ютері);
- проведення серії експериментів на біологічних тканинах;
- визначення математичних функцій реакції досліджуваних зразків на деформацію;
- обробка отриманих результатів.

Об'єкт дослідження. Модуль Юнга біологічних тканин та біосумісних матеріалів.

Предмет дослідження. Система вимірювання деформації біологічних тканин та біосумісних матеріалів при стисненні.

Методи дослідження. Під час роботи було використано програмне забезпечення SolidWorks, Comsol, Mbed OS, NI LabVIEW 2020, MS Excel.

Наукова новизна одержаних результатів. Було проведено серію експериментів на реальних біологічних тканинах та аналіз отриманих результатів, який передбачає визначення відповідності емпіричних даних теоретичним, а також визначення математичної моделі, яка більш точно описує реакцію біологічних тканин на деформацію.

Практичне значення одержаних результатів. Створена система вимірювання деформації біологічних тканин та біосумісних матеріалів при стисненні може бути використаний в подальшому для проведення досліджень на кафедрі біомедичної інженерії та у навчальному процесі загалом для дослідження механічних параметрів біологічних тканин.

Апробація результатів дисертації. результати роботи були оприлюднені на Міжнародній науково-практичній конференції «СИЕТ-2020».

Магістерська робота виконувалась згідно напрямку наукової діяльності кафедри – науково-дослідницької роботи «Лабораторно-діагностичний комплекс для дослідження біофізичних параметрів і функціональних змін організму людини», державний реєстраційний номер 0119U103861.

Публікації.

Феч О.О., Осіпов Р.С., Козяр В.В. Програмно-апаратний комплекс для оцінки характеристик кровотоку/ Феч О.О., Осіпов Р.С., Козяр В.В.// Біомедична інженерія і технологія. - 2020. - №4 (подано до публікації)

А. Г. Дубко, Р.С. Осіпов, Ю. В. Бондаренко, О. Ф. Бондаренко. Електронні засоби дослідження механічних властивостей біологічних тканин.// Технологія и конструирование в электронной аппаратуре. – №5-6 2020 (подано до публікації)

Ключові слова: Ключові слова: коефіцієнт Пуассона, модуль Юнга, діаграма деформації.

ABSTRACT

Structure and scope of work. The work consists of an introduction, 3 sections, a conclusion, a list of references, one appendix. The total volume of the work is 79 pages, contains 37 illustrations, 22 tables. In total 50 sources were processed.

Relevance of the topic. The developed system, unlike analogues, is created on the basis of publicly available technologies and materials. This allows: the achievement of high quality debugging system for a particular experiment; have ample opportunities for modernization. The modular structure allows to easily replace any unit of the system.

The purpose of the work. Creation of a system for studying the mechanical properties of biomaterials, conducting an experiment on biological tissues and analysis of the obtained data.

Tasks:

- modernization of the existing prototype: elimination of shortcomings of the mechanical part of prototype, replacement of the ATmega328 microcontroller (Arduino NANO board) with a faster and more reliable one;
- writing software for the controller (for controller control and data processing on a personal computer);
- conducting a series of experiments on biological tissues;
- determination of mathematical functions of reaction of investigated samples to deformation;
- processing of the obtained results.

Object of study. Young's modulus of biological tissues and biocompatible materials.

Subject of study. System for measuring the deformation of biological tissues and biocompatible materials during compression.

Research methods. SolidWorks, Comsol, Mbed OS, NI LabVIEW 2020, MS Excel software was used during the work.

Scientific novelty of the obtained results. A series of experiments on real biological tissues and analysis of the obtained results were performed, which involves determining the conformity of empirical data to theoretical ones, as well as determining a mathematical model that more accurately describes the response of biological tissues to deformation.

The practical significance of the obtained results. The created system for measuring the deformation of biological tissues and biocompatible materials under compression can be used in the future for research at the Department of Biomedical Engineering and in the educational process in general for the study of mechanical parameters of biological tissues.

Approbation of results. The results were announced at the International Scientific and Practical Conference "SIET-2020".

The master's thesis was performed according to the direction of scientific activity of the department - research work "Laboratory-diagnostic complex for the study of biophysical parameters and functional changes of the human body", state registration number 0119U103861.

Publications.

Fech O., Osipov R., Kozyar V. Software and hardware complex for assessment of blood flow characteristics / Fech O., Osipov R., Kozyar V. // Biomedical engineering and technology. - 2020. - No. 4 (submitted for publication)

A. Dubko, R. Osipov, Yu. Bondarenko, O. Bondarenko. Electronic means of research of mechanical properties of biological fabrics.// Technology and designing in the electronic equipment. - 2020 (submitted for publication)

Key words: Poisson coefficient, Young's modulus, deformation diagram.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	10
ВСТУП.....	11
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА.....	13
1.1 Сфери застосування системи вимірювання механічних параметрів при стисненні	13
1.2 Механічні режими випробувань	16
1.3 Методологія проведення механічних досліджень біоматеріалів	19
1.4 Математичні моделі	24
Висновки до розділу 1	27
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ	28
2.1 Система вимірювання деформації біологічних тканин та біосумісних матеріалів при стисненні	28
2.2 Елементи узагальненої схеми	29
2.3 Програмне забезпечення.....	42
2.3.1 Mbed OS.....	42
2.3.2 NI LabView 2020.....	43
Висновки до розділу 2	44
РОЗДІЛ 3 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА	45
3.1 Розробка внутрішньої програми контролера	45
3.2 Розробка ПП в середовищі LabView	48
Висновки до розділу 3	55
РОЗДІЛ 4 РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ	56
4.1 Опис ідеї проекту	56
4.2 Технологічний аудит ідеї проекту	57
4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	58
4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту	63
4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту	65

Висновки до розділу 4	67
ВИСНОВКИ	68
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ.....	69
ДОДАТОК А КОД АЦП.....	74
ДОДАТОК Б ПРОГРАМНИЙ ПРОДУКТ ОТРИМАННЯ ТА ОБРОБКИ ДАНИХ З МІКРОКОНТРОЛЕРА.....	79

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

МК – мікроконтролер

ООП – об'єктно-орієнтоване програмування

ПК – персональний комп'ютер

ABS – Acrylonitrile butadiene styrene

VI – virtual instrument

ВСТУП

Сучасна медицина розвивається надзвичайно швидкими темпами, зокрема завдяки використанню передових досягнень різних технічних галузей, як то, електроніка, механіка, мехатроніка, хімія, матеріалознавство, робототехніка, програмування та ін. Підготовка хірургічних операцій на внутрішніх органах здійснюється за допомогою тривимірного комп'ютерного моделювання. В області медичного навчання, зокрема ендоскопічної, ендovasкулярної та відкритої хірургії, активно застосовуються комп'ютерні симуляційні тренажери.

Однак необхідно зазначити, що досягнення максимальної ефективності застосування сучасних приладів та технологій в медицині потребує досконалого знання характеристик біологічних тканин та біосумісних матеріалів. Задля вибору оптимальних режимів використання спеціального обладнання виконуються експерименти з дослідження механічних деформацій, які виникають в тканинах під дією хірургічного інструменту, проводяться тестування впливу на тканини мехатронних маніпуляторів та зварювальних електродів для відкритої хірургії. Застосування невідповідних режимів роботи медичного обладнання здатне нанести непоправної шкоди здоров'ю пацієнтів.

Таким чином, для успішного вирішення завдань загальної та відновлювальної хірургії, трансплантології, мануальної терапії, віртуального моделювання хірургічних операцій, роботизації хірургії тощо вкрай актуальними є дослідження механічних характеристик м'яких біологічних тканин і біосумісних матеріалів з метою коректного опису їх поведінки під дією медичного обладнання та інструментів.

Мета роботи: створення системи для дослідження механічних властивостей біоматеріалів, проведення експерименту на біологічних тканинах та аналіз отриманих даних.

Для досягнення поставленої мети були сформульовані наступні задачі:

- опрацювати літературні джерела щодо вимірювання деформації біологічних тканин та біосумісних матеріалів;
- розробити механічну та програмну частини автоматизованої системи для проведення дослідження модуля Юнга біологічних тканин та біосумісних матеріалів;
- провести серію експериментів;
- проаналізувати отримані дані на предмет відповідності з теоретичними очікуваннями та відповідними математичними моделями;
- розробити стартап-проект.

Об'єкт дослідження – модуль Юнга біологічних тканин та біосумісних матеріалів.

Предмет дослідження – система вимірювання деформації біологічних тканин та біосумісних матеріалів при стисненні.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Сфери застосування системи вимірювання механічних параметрів при стисненні

Нововведення в галузі комп'ютерно-інтегрованої хірургії та роботизованої хірургії (зокрема, поява автоматичних хірургічних інструментів і роботів), а також досягнення в технологіях віртуальної реальності вимагають більш детального вивчення механічних властивостей біологічних тканин (таких як мозок, печінка, нирки та ін.) та біосумісних матеріалів. Крім того, внутрішні органи є дуже сприйнятливий до травм. Щоб захистити їх належним чином від механічних пошкоджень хірургічним інструментом, ми повинні мати можливість передбачити характер деформації органу.

Ефективного прогнозування можна досягти шляхом правильного математичного моделювання з подальшим комп'ютерним моделюванням. Кінцева глобальна мета досліджень біомеханіки тканин - це розробка відповідних, реалістичних математичних моделей, застосовних до широкого спектру тканин та різних умов в яких ті знаходяться (наприклад, надмірне охолодження).

Криві напруження-деформація для біологічних тканин є нелінійними: зі збільшенням навантаження на зразок непропорційно збільшується внутрішнє напруження (рис.1.1).

Точні математичні моделі можуть знайти застосування в комп'ютерній та робототехнічній хірургії, наприклад, реалістичне моделювання хірургічних процедур (включаючи віртуальну реальність), системи управління хірургічними роботами, а також ергономічний дизайн для попередження травм.

Механічні властивості живих тканин становлять центральний предмет досліджень в області біомеханіки, зокрема, властивості м'язово-скелетної системи, шкіри, легенів, крові та судин [1–5].

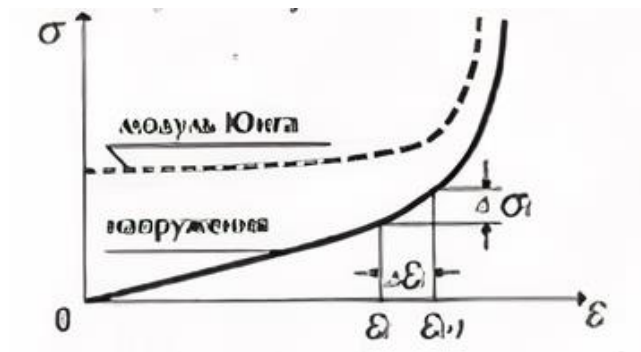


Рисунок 1.1 – Типова діаграма деформації для зразків з еластину, м'язових волокон, стінки судини [6]

Сучасні розробки в сфері робототехніки, особливо поява автоматичних хірургічних інструментів та роботів (рис.1.2) [7], а також досягнення в технологіях віртуальної реальності [8], вимагають більш детального вивчення механічних властивостей цих тканин. Математичні моделі механічних властивостей біологічних тканин можуть знайти застосування, наприклад, у системі управління хірургічним роботом, де необхідний прогноз деформації [9,10], системах планування хірургічної операції та системах підготовки хірургів на основі методів віртуальної реальності [8], де потрібен зворотний зв'язок із зусиллям, та реєстрація показань [11], де потрібно знання локальної деформації. Такі системи набувають все більшого поширення. Проте їх ефективність дуже залежить від знання механічних властивостей тканин та існування відповідних математичних моделей. Математичні моделі можуть також допомогти визначити способи травмування під час медичних процедур, оперативного втручання та вдосконалити методи попередження травм [12].

Іншим фактором, що вимагає пильного вивчення механічних властивостей біологічних тканин та біосумісних матеріалів, є зростаюча вимога до безпеки різного роду транспортних засобів, інструментів побуту і т.д. Точні моделі тканин є передумовою для реалістичного моделювання травм та розробки методів запобігання травмам.

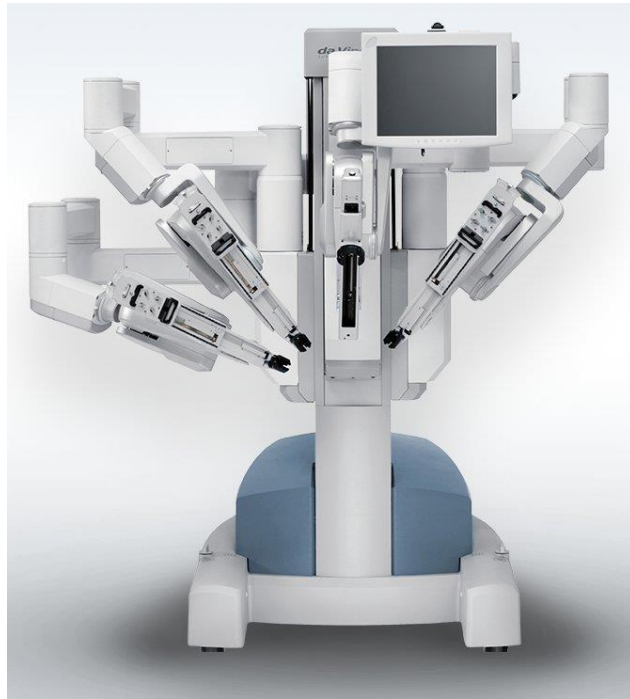


Рисунок 1.2 – Найбільш відомий інструмент роботизованої хірургії –робот «da Vinci» [13]

Як вже було зазначено, дані дослідження є важливими для пацієнтів потребуючих трансплантації різних органів та тканин. Однак, з огляду на зростаючий дефіцит відповідних донорських органів, регенеративна медицина прагне створити альтернативні рішення, котрі б нічим не відрізнялись від природних (будь яка відмінність може призвести до швидкого зношування та травмування пацієнта або навіть летальних випадків).

Щоб створити успішний матеріал для відновлення пошкоджених тканин, замінний матеріал повинен імітувати властивості біологічної тканини, яку він збирається замінити [14-15] . Після хірургічної імплантації матеріал повинен прийняти анатомічну форму дефекту тканини, а отже, механічні властивості матеріалу є життєво важливими [14]. Наприклад, матеріал, що замінює вушний хрящ, повинен мати відповідні механічні властивості, щоб запобігти здавленню поверхнею шкіри [15]. Так само матеріал для заміни носового хряща повинен мати належні механічні властивості, щоб запобігти руйнуванню під час дихання [16] .

1.2 Механічні режими випробувань

Механічні режими випробувань можуть бути на стиск, розтягування, згинання або зсув. Шкіра є високоанізотропним, в'язкопружним і майже нестисливим матеріалом [17-22] .

Оскільки основним компонентом усіх м'яких тканин є інтерстиціальна вода, механічна реакція досліджуваного зразка буде сильно пов'язана з потоком рідини через тканини [23,24]. М'які тканини, такі як хрящі, традиційно випробовують за допомогою тесту на стиск. Методи тестування на стиск досить різноманітні, причому найбільш поширеними є обмежені, необмежені та відступи (рис.1.3).

При обмеженому стисненні зразок хряща поміщають у непроникну, заповнену рідиною лунку і завантажують через пористу пластину (рис.1.4). Оскільки свердловина непориста, потік, хоча хрящ знаходиться у вертикальному напрямку [25,26]. При необмеженому стисненні хрящ завантажується за допомогою непористої пластини на непористу камеру, змушуючи потік рідини бути переважно радіальним [25,26]. Відступ - це найбільш часто використовуваний метод оцінки біомеханічних властивостей хряща [25,26]. Він складається з індентора, меншого за поверхню досліджуваного зразка, який наноситься на зразок. Вдавлення має багато переваг перед іншими методами компресії, включаючи той факт, що вдавлення можна проводити *in situ* , що дозволяє зробити тест більш фізіологічним (рис.1.3) [25,26] .

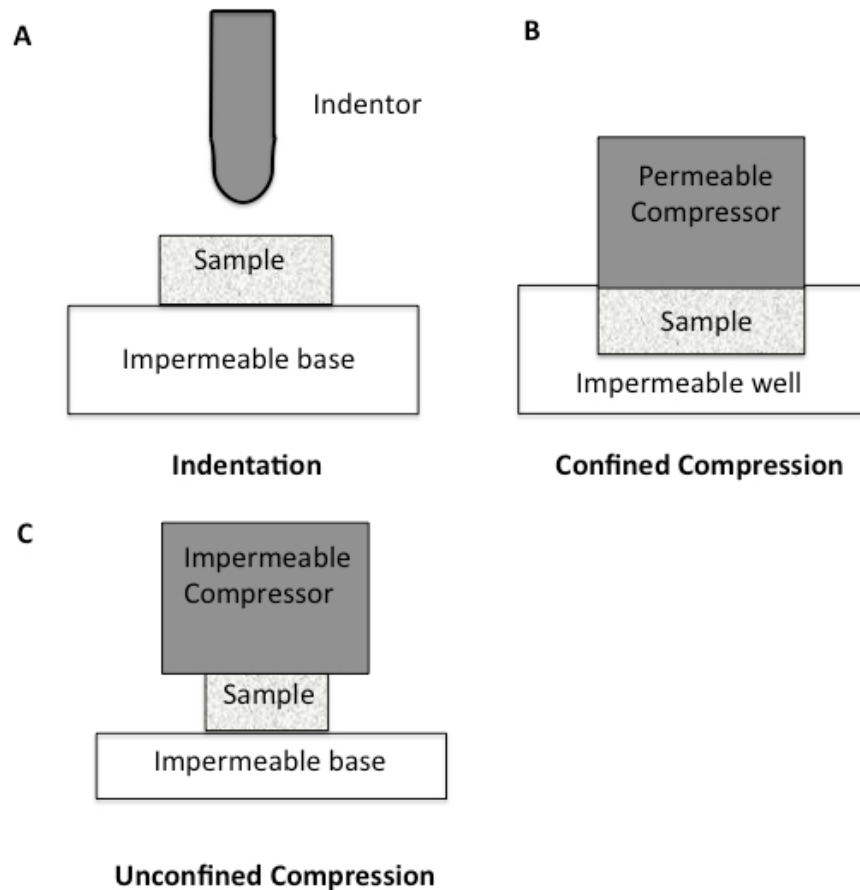


Рисунок 1.3 – Ілюстрація різних методів стиснення [27]: а – тестування за допомогою індентора, в – обмежене стиснення, с – не обмежене стиснення

Тестування за допомогою індентора – на невелику ділянку зразка застосовують навантаження за допомогою непористого індентора.

Обмежене стиснення – зразок поміщений у непроникну лунку, заповнену рідиною навантажується через пористу пластину. Оскільки свердловина непроникна, потік через зразок відбувається лише у вертикальному напрямку.

Не обмежене стиснення – зразок навантажується за допомогою непористої пластини в непористу камеру, змушуючи потік рідини бути переважно радіальним.

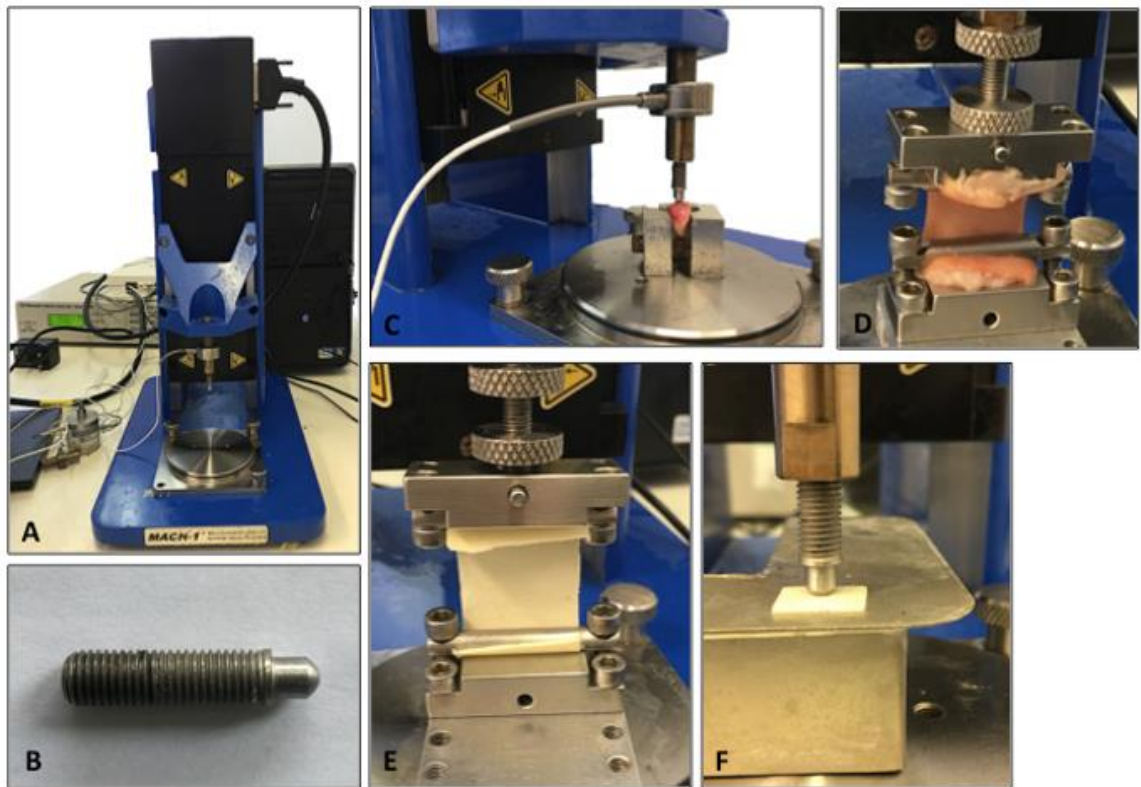


Рисунок 1.4 – Налаштування механічної випробувальної машини [27]: а – загальний вигляд випробувальної машини, в – типовий індентор, що використовується для аналізу на випробування на стиск, с – хрящ, що аналізується за допомогою тестування на стиск, d – тканина шкіри, яка аналізується під час випробування на розтяг, е – випробування синтетичного біоматеріалу на розтяг, f – Випробування на стиск синтетичного біоматеріалу

Як правило, подібні до розглянутої випробувальної машини (рис.1.4) є непомірно дорогавартісними, через прецизійну точність використовуваних в них датчиків, що сильно звужує коло дослідників та студентів, котрі працюють в даній сфері.

1.3 Методологія проведення механічних досліджень біоматеріалів

Щоб зрозуміти компресійні та розтягуючі властивості тканини, модуль Юнга (пружності), як правило, обчислюють, аналізуючи лінійну частину кривої напруги-деформації, визначаючи пружний опір стиску або розтягуванню, незалежно від розміру зразка [25]. Режими випробування на розтяг і стиск можуть змінюватися залежно від навантаження або деформації, що застосовується, а також швидкості перебігу експерименту. В даний час існує багато різних протоколів тестування для оцінки механічних параметрів біологічних тканин, що вкрай ускладнює інтерпретацію або порівняння результатів різних досліджень [19-26].

Одним з важливих етапів методології для отримання кривої релаксації напруги, придатної для аналізу, є забезпечення того, щоб зразок не ковзав під час тестування. Потрібна відповідна фіксація, але вона повинна бути збалансована проти нанесення будь-яких навантажень на зразки та забезпечення того, щоб відступ був перпендикулярним поверхні, щоб запобігти будь-якому зсувному навантаженню. Найпростішим рішенням є розміщення між зразком та платформою паперової смужки.

Дуже важливо, щоб склад, а також розмір і форма тканини були подібними між зразками. Для хряща важливо використовувати повторюваний протокол розтину та розміри зразків. Для зразків шкіри важливо видалити всю підшкірну клітковину, щоб отримати повторюваний зразок. Також важливо переконатися, що для всіх зразків умови зразків однакові, включаючи гідратацію, кімнатну температуру та процес відтавання, якщо вони були попередньо охолоджені.

Шкіра - це складний багатошаровий матеріал, розділений на три основні шари: епідерміс, дерму та гіподерму [17]. Механічні властивості шкірної тканини нещодавно оцінювали за допомогою оцінок *in vivo*. Однак використовуючи протоколи випробувань на розтяг можна краще зрозуміти біомеханіку шкіри [17]. Такі тести можуть надати важливу інформацію для моделювання взаємозв'язку напружень і деформацій, оскільки граничні умови можуть бути визначені: як

правило, режими випробувань *in vitro* використовують високі деформації для характеристики матеріалу до руйнування, тоді як системи *in vivo* використовують діапазони низьких деформацій.

При порівнянні біомеханічних значень для шкіри при існує велика різниця між різними дослідженнями (рис.1.5), яка коливається від 2,9-150 МПа [17]. Очікуються великі відмінності між суб'єктами через природні біологічні умови, але відмінності в режимах протоколу можуть також ускладнювати ці природні біологічні відмінності. Наприклад, різниця в швидкості навантаження між протоколами призведе до змін, оскільки більші швидкості завантаження спричиняють менше часу для витікання рідини, що призводить до більшої жорсткості.

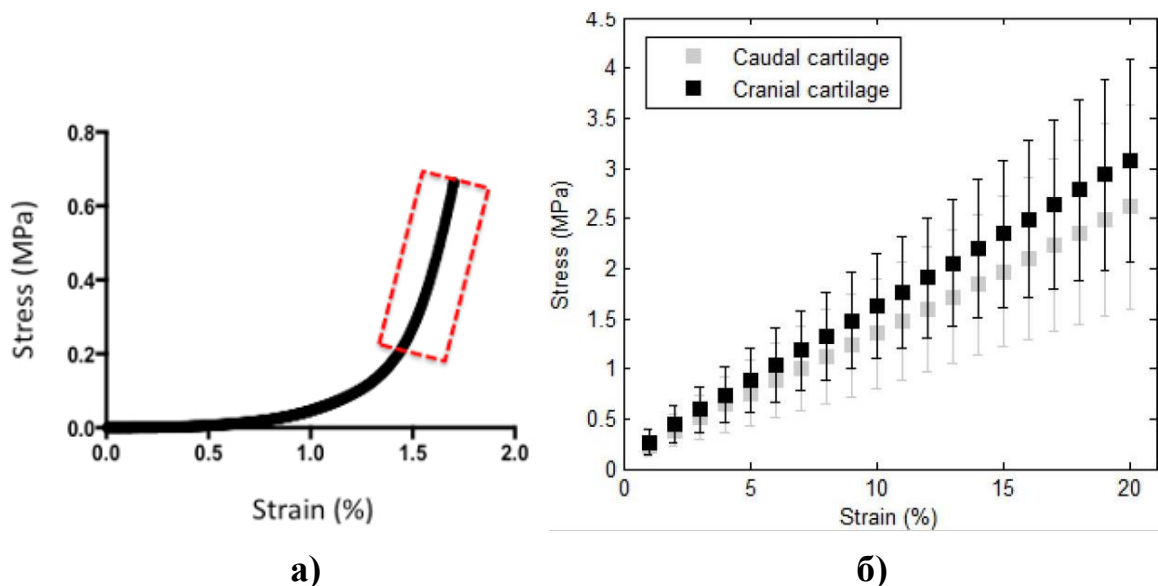


Рисунок 1.5 – Результати різних механічних досліджень зразків людського хряща: а – модуль Юнга дорівнює 1,76 МПа [27], б – модуль Юнга наданий в діапазоні від 12 до 20 МПа[28]

Протоколи підготовки, нарізання та обробки шкірної тканини також стануть причиною різниці в механічних властивостях [17]. Тому існує вірогідність, що при проведенні власних експериментів буде складно зрозуміти чи відповідають результати іншим подібним дослідженням. Щоб вийти на рівень гарної

повторюваності (рис.1.6), хоча б в навчальних цілях, варто спроектувати досить просту та відносно недорогу систему з високим ступенем автоматизації.

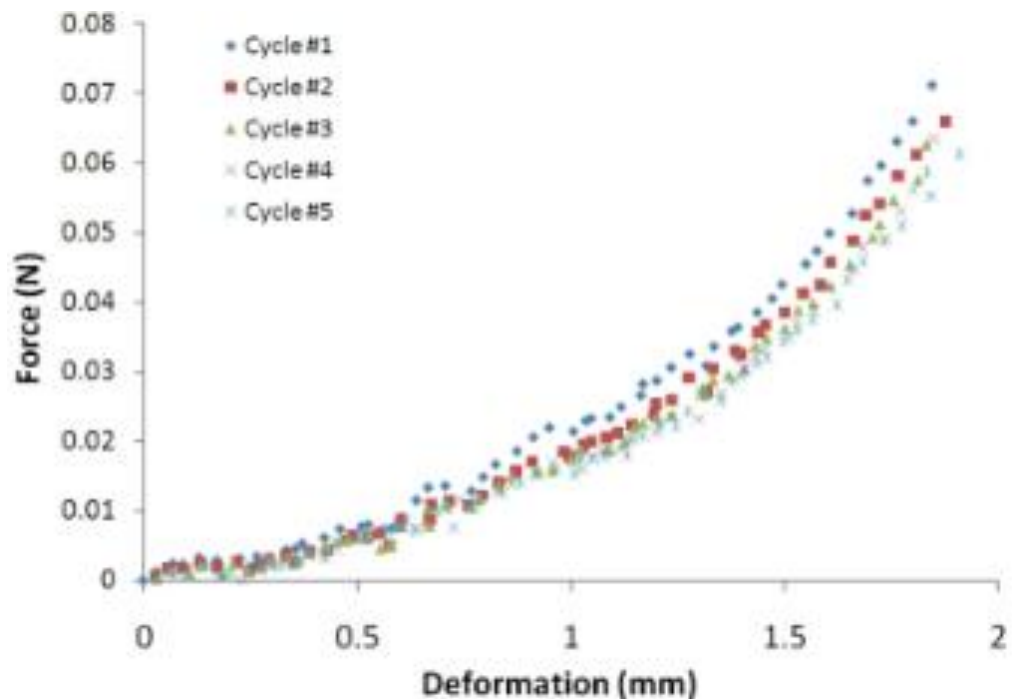


Рисунок 1.6 – Діаграма деформації п'яти циклів досліджень[29]

Випробування за допомогою індентора (поглиблення) є більш привабливим варіантом порівняно з обмеженим випробуванням на стиск для розуміння біомеханіки зразка [30]: вдавнення має здатність зберігати фізіологічну структуру зразка і, таким чином, забезпечує в результаті значення, які є близькими до біологічних.

За допомогою поглиблення також можна перевірити хрящ, прикріплений до підлеглої кістки. Поглиблення також дозволяє проводити фізіологічне дослідження хряща як *in vivo*. Коли дві поверхні хряща наближаються одна до одної, краї, що оточують зону контакту, «випирають» через те, що вода під ділянкою контакту зміщується вбік після деформації стиску [30,31]. Поглиблення хряща потрібно проводити за допомогою індентора з меншим радіусом, ніж зразок хряща, щоб забезпечити подібне випинання. Розмір індентора також повинен бути принаймні у 8 разів більший за зразок, щоб забезпечити реакцію хряща так, ніби він є частиною невизначеної проби [32]. Використання індентора, набагато менше

радіуса діаметра зразка, усуває будь-які крайові ефекти, наявні при створенні зразка. Крім того, вдавнення дозволяє уникнути можливих експериментальних помилок, спричинених тестуванням дефектів хряща, пошкоджених вилученням зразків. Вдавнення також не передбачає глибокої підготовки зразків, наприклад, обмеженого стиснення, що дозволяє перевіряти невеликі тонкі шматочки хряща [30,31]. Крім того, неруйнівний метод вдавнення означає, що він може застосовуватися в клінічних умовах як діагностичний засіб після проведення валідаційних та верифікаційних досліджень.

Існують ключові умови при методі з поглибленням, які дослідник повинен забезпечити для отримання відповідних результатів. Критична умова при навантаженні вимагає постійного контакту між індентором та поверхнею хряща, тобто, щоб поверхня не деформувалась від індентора [32,33,34]. Навантаження при вдавненні також включає умову, згідно з якою контакт між поверхнею хряща та індентором є неруйнівним, тобто, індентор контактує з поверхнею, але не проходить через поверхню (поверхня хряща не повинна руйнуватися під індентором) [35,36]. Цю умову можна перевірити за допомогою нанесення туші, яка забруднює пошкоджені ділянки (рис.1.7) [35,36]. Подальша гранична умова передбачає, що індентор стискає хрящ перпендикулярно поверхні зразка. Перпендикулярна орієнтація стиснення є важливою умовою, оскільки стиснення під кутом, особливо при циклічному навантаженні, може спричинити ковзання, яке може спричинити зсувні компоненти та змінити механічне навантаження. Цю умову можна забезпечити за допомогою ретельного встановлення випробувального обладнання.

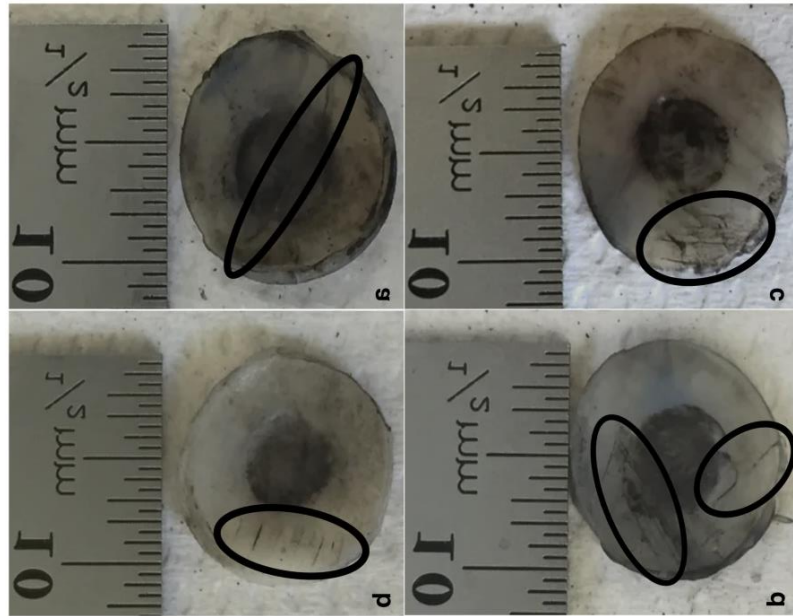


Рисунок 1.7 – Зразки хрящового матеріалу після експерименту, чорними еліпсами виділено тріщини, які стали помітними завдяки нанесенню туші [37]

Діаграми деформацій, отримані в діапазоні фізіологічних змін довжин, як правило, нелінійні. В цьому випадку модуль Юнга E , як характеристика пружних властивостей, може використовуватися тільки в діапазоні дуже малих деформацій, для яких можна вважати справедливим закон Гука.

В фізіологічному діапазоні зміни довжин, як правило, користуються приведеним модулем Юнга (1.1) який є усередненою характеристикою пружних властивостей зразка [38-40]:

$$E_{\text{пр}} = \frac{\sum_i E_i}{n}, \quad (1.1)$$

де E_i — ефективний або тангенціальний модуль Юнга (1.2).

$$E_i = \frac{\Delta\sigma_i}{\Delta\varepsilon_i} = \frac{\sigma_{i+1} - \sigma_i}{\varepsilon_{i+1} - \varepsilon_i}, \quad (1.2)$$

1.4 Математичні моделі

На сьогоднішній день існує багато математичних моделей для опису відповідних біологічних тканин та біосумісних матеріалів, але лише деякі з них в достатній мірі описують повну поведінку матеріалу під час деформації: на рисунку 1.8 жодна з моделей не описує поведінку досліджуваного матеріалу в точності (існують помітні розбіжності між експериментальними даними та моделями, хоча модель Муні-Рівліна і показує гарний результат в цілому), тоді як на рисунку 1.9 крива побудована за допомогою математичної моделі Муні-Рівліна повністю співпадає з експериментальною. Вираз повна поведінка відноситься до реакції матеріалу при різних типах навантаження.

Очевидно, що найбільш цінними є моделі, які можуть описати повну поведінку з мінімальною кількістю параметрів матеріалу, які визначаються експериментально. Як результат, досліднику необхідно обирати відповідну модель серед існуючих.

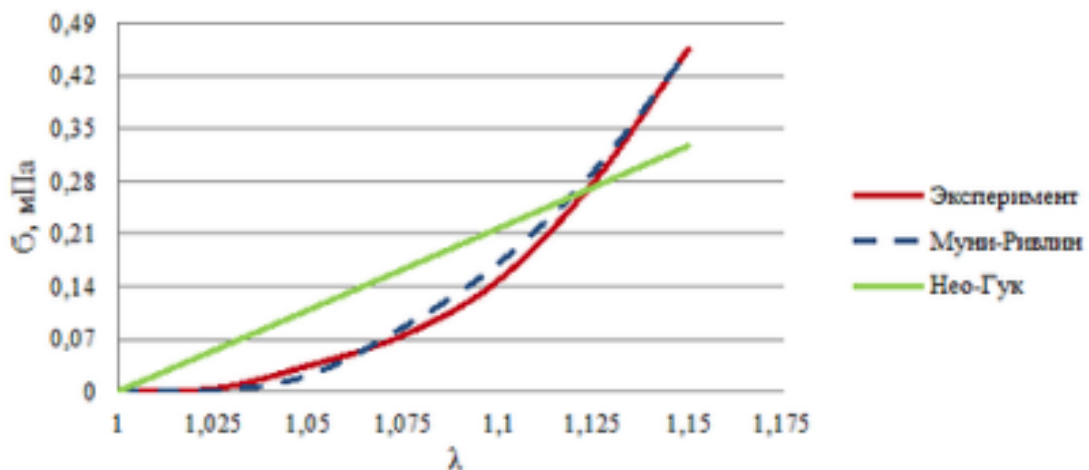


Рисунок 1.8 – Накладення на експериментальну діаграму деформації кривих побудованих за допомогою математичних моделей в тому ж діапазоні [41]

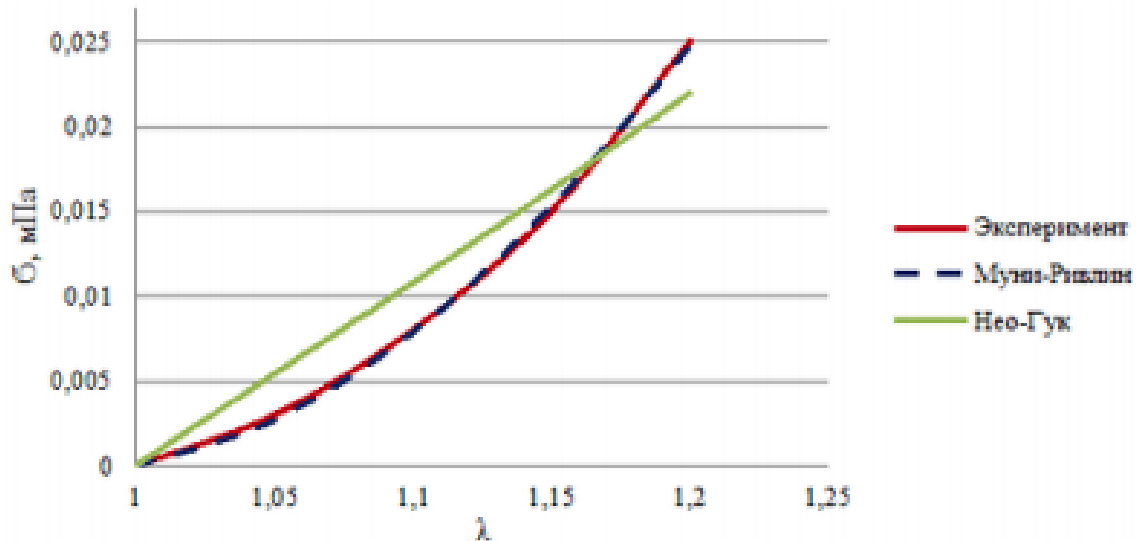


Рисунок 1.9 – Накладення на експериментальну діаграму деформації кривих побудованих за допомогою математичних моделей в тому ж діапазоні [41]

Математичні моделі можна класифікувати на три типи, залежно від підходу до енергетичної функції деформації.

Перший тип моделей - це феноменологічні моделі (1.3-1.6). Параметри матеріалу, як правило, важко визначити, і такі моделі можуть призвести до помилок, якщо їх використовувати поза діапазоном деформації, в якому були визначені їх параметри.

Модель Муні-Рівліна [42]:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (1.3)$$

Модель Йо [43,44]:

$$W = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_1 - 3)^2 + C_3(I_1 - 3)^3 \quad (1.4)$$

Модель Бідермана [45]:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (1.5)$$

Модель Хейнса-Вільсона [46]:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{02}(I_2 - 3)^2 + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad (1.6)$$

Другий тип моделей (1.7-1.8), ті які безпосередньо визначають матеріальні функції $\partial W / \partial I_1$ та $\partial W / \partial I_2$, використовуючи експериментальні дані, класично називаються експериментальними моделями.

Модель Гента і Томаса [47]:

$$W = CI_1 - 3 + C_2 \ln \frac{I_2}{3} \quad (1.7)$$

Модель Харта-Сміта [48]:

$$\begin{aligned} \partial W / \partial I_1 &= G \exp[k_1 I_1 - 3^2] \\ \partial W / \partial I_1 &= G \frac{k_2}{k_1} \end{aligned} \quad (1.8)$$

Третій вид моделей (1.9-1.10) базуються на фізиці мережі полімерних ланцюгів і на статистичних методах. У більшості випадків подібного роду моделі досить складні.

Модель Нео-Гука [49]:

$$W = \frac{1}{2} n k_B T (I_1 - 3) \quad (1.9)$$

Трьох-ланцюгова модель [50]:

$$\Sigma_i = \frac{n k T}{3} \frac{\Lambda}{\sqrt{N}} \lambda_i L^{-1} \left(\frac{\Lambda}{\sqrt{N}} \right) - p \quad (1.10)$$

Висновки до розділу 1

Дослідження механічних параметрів біологічних матеріалів є надважливим в багатьох сферах життєдіяльності людства, особливо коли мова йде про параметри сумісності різного роду імплантів чи взаємодію хірургічного інструмента з біологічною тканиною. Неправильно підібрані параметри можуть бути причиною негативних наслідків оперативного втручання.

Аналіз робіт на тему вивчення механічних параметрів біологічних матеріалів показав значні відмінності в результатах. Було виділено наступні причини невідповідності результатів досліджень:

- різні випробувальні системи;
- різні протоколи проведення досліджень;
- різна підготовка зразків.

Враховуючи вище сказане, було сформульовано наступні вимоги до розроблюваної системи:

- простота та дешевизна конструкції;
- можливості для модернізації, задля підлаштування під численні протоколи дослідження;
- автоматизація проведення дослідження, для максимального виключення людського фактору.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИ

2.1 Система вимірювання деформації біологічних тканин та біосумісних матеріалів при стисненні

На рис. 2.1 показана спрощена структура, яка є загальною для будь-якої системи дослідження механічної деформації тканин під дією тиску. Структура містить електрод-індентор з актуатором, давач тиску, систему керування та збору даних з підключенням до персонального комп'ютера та блок живлення.

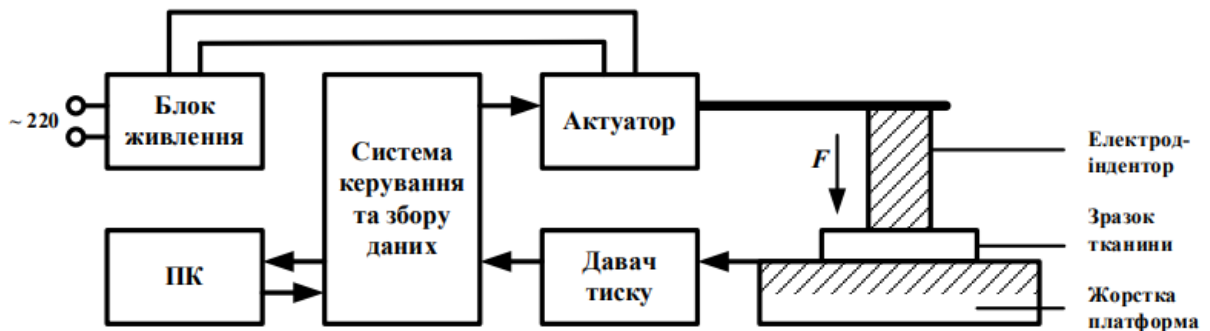


Рисунок 2.1 – Узагальнена схема системи для дослідження деформацій біологічних тканин і біосумісних матеріалів під дією тиску

Електрод-індентор здійснює безпосередній вплив на дослідний зразок тканини, що розміщується на жорсткій платформі. Він приводиться в дію актуатором електромеханічного, пневматичного, гідравлічного або іншого типу, який здійснює плавне переміщення електрода-індентора вздовж вертикальної осі, при цьому величина кроку переміщення має значення для забезпечення високої точності вимірювань: чим меншим є крок переміщення, тим вищою може бути точність. Система керування та збору даних надсилає актуатору сигнали керування, які задають закон руху електрода-індентора в процесі дослідження, а також приймає електричні сигнали з давача тиску, пропорційні тиску, здійснюваному електродом-індентором на дослідний зразок тканини. При цьому система

керування може здійснювати виведення даних на персональний комп'ютер або мати власні засоби обробки та візуалізації результатів вимірювання.

2.2 Елементи узагальненої схеми

Існує безліч способів вимірювання деформацій відповідно до використовуваних принципів перетворення: тензорезистивних, оптико-поляризаційний, п'єзорезистивних, волоконно-оптичний, або простим зчитуванням показань з лінійки механічного тензодатчика. Найбільш доступними є тензометричні датчики (рис.2.2).

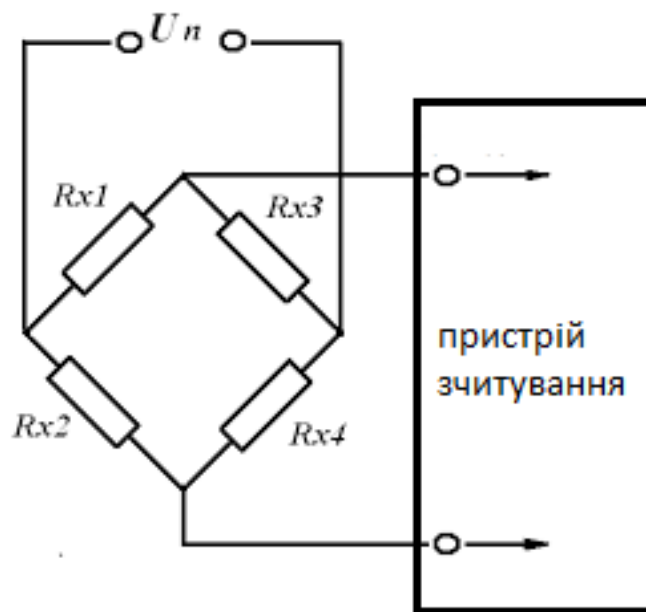


Рисунок 2.2 – Тензодатчик (електрична схема)

Тензодатчики (тензометричні датчики) представляють собою пружний елемент на якому зафіксований тензорезистор, під дією сили (ваги вантажу) відбувається деформація пружного елемента разом з тензорезистором.

По зміні опору тензорезистора можна обчислити степінь деформації, яка буде пропорційна силі, яка додається до конструкції.

Принцип вимірювання зусилля за допомогою тензодатчиків заснований на компенсації маси вантажу, що зважується і пружної механічної сили тензодатчиків. В подальшому ця сила перетворюється в електричний сигнал (рис.2.2). Опір провідника:

$$R = \rho * l/S, \quad (2.1)$$

де ρ – щільність провідника;
 l – довжина провідника;
 S – площа поперечного перерізу.

Датчик складається з металевої (як правило, алюмінієвої або сталевий) балки і наклеєного на неї тензорезистора (рис.2.2), опір якого змінюється пропорційно деформації балки (рис.2.3). Ваги на базі тензодатчика також вимагають АЦП для перетворення сигналу. Перевагою тензодатчика є простота і низька вартість.

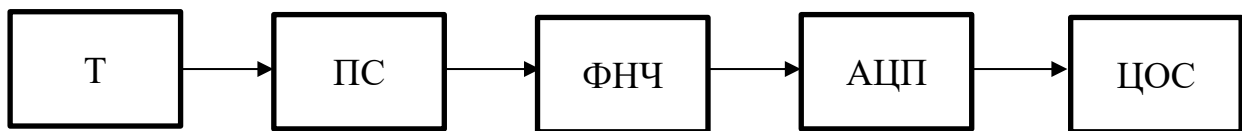


Рисунок 2.3 – Структурна схема блоку вимірювання зусилля (Т – тензодатчик, ПС – підсилювач сигналу, ФНЧ – фільтр нижніх частот, АЦП – аналого-цифровий перетворювач, ЦОС – цифрова обробка сигналу).

Для реалізації проектованого приладу необхідно відстежувати деформацію зразка, а також чинити на нього тиск в декілька МПа. Орієнтуючись на ці вимоги, варто шукати двигун зі зворотнім зв'язком і необхідним моментом сили. Для цих цілей підходить сервопривід.

Сервопривід – це пристрій з електродвигуном, який дозволяє досягти точного керування руху моделі шляхом негативного зворотного зв'язку. І хоча сила з якою сервопривід може тиснути на досліджуваний зразок не буде надлишковою, але питання недостатності тиску можна обійти зменшивши розміри зразка.

Будь-який сервопривід у своїй будові (рис.2.4) має датчик та блок керування, який підтримує певні значення на датчику відповідно до зовнішнього параметру.

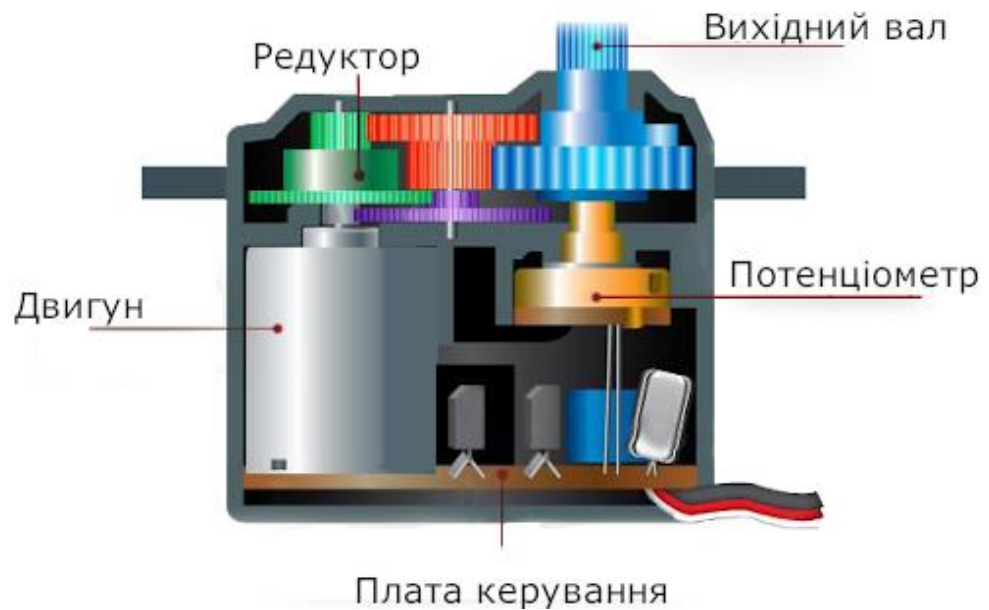


Рисунок 2.4 – Будова сервоприводу

Принцип роботи сервоприводу:

1. Сервопривід отримує імпульсний сигнал (рис.2.5) — керуюче значення, яке визначає кут повороту качалки сервоприводу.
2. Блок керування починає порівняння параметру, що надійшов, зі значенням на своєму датчику (потенціометр).
3. В залежності від результату порівняння блок керування повертає сигнал, який зумовлює, яку дію необхідно виконати: повернути, прискоритись чи сповільнитись, щоб порівнювані показники стали однаковими.

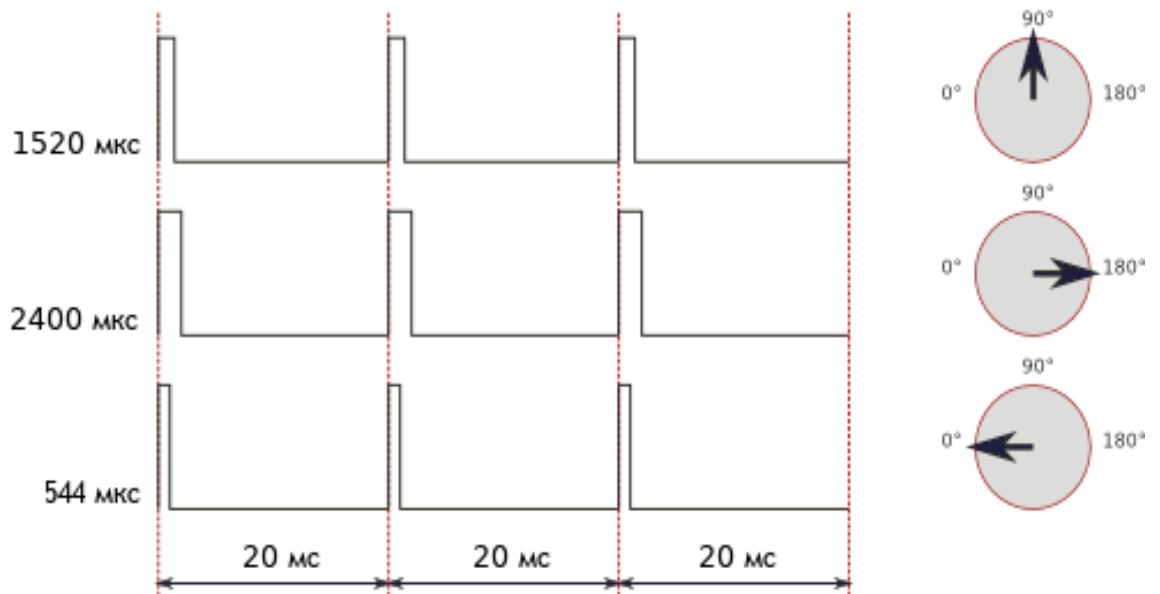


Рисунок 2.5 – Керуючий сигнал сервоприводу.

Для побудови системи керування та збору даних можуть бути використані стандартні рішення у вигляді універсальних плат введення-виведення даних, або пристрої з унікальною архітектурою. Переваги від застосування готових універсальних рішень є цілком зрозумілими:

- швидкість та простота розробки;
- можливість використання готового програмного забезпечення;
- сервісне обслуговування тощо.

Мікроконтролер (МК) – це мікроелектронний спеціалізований програмований прилад.

Особливості в порівнянні зі звичайними процесорами:

- вбудована пам'ять програм та пам'ять даних;
- бітовий процесор;
- таймери, лічильники;
- порти, інтерфейси.

Основне призначення МК – використання у якості керуючого блоку у пристроях, системах опрацювання даних та системах керування технологічними процесами. Також великою перевагою МК є його доступність та самодостатність: у складі мікросхеми контролера є усі елементи для побудови системи керування.

Система керування на основі мікроконтролера може складатися лише з блока живлення, мікросхеми контролера та пасивних елементів (резисторів, конденсаторів та кварцового резонатора).

Серед таких рішень варто виділити платформи, що об'єднують потужні апаратні модулі збору даних, універсальні драйвери та прикладне програмне забезпечення, яке реалізує графічні мови програмування. Такі платформи дозволяють ефективно вирішувати багато технічних і дослідницьких завдань, проте зазвичай мають дуже високу вартість, а їх універсальність часто означає наявність надлишкового апаратного функціоналу і недостатню гнучкість систем графічного програмування.

Альтернативою може бути використання недорогих апаратно-програмних комплексів, на кшталт Arduino, які при досить помірній вартості надають достатні можливості для вирішення технічних завдань, пов'язаних з вимірюваннями, передачею даних в комп'ютер і управлінням виконавчими пристроями.

Arduino – це проста у використанні відкрита електронна платформа, що включає відкрите програмне забезпечення і призначена для швидкого створення інтерактивних електронних пристроїв. Платформа будується на базі мікроконтролерів Atmel і використовується для отримання сигналів від аналогових і цифрових датчиків, управління різними виконавчими пристроями і обміну інформацією з комп'ютером за допомогою різних інтерфейсів. Завдяки своїй простоті та невисокій вартості платформа знаходить широке застосування в навчальних лабораторіях.

Платформа Arduino, а саме плата Arduino Nano, була обрана при побудові експериментального прототипу установки для отримання емпіричних даних про механічні властивості біологічних тканин та біосумісних матеріалів. Згодом було виділено ряд недоліків даної платформи:

– дешеві китайські версії даного контролера швидко виходять з ладу при частому налагодженні прошивки, а оригінальна італійська плата не є рентабельною;

- брак швидкості контролера при роботі з АЦП, особливо враховуючи велику вибірку показань, які необхідні для якісного усереднення вихідного значення;
- невисока надійність при тривалому налагодженні програмного забезпечення контролера.

Для того щоб покращити характеристики приладу необхідне підвищення швидкодії блоку керування, що на ділі означає підвищення тактової частоти чіпу.

Враховуючи викладені вище обставини було вирішено віддати перевагу більш надійній та швидкодіючій серії контролерів STM32, порівняльна характеристика типового представника серії STM32 та використовуваного на платі Arduino Nano ATmega328 зображено на рисунку 2.6.

МК	ATmega328P-AU	STM32F103C8T6
Корпус	TQFP-32	LQFP-48
Память	32kB Flash/2kB SRAM	64kB Flash/20kB SRAM
Макс. частота	20MHz (16MHz Arduino)	72MHz
Основная периферия	1xSPI, 1xI2C, 1xUSART	2xSPI, 2xI2C, 3xUSART
Таймеры	1x16-bit, 2x8-bit	4x16-bit
PWM	до 6 каналів	до 16 каналів
ADC/DAC	1x10-bit, 8 каналів. Плюс 1 канал Temp	2x12bit по 10 каналів. Плюс два канала Vref и Temp
Доп. периферия	QTouch	RTC, USB, CAN, Модуль CRC 32-bit
Доп. информация	EEPROM 1kB	DMA 7 каналів
Цена в партии от 5 шт.	110 руб.	120 руб.

Рисунок 2.6 – Порівняльна характеристика контролерів серії ATmega328 та STM32

Варто зазначити, що прості цілочисельні дані і показчики в 8-ми бітних МК є 16-ти бітними. Тому, при роботі з такими даними, МК витрачає додаткові такти там, де 32-бітове ядро витрачає всього один. Плюс для доступу до таких даних 8-ми бітний МК виробляє додаткові операції читання/запису і операції зі стеком. На

ділі це додатково призводить і до збільшення обсягу прошивки, і до збільшення споживання пам'яті, 32-бітові ж МК можуть легко оперувати 8-, 16- і 32-бітових даними за такт. Плюсом є наявність готових команд для доступу до них і перетворення. Тому при виборі заміни контролера було вирішено віддати перевагу 32-бітним чіпам.

Не важко бачити, що різниця в продуктивності платформ сягає десятків разів, в той час як вартість не відрізняється – це означає, що єдиною перевагою платформи Arduino є більш проста мова програмування, що не є суттєвим.

Для підвищення надійності і швидкодійності системи, контролер ATmega328 (плата Arduino Nano) було замінено на STM32L432, плата Nucleo-STM32L432KCU (рис.2.7).

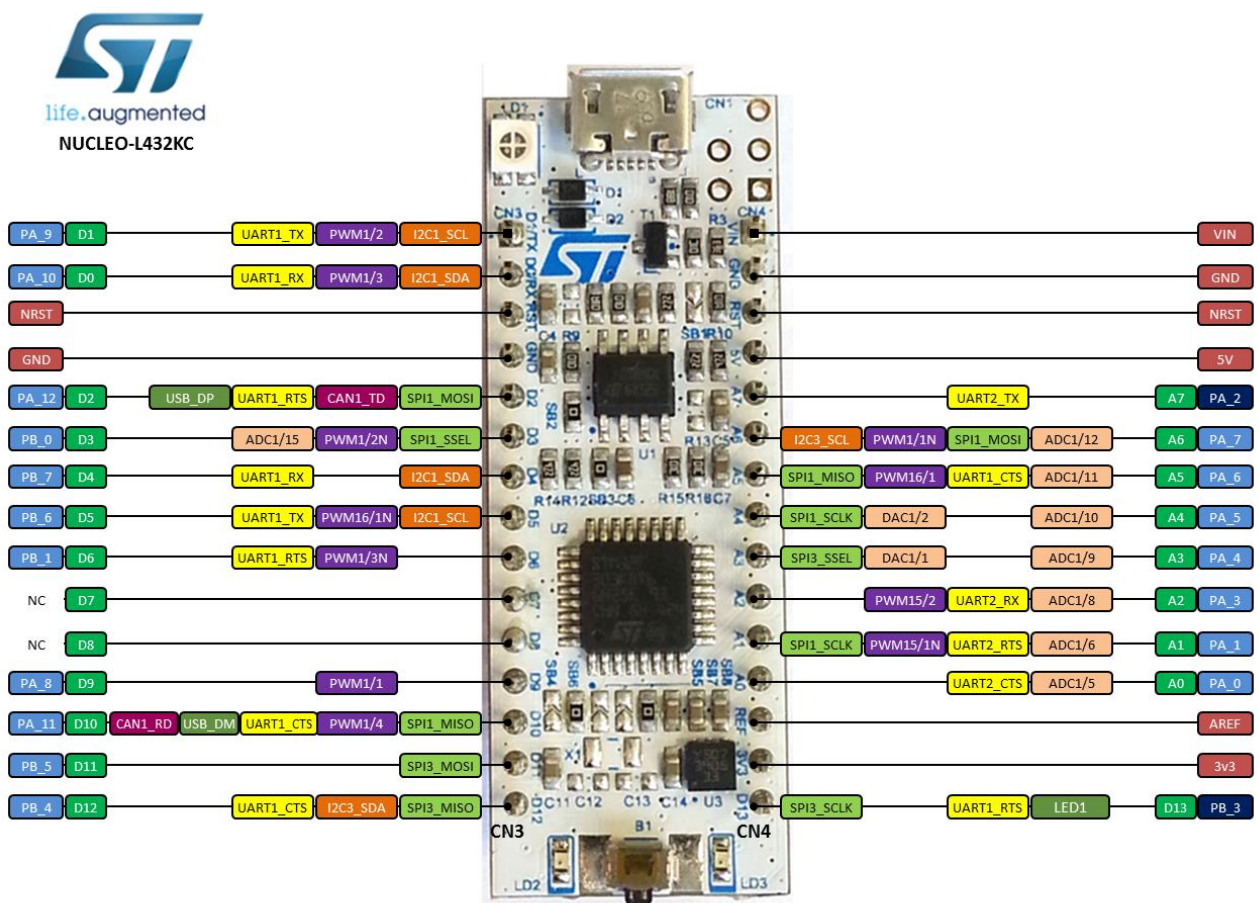


Рисунок 2.7 – Розпіновка оціночної плати Nucleo-STM32L432KCU

Попри візуальну схожість, контролери сімейства Nucleo STM32 мають цілий ряд переваг:

Плати «ST Nucleo» дають можливість вибирати з різних сполучень продуктивність, енергоспоживання, і архітектурні особливості мікроконтролера. Платформа дозволяє швидко, зручно і легко вивчити особливості архітектури і програмування мікроконтролера, випробувати свої ідеї, створити прототипи з будь-яким мікроконтролером сімейства STM32.

Лінійка плат Nucleo підтримує підключення до «Arduino» і «ST Morpho» роз'ємів, які дозволяють легко розширювати функціональні можливості платформи. Роз'єми забезпечують підключення до периферійних пристроїв від широко поширеної екосистеми Arduino, дозволяючи розробникам зручно і легко додавати спеціальні функції і масштабувати свій проект, що забезпечило доволі комфортний перехід між платформами.

Важливою перевагою плат Nucleo також є відкрита операційна система Mbed OS, яка дозволяє суттєво полегшити написання коду програми контролера. Групою користувачів даної ОС було створено численні бібліотеки для роботи з різними периферійними пристроями. Це дозволило в короткі терміни створити базову програму контролера (дод. А).

В програмі задекларовано всі порти периферії які будуть використовуватися системою – це порти АЦП HX711 (A0, A1), АЦП потенціометра (A6), порт послідовного порту (USBTX, USBRX), порт контролю сервоприводом (D9) та індикатор роботи (LED3).

За прототип побудованої експериментальної установки для дослідження деформацій біологічних тканин і біосумісних матеріалів при стисненні обрано систему, наведену на рис.2.8. Структура установки відповідає рис.2.1. В загальному вигляді установка представлена на рис. 2.9.

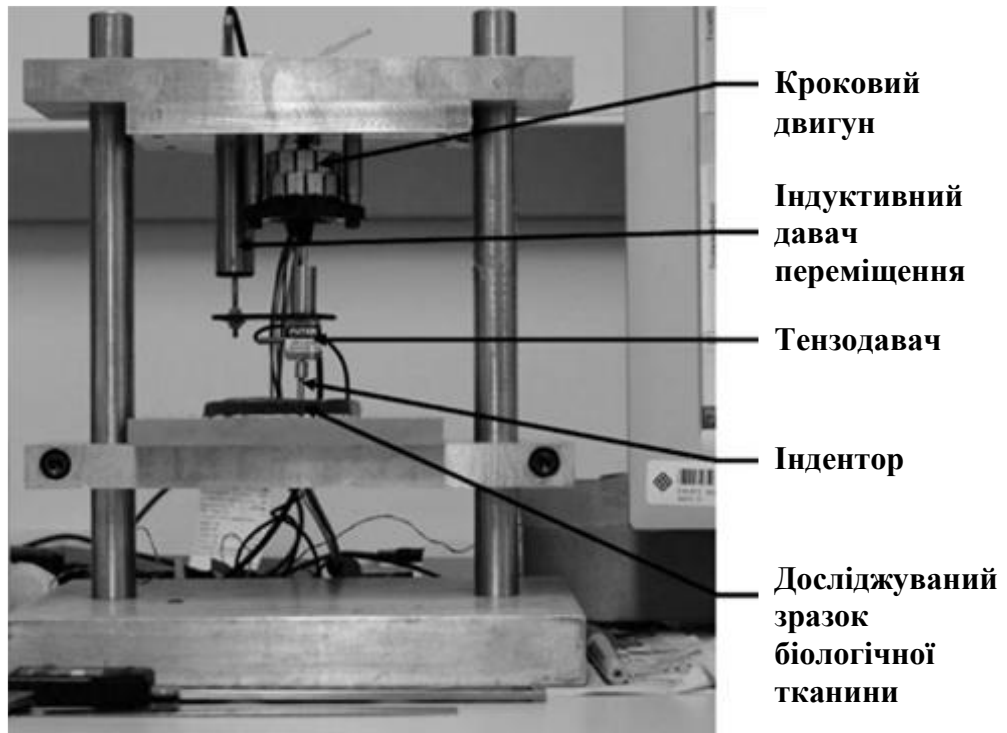


Рисунок 2.8 – Приклади систем для дослідження механічних характеристик біотканин лабораторного виконання

Функцію давача тиску в даній установці виконує тензометричний давач (тип давача), що перетворює величину деформації в електричний аналоговий сигнал. В основі своєї конструкції давач має резистивний міст Уїтстона (рис.2.2), елементи якого змінюють свій опір при деформації. Давач використано спільно з високоточним двоканальним модулем, побудованим на спеціалізованій мікросхемі NH711, який здійснює перетворення аналогових даних з давача в цифровий вигляд. Модуль має 24-розрядний аналого-цифровий перетворювач, що забезпечує високу точність вимірювання. З метою спрощення програмування мікросхеми NH711 використано відповідну бібліотеку на платформі STM, що містить готові функції для роботи з нею.

Як актуатор в роботі задіяно сервопривід MG996R. Мінімальний крок переміщення, який забезпечує даний тип сервоприводу, складає 0,052 мм, що відповідає 1 градусу повороту. Використання в розроблюваній установці сервоприводу замість крокового двигуна, спрощує управління актуатором: по суті

сервопривід і є кроковим двигуном в поєднанні з датчиком переміщення, відбулась заміна двох блоків системи одним.

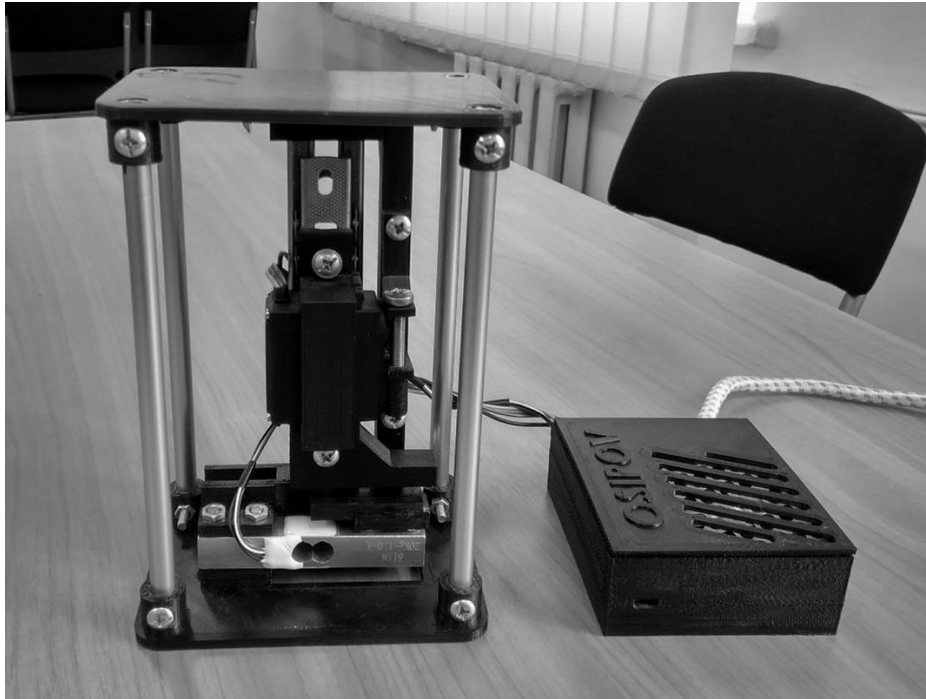


Рисунок 2.9 – Загальний вигляд установки для дослідження деформацій біологічних тканин і біосумісних матеріалів при стисненні

Для здійснення безпосереднього тиску на досліджуваний зразок використано електрод-індентор круглого перерізу діаметром 5 мм зі сталі що має підвищену стійкість та довговічність.

Попереднє визначення необхідних параметрів давача тиску та сервоприводу здійснювалось за допомогою моделювання в пакеті COMSOL 5.2 процесу стиснення біотканини (фрагменту м'язової тканини) між двома жорсткими сталевими плитами (рис.2.10).

В результаті моделювання зокрема були визначені крок переміщення сервоприводу, момент сили сервоприводу, максимальне зусилля, на яке має бути розрахований тензодавач (не менш ніж 150 Н).

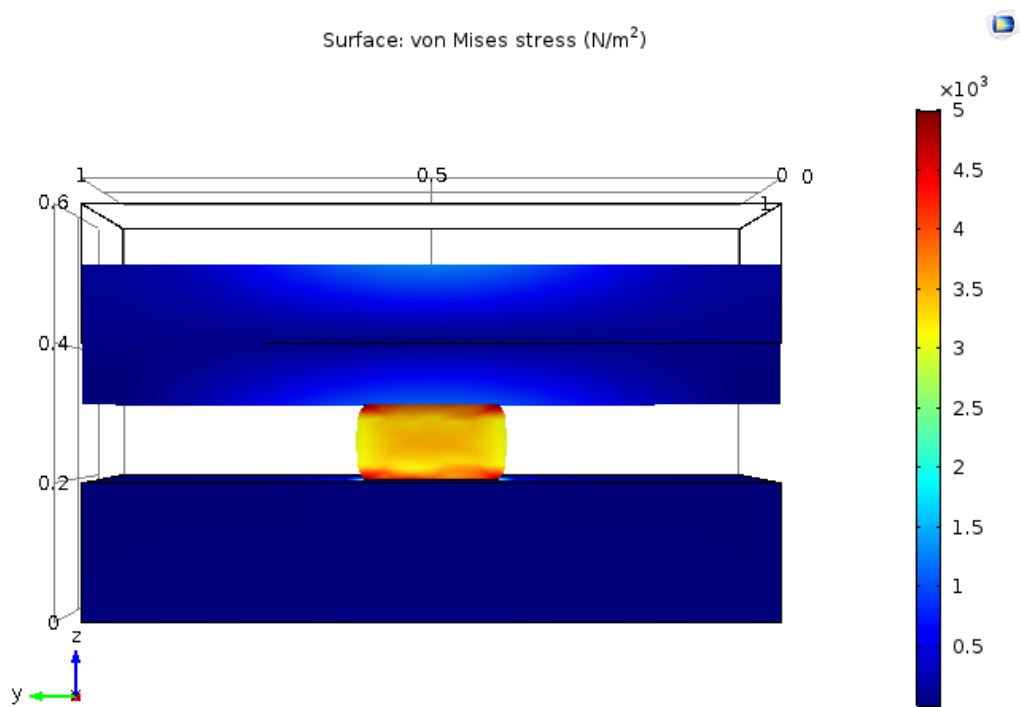


Рисунок 2.10 – Моделювання стиснення біотканини в COMSOL 5.2

Для побудови системи керування та збору даних використано апаратно-програмний комплекс STM32, який має компактні габаритні розміри (котрі співпадають з Arduino Nano під який проектувалась система, що спростило перехід між платформами) та достатні для виконання покладених на нього функцій технічні характеристики. В даній установці комплекс STM32 здійснює зокрема передачу вимірюваної інформації в комп'ютер, керування рухом сервоприводу, а також живлення тензометричного давача та модуля аналого-цифрового перетворення.

Для того щоб пов'язати підібрані блоки між собою, було спроектовано конструкцію з простих деталей в середовищі SolidWorks, котрі кріпляться одне до одного за допомогою гвинтів та гайок та міцно затискають активні модулі. Наприклад, деталь на рис.2.11 кріпиться до кулькової напрямляючої та затискає на ній сервопривід, до неї монтується круплення для індентора (рис.2.12). Всі інші деталі показані на рис.2.13 і являються елементами однієї збірки.

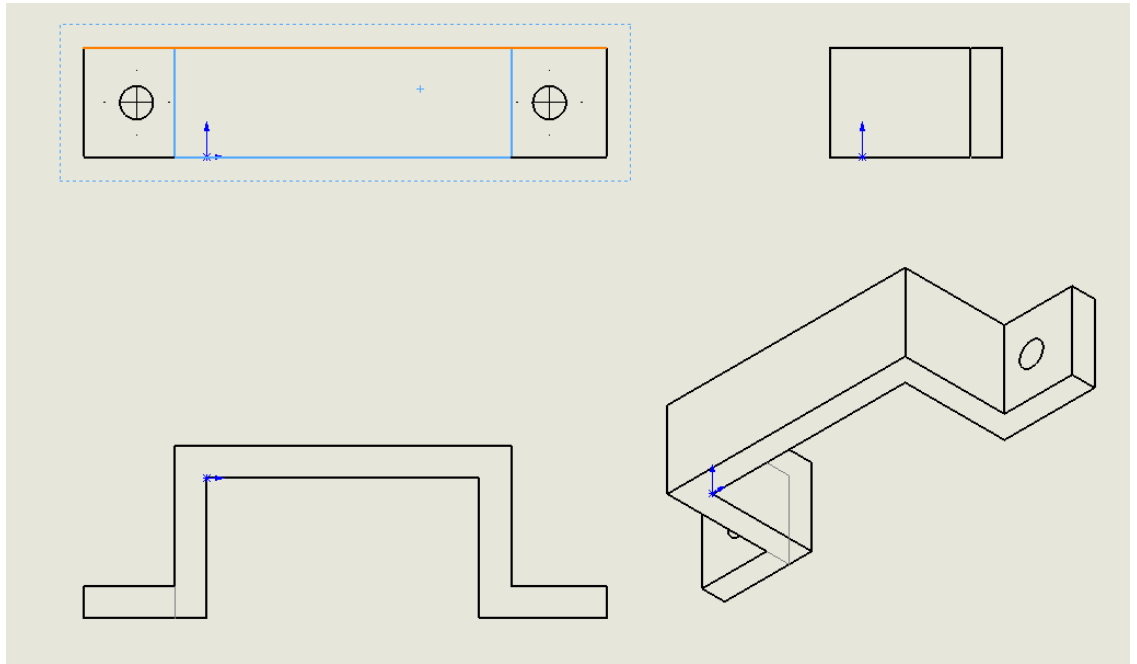


Рисунок 2.11 – Кріплення сервоприводу до кулькової направляючої

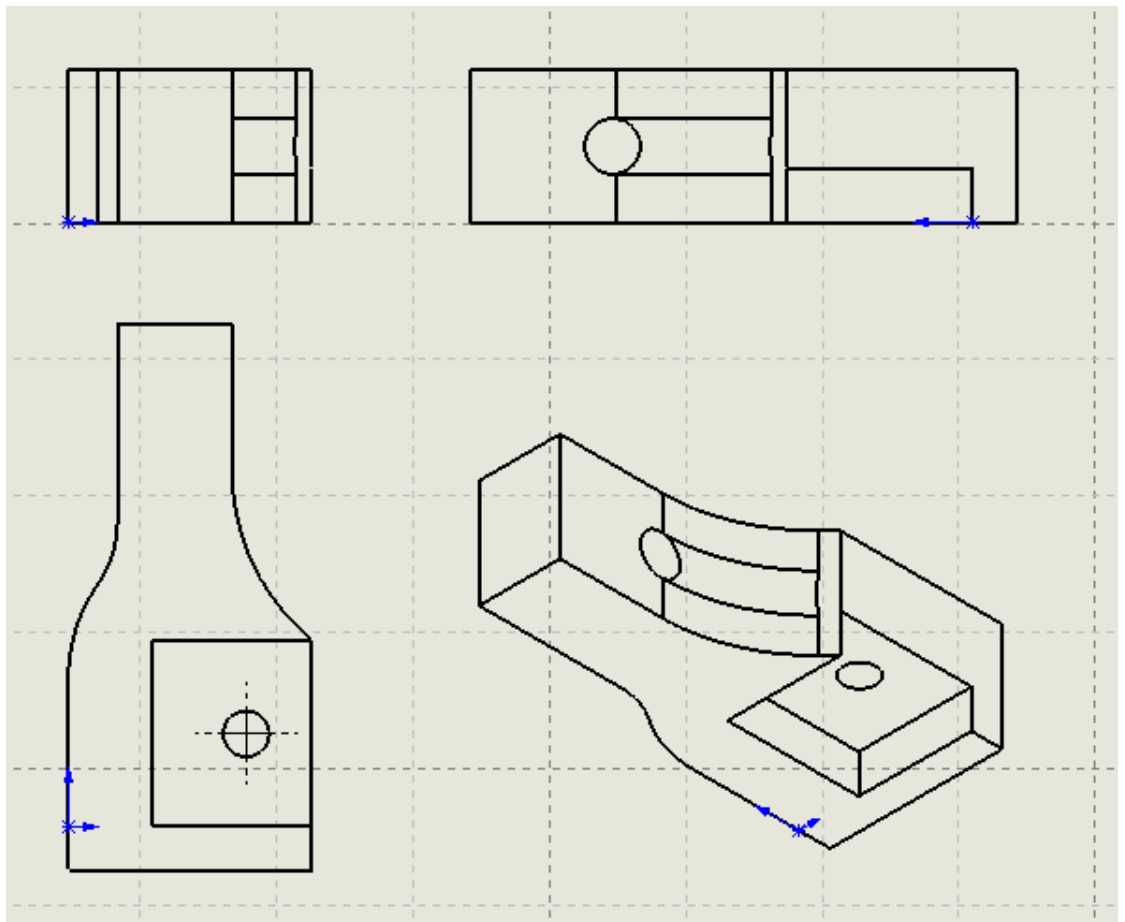


Рисунок 2.12 – Кріплення сталевго індентора

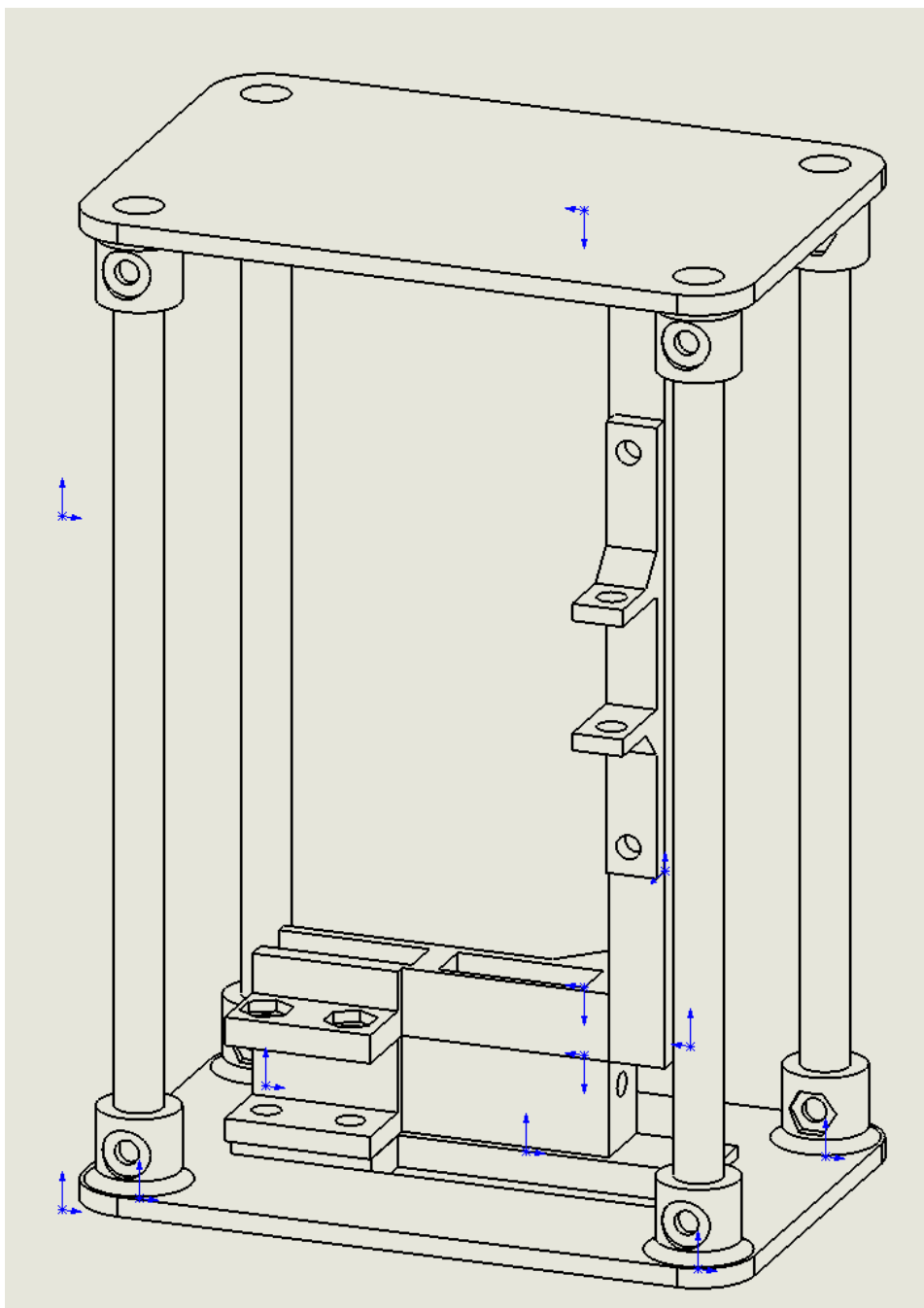


Рисунок 2.13 – Збірка платформи для модулів системи визначення модуля Юнга біологічних тканин та біосумісних матеріалів.

Спроектвані деталі було роздруковано на 3д-принтері ABS пластиком, який є одим із найбільш міцних матеріалів для друку, а також є стійким до агресивних середовищ, що дозволяє легко очищати установку після проведеного експерименту.

Розроблений прилад може тиснути на зразок з силою в 200 Н. Точність вимірювання деформації склала ± 0.05 мм, а вимірювання сили з якою індентор діє

на зразок ± 0.4 Н, що є достатнім для проведення нескладних досліджень або роботи в якості навчального стенду.

2.3 Програмне забезпечення

2.3.1 Mbed OS

Mbed - це платформа для розробки та операційна система для підключених до інтернету пристроїв на базі 32-розрядних мікроконтролерів ARM Cortex-M. Такі пристрої також відомі як пристрої інтернету речей. Проект спільно розробляється ARM Limited, технологічними партнерами та, що найважливіше, великою спільнотою інженерів, котрі допомагають в платформі розвиватися в усіх напрямках, де її можливо застосувати, це забезпечує широкий набір бібліотек під більшість периферійних пристроїв.

Mbed OS надає великий вибір мов програмування (рис.2.14) для написання програм та має в арсеналі зручні інструменти для створення програмного забезпечення для мікроконтролерів, що працюють в IoT пристроях. Платформа складається з основних бібліотек, що забезпечують функціонування основної периферії мікроконтролера

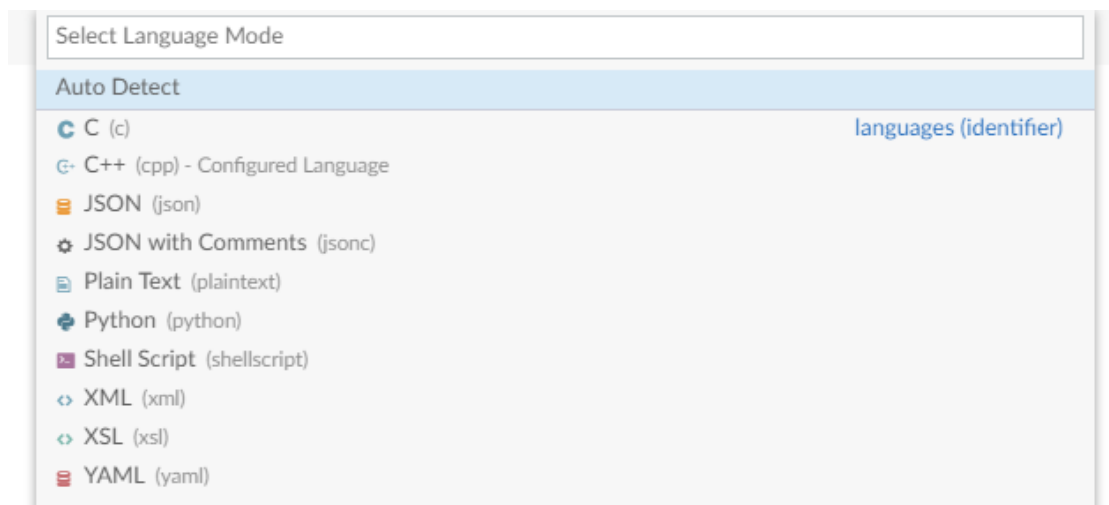


Рисунок 2.14 – підтримувані платформою Mbed OS.мови програмування

База даних компонентів надає бібліотеки драйверів для компонентів та модулів, які можна підключити до мікроконтролерів для створення кінцевого продукту.

2.3.2 NI LabView 2020

Програмний пакет підтримує величезну кількість обладнання від різних виробників і включає в себе численні бібліотеки компонентів, а також розвинені засоби зв'язку для віддаленого взаємодії з об'єктом. LabVIEW має власну математичну підтримку і може інтегрувати програми, створені в середовищі MATLAB. У поєднанні з апаратними засобами можливе створення систем практично будь-якої складності для вирішення абсолютно різних завдань. LabVIEW застосовується для управління (в тому числі і віддаленого) різним обладнанням (пристроями збору даних, датчиками, пристроями спостереження, руховими пристроями, роботами), збору даних, тестувань і вимірювань, візуалізації результатів, моделювання процесів, зберігання інформації і генерації звітів. LabVIEW здатний створювати бібліотеки функцій і незалежні виконувані файли.

LabVIEW була створена для зменшення часу програмування будь-яких вимірювальних приладів. Але в подальшому сфера застосування програми охопила електротехніку, механіку, фізику, біологію, психологію, хімію, освіту і безліч інших галузей науки.

Віртуальна контрольно-вимірювальна техніка - це концепція, що включає програмні та апаратні системи, які за допомогою комп'ютера замінюють собою реальний прилад для вимірювання, контролю та взаємодії. Кожна програма та обладнання, що виконують цю функцію, називається Virtual Instrument (VI). В більшості випадків, концепція VI реалізується на засадах об'єктно-орієнтованого програмування (ООП). Сучасна дослідницька апаратура сприяє впровадженню та розробці систем на основі віртуальних контрольно-вимірювальних приладів.

Перевагами VI є:

- універсальність, що входить до складу програмного та апаратного забезпечення;
- зниження вартості каналу придбання порівняно з традиційними апаратними інструментами, функція яких визначається виробником;
- простота налаштування конкретних потреб кожного користувача та використання графічної мови програмування (більш простої для розуміння).

Віртуальні інструменти моніторингу та управління процесами використовуються за їх низьку вартість, вони поєднують не ексклюзивне робоче обладнання з потужним програмним забезпеченням та гнучкістю налаштування; отримання в результаті масштабованого архітектурного інструменту, тобто з можливістю пристосування до процесу, коли це потрібно.

Широкий асортимент функцій та блоків для реалізації будь-яких задач, котрі будуть стояти перед оператором. VI реалізують отримання, обробку, аналіз, та виведення даних на інтерфейс користувача.

Для студентів базовий пакет програм NI LabView є умовно безкоштовним, що дозволяє легко імплементувати програмні продукти (ПП) на його основі в учбовий процес.

Висновки до розділу 2

У даному розділі було розглянуто складові експериментальної установки для вимірювання механічних параметрів біологічних тканин, їх призначення та основні характеристики, а також програмні середовища, які використовувались в ході налагоджування роботи системи

Обрані технологічні засоби є загальнодоступними та потужними, що залишає можливість модернізації як апаратної, так і програмної частини системи, а також, за потреби, є простими для імплементування в учбові процеси.

РОЗДІЛ 3

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

3.1 Розробка внутрішньої програми контролера

Першочергово до початку написання програми контролера було визначено набір необхідних бібліотек та завантажено до програмного середовища (рис.3.1).

```
#include "mbed.h"
#include "Servo.h" //бібліотека для взаємодії з сервоприводом
#include "HX711.h" //бібліотека для взаємодії з модулем АЦП HX711
```

Рисунок 3.1 – ініціалізація бібліотек в кодї програми контролера

Далі в кодї програми було ініціалізовано порти з якими буде працювати контролер (рис.3.2), інша периферія буде неактивна, проте є запасом для модернізації системи.

```
//Initialization of Threads/Ports/Variables
HX711 scale(A0, A1); //порти для модуля HX711
Serial pc(USBTX, USBRX); //ComPort для "спілкування" з ПК
AnalogIn potenc(A6); //АЦП для потенціометра
Servo myservo(PA_8); //порт для керування сервоприводом
DigitalOut ld(LED3); //світлодіод для індикації правильної роботи контролера
float calibration_factor = -50500; //coeff for hx711
int averageSamples = 100; //number of samples needed to get average value
Thread Serva;
float weight_kg;
Timer t;
int i;
```

Рисунок 3.2 – ініціалізація портів та глобальних змінних в кодї програми контролера

Задля максимальної точності отримуваних результатів роботи системи була написана програма автоматичного калібрування. На першому етапі калібрування програма визначає значення котрі контролер отримує з потенціометра в граничних положеннях індентора (рис.3.3). Далі отримані значення напруги на портах

присвоюються відомому діапазону в системі довжин, тобто деформації зразка (рис.3.4)

```
float h = 0;
float l = 0;
myservo = 100/100;
/*Getting average value (potenc) on HIGHER pos of working range */
ThisThread::sleep_for(1000);
float SumPotenc1 = 0;
for(int g = 0; g < 10; g++)
{
    SumPotenc1 += potenc.read_u16();
    ThisThread::sleep_for(100);
}
h = SumPotenc1/10;
printf("h %f\r\n", h);
ThisThread::sleep_for(1000);
myservo = 10/100;
/*Getting average value (potenc) on LOWEST pos of working range */
ThisThread::sleep_for(1000);
float SumPotenc2 = 0;
for(int g = 0; g < 10; g++)
{
    SumPotenc2 += potenc.read_u16();
    ThisThread::sleep_for(100);
}
l = SumPotenc2/10;
printf("l %f\r\n", l);
ThisThread::sleep_for(1000);
```

Рисунок 3.3 – Програма автоматичного калібрування значень потенціометра

```
//variables for remapping
float _inMin = l;
float _inMax = h;
float _outMin = 0; // min real length (mm)
float _outMax = 4.5; // max real length (mm)
/*SumPotenc3 += _outMax - ((potenc.read_u16() - _inMin)*
(_outMax - _outMin)/(_inMax - _inMin) + _outMin);*/
```

Рисунок 3.4 – Присвоєння значень з потенціометра діапазону довжин

Далі програма переходить до самого дослідження механічних параметрів біологічного зразка (рис.3.5): відбувається поступовий спуск індентора на зразок і вимір під час кожної ітерації спуску значення внутрішнього напруження та

відправка цих даних на ПК. Так само в зворотньому напрямку для оцінки релаксаційної характеристики матеріалу.

```

pc.printf("Starting measure\r\n");
t.start();
    for(i=100; i>10; i--) {
        myservo = i/100.0;
        //Getting average value of stress
        float weight = scale.getGram();
        weight_kg = weight/2.2046;
        float power = weight_kg*9.81;
        //Getting average value of deformation
        float SumPotenc3 = 0;
        for(int g = 0; g < 10; g++)
        {
            SumPotenc3 += _outMax - ((potenc.read_u16() - _inMin)*
            (_outMax - _outMin)/(_inMax - _inMin) + _outMin);
            ThisThread::sleep_for(100);
        }
        float AveragePotenc1 = SumPotenc3/10;
        //Printing data in ComPort
        pc.printf("ADC Val: %f\r\n",AveragePotenc1);
        pc.printf("Reading: %f\r\n", power);
        //Blinking to indicate dead or alive
        ld =! ld;
        //Not bug but feature
        if(weight_kg>1.2)
            break;
        ThisThread::sleep_for(100);
    }

```

Рисунок 3.5 – Основна частина програми: предсталена частина коду відповідає прямому руху індентора при проведенні експерименту

Калібрування тензодатчика відбувалося за допомогою почергового розміщення на платформі об'єктів з заздалегідь відомою різною вагою і підлаштуванням калібровочного фактору, доки отримувані значення не виходили на необхідний рівень точності. Подібні маніпуляції є необхідними перед кожним експериментом.

Повністю програма (дод.А) не займає собою і половини пам'яті контролера, що залишає місце для надбудов або збереження результатів до відправки на ПК.

3.2 Розробка ПП в середовищі LabView

Першочерговою задачею даного ПП є «спілкування» з контролером. Для цього в першому блоці (рис.3.6) задається COM-порт до якого під'єднується контролер, надсилається команда, яку вписав у відповідне віконце оператор, а також проводиться зчитування даних.

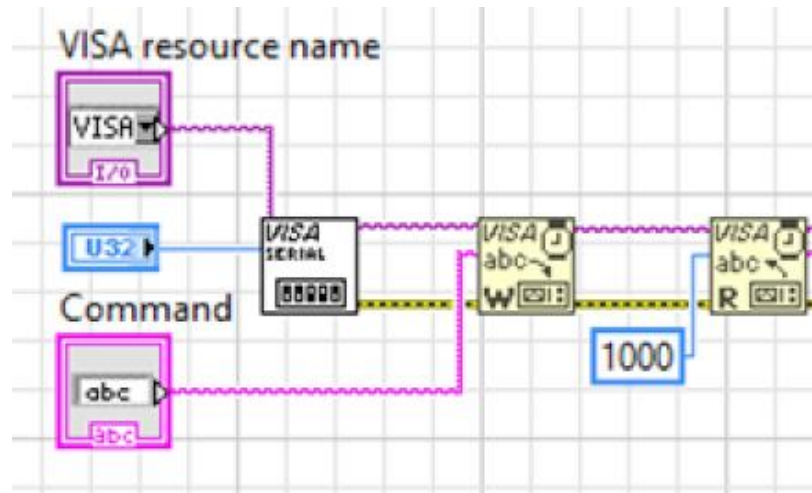


Рисунок 3.6 – Блок «спілкування» з контролером

В наступному блоці (рис.3.7) відбувається сортування даних отриманих з контролера.

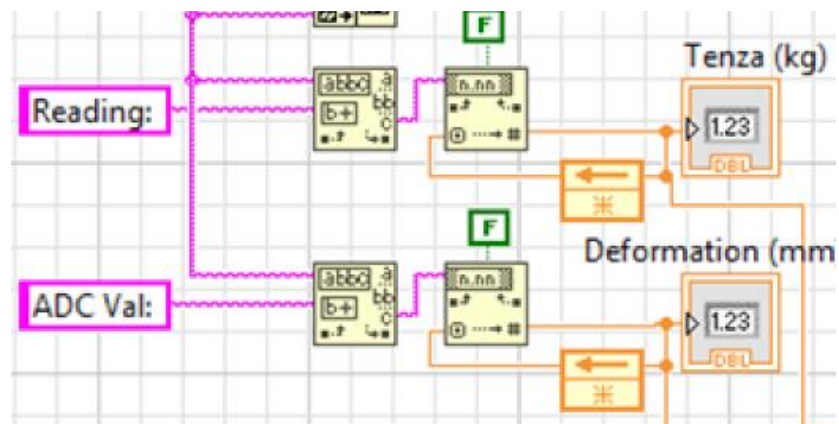


Рисунок 3.7 – Блок сортування отриманих даних з контролера

В наступному блоці (рис.3.8) відбувається побудова діаграми деформації та виведення її на інтерфейс користувача.

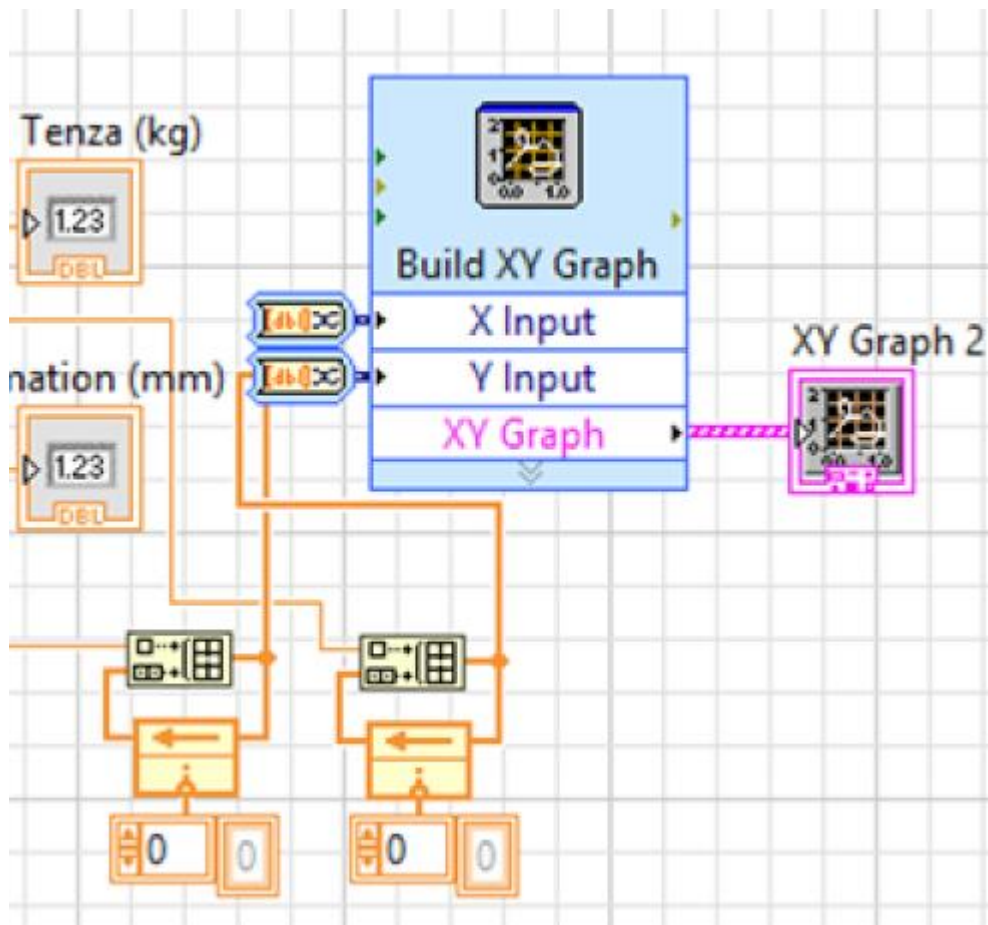


Рисунок 3.8 – Блок сортування отриманих даних з контролера

Розроблюваний ПП вийшов доволі простим та перспективним для модернізації (дод.Б).

3.3 Постановка експерименту

В якості матеріалу для проведення тестування роботи системи було обрано серце і печінку курки, які мають завідомо різну будову тканин, так як даний експеримент носить більш демонстративний характер: результати мають підтвердити ефективність роботи системи чи виявити недоліки.

Задані параметри проведених досліджень:

- діаметр індентора 5 мм;
- на початку індентор знаходиться у верхньому положенні, при цьому просвіт між ним і платформою для зразків становить 5мм;
- крок руху індентора – 0,05 мм;
- максимальна сила, яку чинить індентор – 150 Н;.

Задля перевірки міцності конструкції приладу, обмежень по виникаючим в зразку напруженням не задавалося. Таким чином, на зразки діяла доволі руйнівна сила.

В цьому можна переконатися, звернувши увагу на отримані діаграми деформації на рис.3.9-3.12, де наочно продемонстровано, що при поступовому знятті навантаження, тканини майже не відновлюють початкову структуру.

Щоб мати можливість обрати найбільш рівномірні результати для подальшого аналізу, було проведено декілька випробувань для кожного з типів досліджуваних зразків.

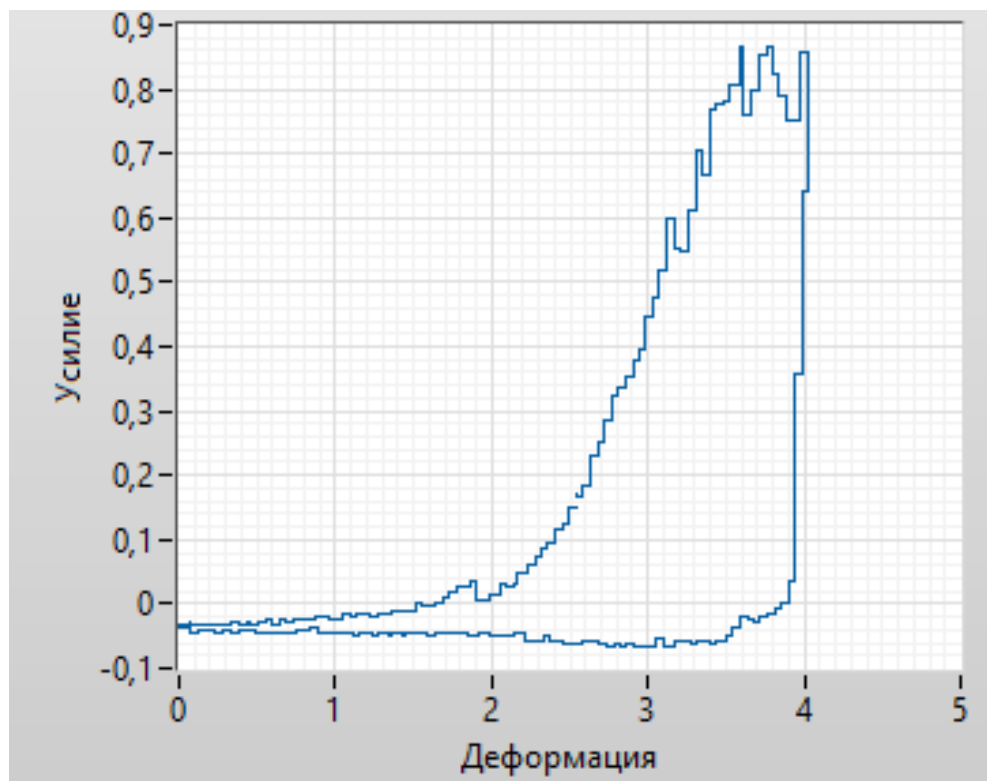


Рисунок 3.9 – Діаграми деформації печінки з великою кількістю нерівномірностей

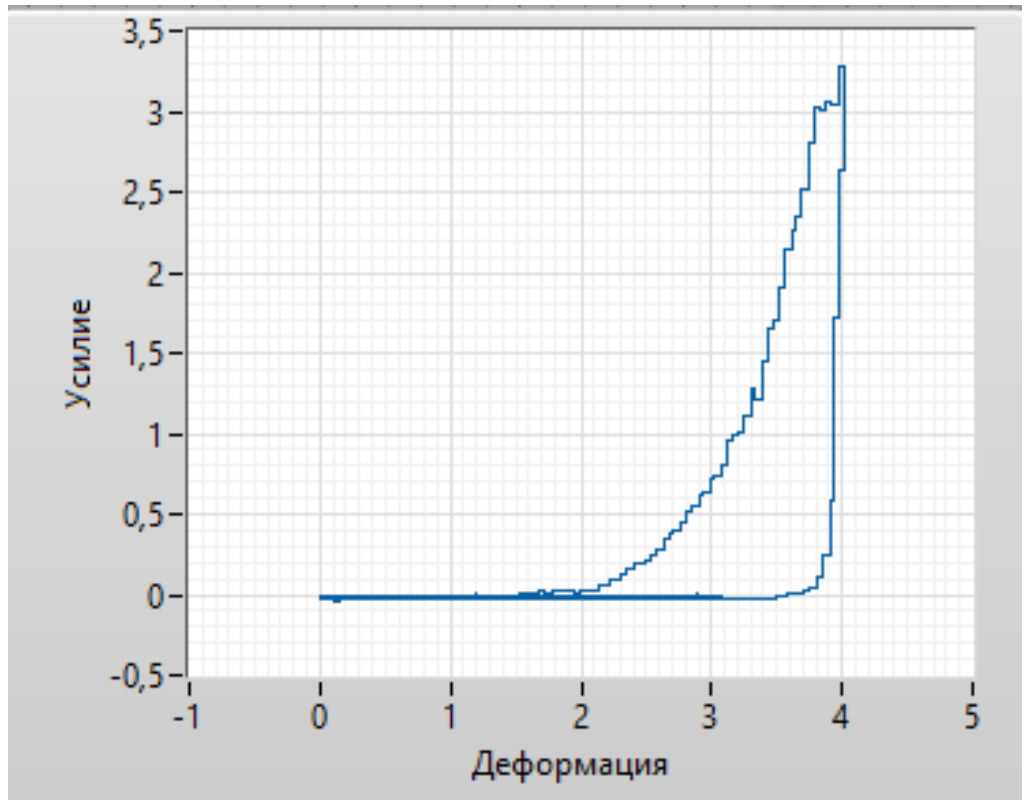


Рисунок 3.10 – Діаграма деформації печінки, обрана для подальшого аналізу

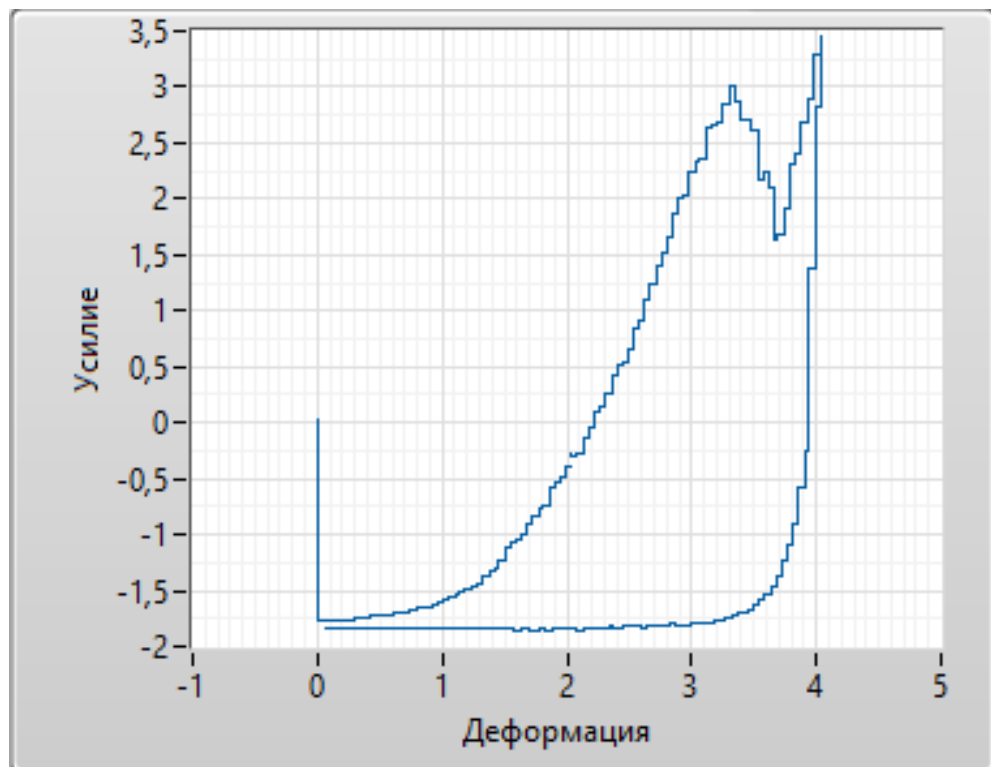


Рисунок 3.11 – Діаграма деформації серця з великою кількістю нерівномірностей

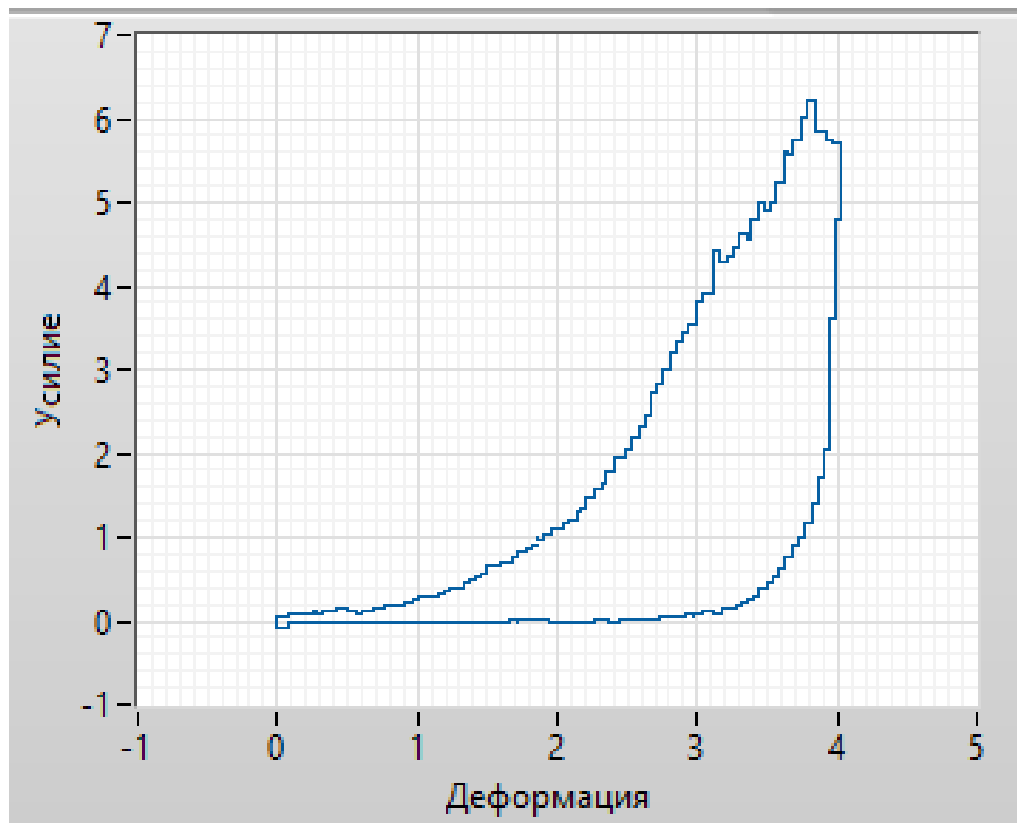


Рисунок 3.12 – Діаграма деформації серця, обрана для подальшого аналізу

На рис.3.9 та 3.11 представлені невдалі діаграми деформації.

Нерівномірність зміни механічного напруження під дією тиску, наявність «викидів» на графіках пояснюються неоднорідністю структури біологічних тканин, які містять порожнини, заповнені повітрям та рідиною, а також ковзанням індентора по зразку у разі нерівномірності його товщини.

Дані діаграми (рис.3.10 та 3.12) цілком відповідають теоретичним очікуванням: можна бачити, що зразок зі стінки серця є більш міцним (внутрішня напруга є на порядок більшою) та пружним (зворотня крива деформації є менш крутою).

При аналізі отриманих за допомогою приладу діаграм деформації були побудовані лінії апроксимації та розраховані математичні вирази, що описують поведінку кожного конкретного зразку біологічного матеріалу для проведення подальших досліджень з теми та можливості узагальнення закономірностей виникнення реакції біологічних тканин, а також можливості їх прогнозування.

Результуючі графіки з лініями тренду зображені на рис.3.13-3.14.

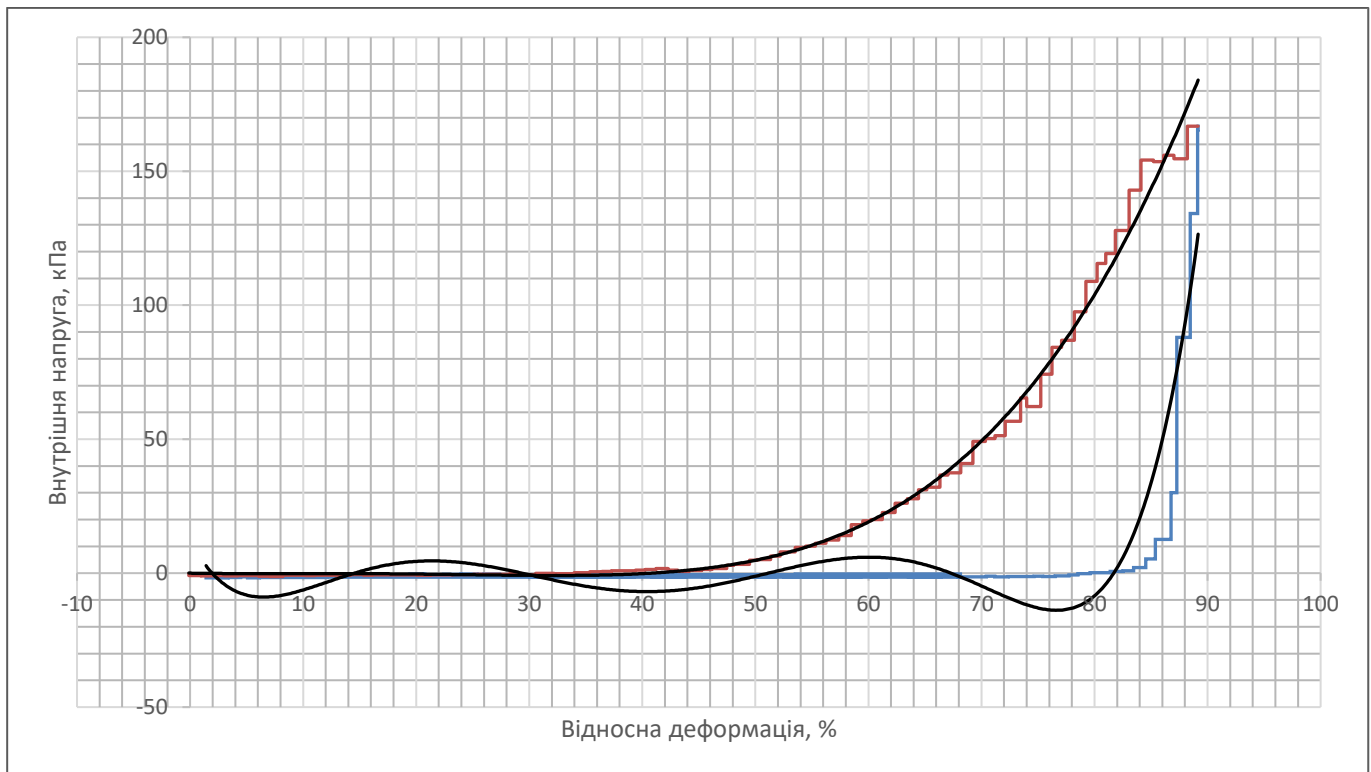


Рисунок 3.13 – Діаграма деформації печінки з лінією тренду

Для зразку печінки рівняння лінії тренду має наступний вигляд для випадку прямого руху індентора (3.1):

$$y = 7 \cdot 10^{-6}x^4 - 0,0005x^3 + 0,0093x^2 - 0,0668x \quad (3.1)$$

Величина вірогідності апроксимації у даному випадку складає 0,9931.

Для випадку зворотного руху індентора рівняння лінії тренду буде виглядати наступним чином (3.2):

$$y = 5 \cdot 10^{-8}x^6 - 10^{-5}x^5 + 0,0012x^4 - 0,0517x^3 + 1,0383x^2 - 8,1434x + 12,347 \quad (3.2)$$

Відповідна величина вірогідності апроксимації 0,8471, що дещо менше, оскільки наявні програмні обмеження для розрахунку поліноміального ряду.

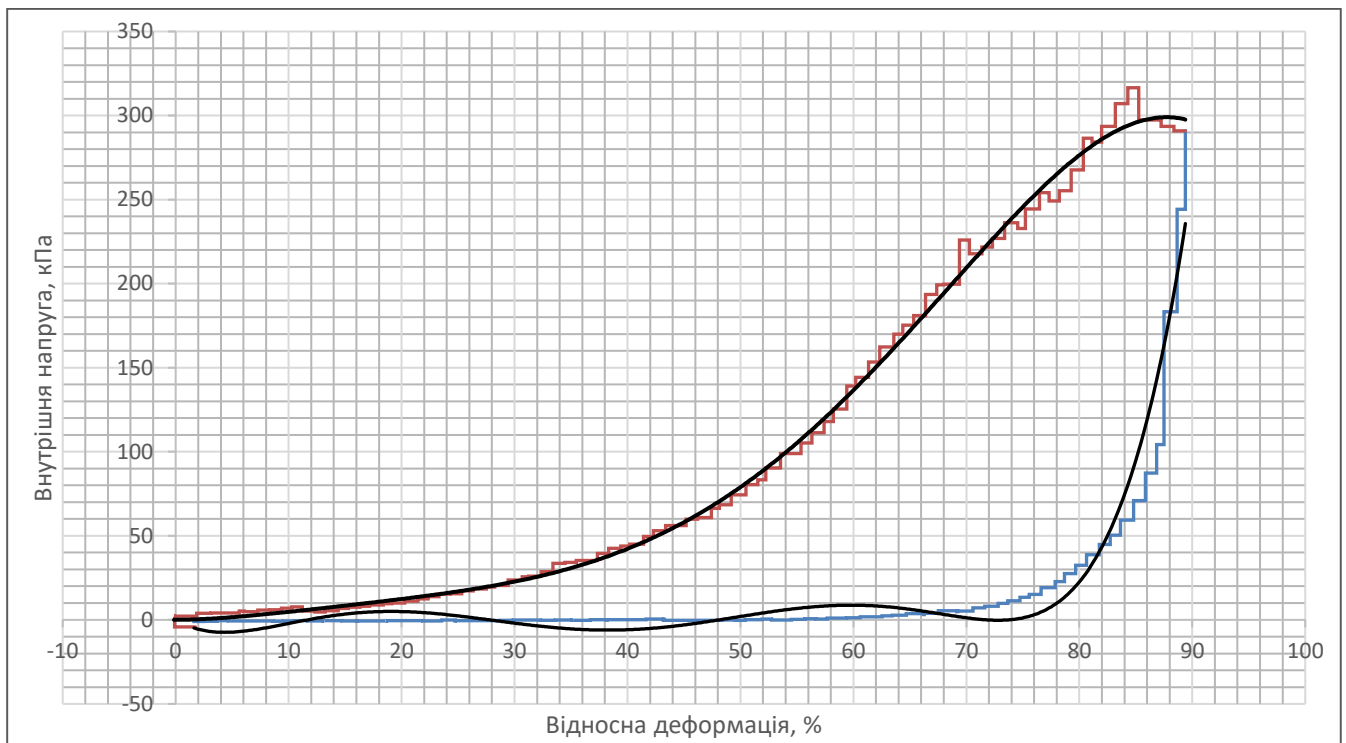


Рисунок 3.14 – Діаграма деформації серця з лінією тренду

Для зразку серця і прямого руху індентора рівняння лінії тренду (3.3):

$$y = -5 \cdot 10^{-7}x^5 + 7 \cdot 10^{-5}x^4 - 0,0033x^3 + 0,0695x^2 + 0,045x \quad (3.3)$$

Величина вірогідності апроксимації 0,9969.

Рівняння лінії тренду для випадку зворотного руху індентора (3.4):

$$y = 5 \cdot 10^{-8}x^6 - 10^{-5}x^5 + 0,001x^4 - 0,0389x^3 + 0,681x^2 - 4,0068x \quad (3.4)$$

Величина вірогідності апроксимації 0,9408.

Варто зазначити, що для побудови лінії тренду був використаний поліноміальний вид апроксимації з обмеженням до 6-го степеню.

Висновки до розділу 3

У результаті роботи було створено апаратну частину системи для вимірювання механічних параметрів біологічних тканин з наступними параметрами:

- розроблений прилад може тиснути на зразок з силою в 200 Н;
- точність вимірювання деформації склала ± 0.05 мм;
- вимірювання сили з якою індентор діє на зразок ± 0.4 Н.

Дані параметри є цілком достатніми для проведення нескладних досліджень або роботи в якості навчального стенду.

Розроблений прилад суттєвою мірою відрізняється від розглянутих аналогів. Це стосується як структурної частини, так і спеціально розробленого програмного забезпечення.

Тестування системи підтвердило ефективність її роботи.

Був розроблений ПП в середовищі NI LabVIEW, що реалізує функцію керування системою, отримання, оброки та виведення даних з контролера.

РОЗДІЛ 4

РОЗРОБЛЕННЯ СТАРТАП-ПРОЕКТУ

У даному розділі магістерської дисертації буде виконано перший етап розроблення стартап-проекту – маркетинговий аналіз, в результаті буде визначено можливість його впровадження на ринку та теоретичні напрямки реалізації.

4.1 Опис ідеї проекту

В даному розділі буде проведено маркетинговий аналіз стартап-проекту «Система для аналізу механічних параметрів біополімерів» для визначення принципової можливості його ринкового впровадження та можливих напрямів реалізації цього впровадження.

Зміст ідеї стартап-проекту, його напрямки застосування та основні вигоди для користувача представлені в табл.4.1. Пропонується створення системи для аналізу механічних параметрів біополімерів, яка буде визначати та аналізувати модуль Юнга біополімерів.

Таблиця 4.1. Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Пропонується створення системи для аналізу механічних параметрів біополімерів	Дослідження	Можливість проведення нескладних досліджень без необхідності придбання дороговартісного “надлишкового” обладнання. Можливість легкої заміни блоків і модифікації приладу в залежності від потреб дослідника.
	Навчання	Можливість використання в якості навчального стенду (прилад повністю розбірний і має відкритий код управління)

Для формування конкурентоспроможності проекту були визначені його слабкі (W), сильні (S) та нейтральні (N) характеристики та властивості у порівнянні

з пропозиціями конкурентів (табл.4.2). Основними техніко-економічними характеристиками обрано: економічність, адаптованість під користувача, автоматичність налаштувань сигналу. Конкурентами є: установки для механічних досліджень Instron 5900 (конкурент 1) та WDW-100 (конкурент 2).

Таблиця 4.2. Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

№п/п	Техніко-економічні характеристики ідеї	Товари/концепції конкурентів			W	N	S
		Мій проект	Конкурент 1	Конкурент 2			
1	економічність	сильна	слабка	слабка	-	-	+
2	адаптованість	сильна	слабка	слабка	-	-	+
3	автоматичність	сильна	нейтральна	нейтральна	-	-	+

З результату порівняння техніко-економічних характеристик проекту видно, що він має кращі показники, ніж товари, запропоновані конкурентами, оскільки можливість адаптації під кожне конкретне дослідження не реалізована у жодному з них, економічність проекту вища, а автоматичність потенційно краща.

4.2 Технологічний аудит ідеї проекту

У даному підрозділі проводиться аудит технології, необхідної для реалізації проекту. Результати представлені у табл.3.

Таблиця 4.3. Технологічна здійсненність ідеї проекту

№ п/п	Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
1	Отримання даних про деформацію зразка	Потенціометр	Наявна	Доступна
2	Отримання даних про навантаження на зразок	Тензодатчик	Наявна	Доступна

Продовження таблиці 4.3

3	Аналіз отриманих даних	Програмне середовище з хорошим математичним функціоналом і зручним інтерфейсом	Наявна	Доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: доступна для подальшої розробки				

Можна зробити висновок, що ідея доступна для подальшої реалізації завдяки використанню наявних технологій.

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

У даному підрозділі визначаються ринкові можливості для реалізації ідеї проекту, проводиться аналіз потенційного ринку (табл.4.4).

Таблиця 4.4 Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

№ п/п	Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
1	Кількість головних гравців, од	2
2	Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	12000
3	Динаміка ринку (якісна оцінка)	Стагнує
4	Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Необхідність високої точності.
5	Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	-
6	Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	60

З таблиці 4.4 видно, що рентабельність проекту в межах допустимої норми, тому його розробка є доцільною на даному ринку. Після дослідження ринку можна переходити до дослідження груп клієнтів та їх вимог до товару (табл. 4.5).

Таблиця 4.5. Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

№ п/п	Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару
1	Потреба проводити не дороговартісні дослідження біополімерів	Учбові заклади	Ефективність і адаптивність приладу в дослідженнях, рентабельність	- запатентована технологія, - підтверджена ефективність, - певний рівень точності

Розглянемо фактори, що сприяють ринковому впровадженню проекту (табл.4.6), та фактори, що йому перешкоджають (табл.4.7).

Таблиця 4.6. Фактори загроз

№ п/п	Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
1	Низький попит	Низький рівень збуту	Якісна реклама, в тому числі відвідування тематичних виставок
2	Ефективність	Не точна методика	Постійне вдосконалення методики
3	Недовговічність	Зношування блоків приладу	Розробка рішень направлених на підвищення тривалості ефективної роботи

Таблиця 4.7. Фактори можливостей

№ п/п	Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
1	Потреба в системі	Актуальна розробка для вже існуючих досліджень	Вигідні пропозиції для цільового сегменту споживачів
2	Різкий попит	Необхідність приладу	Нарощення виробництва
3	Зростання рівня доходів населення	Збільшення кількості продажів	Збільшення одиниць товару, підвищення ціни
4	Впровадження нових технологій	Якісне покращення параметрів системи	Підвищення попиту

Розглянемо загальні риси конкуренції на ринку (табл. 4.8).

Таблиця 4.8. Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Тип конкуренції: монополія / олігополія / монополістична / чиста	Чиста	Підвищувати якість, вдосконалювати технології і методики
2. За рівнем конкурентної боротьби: - локальна - національна	Національна	Співпрацювати дослідницькими та учбовими закладами
3. За галузевою ознакою: - міжгалузєва - внутрішньогалузева	Внутрішньогалузева	Формування ринкової вартості
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-родова - товарно-видова - між бажаннями	Товарно-родова	Постійне вдосконалення продукції, проведення рекламної кампанії
5. За характером конкурентних переваг: - цінова - нецінова	Цінова	Формування найбільш вигідної пропозиції
6. За інтенсивністю: - марочна - немарочна	Марочна	Створення власної марки на ринку

Проведемо більш детальний аналіз умов конкуренції в галузі за М. Портером (табл.4.9).

Таблиця 4.9. Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
Складові аналізу	«Instron», «Baigoe»	Патенти на продукти, необхідні розміри капіталовкладень	Розміри поставок	контроль якості і ціни	Висока конкуренція
Висновки	Низька інтенсивність	Є можливість входу на ринок, є потенційні конкуренти, строки виходу на ринок орієнтовно 1 рік	Умови роботи на ринку: вартість товару, оперативність поставки	Умови роботи на ринку: якість продукції, приваблива ціна	Без обмежень

З таблиці 4.9 видно, що в проекті є можливості роботи на ринку, так як відрізняється за доступністю та ефективністю. Виходячи зі сказаного вище, визначимо фактори конкурентоспроможності проекту (табл.4.10).

Таблиця 4.10. Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
1	Автоматизація процесу дослідження біополімерів	Плата керування з відкритим кодом (можливість ситуативного налаштування системи)
2	Адаптивність	Легка заміна будь-якого блоку системи
3	Економічність	Набагато нижча вартість в порівнянні з аналогами

За визначеними у табл.4.10 факторами конкурентоспроможності проаналізуємо наявність сильних та слабких сторін проекту (табл.4.11).

Таблиця 4.11. Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін «Система для аналізу механічних параметрів біополімерів»

№ п/п	Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з «Instron»						
			-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
1	Процес налаштування	19							+
2	Автоматизація	14				+			
3	Універсальність	18				+			
4	Точність вимірювань	13			+				
5	Економічність	20							+

На основі таблиці 4.11 можна зробити висновок, що проект має достатню кількість сильних сторін і тому загалом є конкурентоспроможним.

Фінальним етапом ринкового аналізу можливостей впровадження проекту є складання SWOT-аналізу (матриці аналізу сильних (Strength) та слабких (Weak) сторін, загроз (Troubles) та можливостей (Opportunities) (табл. 12) на основі виділених раніше загроз та можливостей, та сильних і слабких сторін.

Таблиця 4.12. SWOT- аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: - процес налаштування, - автоматизація, - універсальність, - економічність	Слабкі сторони: - початківець на ринку, - менша точність вимірювань, - вузький діапазон досліджуваних зразків
Можливості: - збільшення продаж, - розширення ринку, - підвищення якості і ціни	Загрози: - низький попит - цінова та марочна конкуренція - невідповідність попиту

На основі SWOT-аналізу були розроблені альтернативи ринкової поведінки для виведення проекту на ринок та орієнтовний оптимальний час їх ринкової реалізації, які подані у табл.4.13.

Таблиця 4.13. Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

№ п/п	Альтернатива ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
1	Залучення споживачів за рахунок реклами і участі у виставкових заходах.	Ймовірність висока.	1-2 рік
2	Встановлення високої початкової ціни на новий товар, для більш швидкого повернення капіталовкладень	Ймовірність не висока, оскільки низька ціна є ключовою перевагою над конкурентами.	1 рік
3	Встановлення низької ціни з метою залучення більшої кількості споживачів	Ймовірність висока, оскільки низька ціна є ключовою перевагою над конкурентами.	6 місяців

На основі аналізу альтернатив ринкової поведінки, можна зробити висновок, що варто обрати третю (встановити низьку ціну). Так отримання ресурсів є найбільш ймовірним для початківця на ринку.

4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

Для того, щоб розробити ринкову стратегію, необхідно спочатку визначити стратегії охоплення ринку, для цього означимо цільових груп потенційних споживачів (табл. 4.14).

Таблиця 4.14. Вибір цільових груп потенційних споживачів

№ п/п	Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
1	Навчальні заклади	Готові, за умови наявності необхідної документації	80%	Низька	Наявні обмеження
2	Науково-дослідні установи	Готові, за умови наявності сертифікації	20%	Низька	Наявні обмеження

Які цільові групи обрано: навчальні заклади та науково-дослідні установи.

З табл. 4.14 видно, що цільовими групами обрані навчальні заклади та науково-дослідні установи. Для роботи в обраних сегментах ринку необхідно сформуванати базову стратегію розвитку (табл. 4.15).

Таблиця 4.15. Визначення базової стратегії розвитку

№ п/п	Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку
1	Встановлення низької ціни з метою залучення більшої кількості споживачів	Стратегія концентрованого маркетингу	Доступність, ефективність, адаптивність	Стратегія спеціалізації

Оскільки компанія планує працювати з декількома цільовими групами, але не розробляючи для них окремо програми ринкового впливу, було обрано стратегію концентрованого маркетингу. А, оскільки компанія пропонує проект з

спеціалізованими характеристиками, то доречно обрати за базову стратегію розвитку стратегію спеціалізації.

Наступним кроком є вибір стратегії конкурентної поведінки (табл. 4.16).

Таблиця 4.16. Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

№ п/п	Чи є проект «першопрохідцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки
1	Ні	Буде забирати існуючих споживачів і шукати нових	Компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, щоб підвищити якість власного продукту з мінімальними коливаннями ціни	Стратегія наслідування лідеру

З табл.4.16 видно, що обрана стратегія наслідування лідеру. Перейдемо до розробки стратегії позиціонування (табл. 4.17).

Таблиця 4.17. Визначення стратегії позиціонування

№ п/п	Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конкурентоспроможні позиції власного стартап-проекту	Вибір асоціацій, які мають сформулювати комплексну позицію власного проекту (три ключових)
1	Адаптивність, автоматичність, економічність	Стратегія спеціалізації	процес налаштування, автоматизація, універсальність, економічність	За показниками якості, За економічністю, За адаптивністю

Результатом виконання підрозділу стала узгоджена система рішень щодо ринкової поведінки стартап-компанії, яка визначатиме напрями роботи стартап-компанії на ринку.

4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Для формування маркетингової концепції товару підсумуємо результати попереднього аналізу конкурентоспроможності товару (табл.4.18).

Таблиця 4.18. Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

№ п/п	Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
1	Автоматичність	Детальне налаштування роботи системи	Забезпечується наявністю керуючого контролера і відкритого програмного забезпечення
2	Простота в експлуатації	Інтуїтивно зрозумілий інтерфейс, повна розбірність системи	Зручне програмне забезпечення, простота конструкції
3	Доступність	Доступність споживачу	Низька вартість

Була розроблена трирівнева маркетингова модель товару (табл. 4.19).

Таблиця 4.19. Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Система для аналізу механічних параметрів біополімерів		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1.Вартість обслуговування	М	Е
	2.Довговічність	Нм	Тх
	3.Трудосміність виготовлення	Нм	Тх
	Якість: стандарти, нормативи		
Пакування: коробка з гофрокартону			
Марка: НТУУ «КПІ ім. І. Сікорського»			
III. Товар із підкріпленням	До продажу: призначений для навчальної, науково-дослідної роботи		
	Після продажу: можливість вдосконалення системи, технічна підтримка і обслуговування.		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: патентування			

Були визначені цінові межі встановлення ціни на товар (табл.4.20).

Таблиця 4.20. Визначення меж встановлення ціни

№ п/п	Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
1	3000 грн	10000 грн	50000 грн	5 000 грн
2	5000 грн	30000 грн		10 000 грн

Проаналізувавши рівень цін на товари-замінники та з орієнтацією на рівень доходів цільової групи споживачів нижня та верхня межі встановлення ціни на товар 5 000 та 10 000 грн відповідно.

Також була визначена оптимальна система збуту (табл. 4.21).

Таблиця 4.21. Формування системи збуту

№ п/п	Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
1	Цільові групи споживачів купують продукт компанії-розробника	Встановлення контактів із споживачами та технічна підтримка	Канал нульового рівня	Представлення продукції на тематичних виставках

Останньою складовою маркетингової програми є розроблення концепції маркетингових комунікацій (табл. 4.22).

Таблиця 4.22. Концепція маркетингових комунікацій

№ п/п	Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
1	Цільові групи споживачів дізнаються про нові продукції з наукових публікацій та на виставках	Конференції та виставки, інтернет платформи	Доступність, автоматичність, адаптивність, універсальність	Інформування споживачів, розширення сегменту споживачів	Даний продукт є доступним і ефективним в певному діапазоні задач

Для того, щоб проект здобув необхідну відомість потрібно брати участь в конференціях, виставках та публікувати науково-дослідницькі статті.

Ключовими перевагами продукту на ринку є:

- ціна;
- широкі можливості модернізації;
- простота;
- відкритий код.

Завданням рекламного повідомлення має стати представлення продукту з точки зору його економічної ефективності в певному діапазоні задач.

Висновки до розділу 4

1. Аналіз ринку та можливостей комерціалізації проекту показав, що розроблюваний проект є конкурентоспроможним, існує попит серед споживачів. Невелика кількість бар'єрів для входу на ринок.

2. Для даного проекту було обрано альтернативу ринкового впровадження стартап-проекту – встановлення низької ціни, щоб зацікавити сегмент споживачів.

3. Проект на ринку має орієнтуватися на заняття конкурентної ніші та дотримуватися стратегії наслідування лідеру для завоювання ринку, щоб покращувати кінцевий продукт при незначних коливаннях вартості.

4. Подальша імплементація проекту є доцільною.

ВИСНОВКИ

У результаті роботи було покращено характеристики існуючої системи а саме були проведені наступні зміни:

- було замінено блок керування установкою, що призвело до підвищення точності та надійності системи, а також заклало фундамент для майбутніх модернізацій;

- була написана нова програма контролера з використанням платформи Mbed OS, яка є більш гнучкою та перспективною для подальшої роботи;

- була написана програма оброки та виведення в середовищі LabView.

У результаті проведених експериментів було отримано характеристику відношення напруги та деформації зразків біологічних тканин та проаналізовані отримані діаграми в середовищі Excel. Отримані рівняння можуть бути використані при моделюванні механічних властивостей біологічних тканин.

В результаті роботи було створено систему для визначення реакції біологічних тканин та біосумісних матеріалів при стисненні з наступними параметрами:

- розроблений прилад може тиснути на зразок з силою в 200 Н;
- точність вимірювання деформації склала ± 0.05 мм;
- вимірювання сили з якою індентор діє на зразок ± 0.4 Н.

Розроблено стартап стратегію для просування створеного продукту на ринок.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Borowski S, Dietrich M, Kedzior K et al: Modeling and Simulation of Human Musculoskeletal System. In Proceedings of the Sixth Biomechanics Seminar (Edited by Hogfors C and Andreasson G), Center for Biomechanics, Chalmers University of Technology, Sweden, 1992; 116-134
2. Fung YC: Biomechanics. Mechanical properties of Living Tissues. Springer-Verlag, New York, 1981
3. Gallagher RH, Simon BR, Johnson PC and Gross JF eds: Finite Elements in Biomechanics. John Wiley & Sons. New York, 1982
4. Mow VC, Ateshian GA and Spilker RL: Biomechanics of Diarthrodial Joints: A Review of Twenty Years of Progress. Trans. ASME, J Biomech Eng, 1993; 115: 460-467
5. Schmid-Schonbein GW, Woo SL-Y and Zweifach BW eds: Frontiers in Biomechanics. Springer, New York, 1986
6. Lam Chee Kiang, Sundaraj Kenneth (2014) Computer-based virtual reality simulator for phacoemulsification cataract surgery training. Virtual Reality 18:281-293.
7. Brett PN, Fraser CA, Henningan M et al: Automatic Surgical Tools for Penetrating Flexible Tissues. IEEE Eng Med Biol, 1995; May/June: 264-270
8. Burdea G: Force and Touch feedback for Virtual Reality. Wiley. New York, 1996
9. Miller K and Chinzei K: Modeling of Soft Tissues, Mechanical Engineering Laboratory News, 1995; 12: 5-7
10. Miller K and Chinzei K: Modeling of Soft Tissues Deformation, Journal Computer Aided Surgery, 1, Supl, Proc. of Second International Symposium on Computer Aided Surgery, Tokyo Women's Medical College, Shinjuku, Tokyo, 1995; 62-63

11. Lavallée S: Registration for Computer Integrated Surgery: Methodology, State of the Art. *Computer-Integrated Surgery*, MIT Press, Cambridge Massachusetts, 1995; 77-97
12. Huelke DF and Melvin JW: Anatomy, Injury Frequency, Biomechanics, and Human Tolerances. *SAE Transactions* 800098, 1980; 633-651
13. Garrity M. Da Vinci Surgical System vs. Renaissance Robotic Surgical System – Is Mazor Robotics the Next Intuitive Surgical?; 2018. Available from: <https://www.beckersspine.com/orthopedic-a-spine-device-a-implant-news/item/39853-da-vinci-surgical-system-vs-renaissance-robotic-surgical-system-is-mazor-robotics-the-next-intuitive-surgical.html>. Accessed October 25, 2019.
14. Chan BP, Leong KW. Scaffolding in tissue engineering: general approaches and tissue-specific considerations. *Eur Spine J.* 2008;17:467–479.
15. Nimeskern L, van Osch GJ, Müller R, Stok KS. Quantitative evaluation of mechanical properties in tissue-engineered auricular cartilage. *Tissue Eng Part B Rev.* 2014;20:17–27.
16. Shaida AM, Kenyon GS. The nasal valves: changes in anatomy and physiology in normal subjects. *Rhinology.* 2000;38:7–12.
17. Ní Annaidh A, Bruyère K, Destrade M, Gilchrist MD, Otténio M. Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2012;5:139–148.
18. Ottenio M, Tran D, Ní Annaidh A, Gilchrist MD, Bruyère K. Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2015;41:241–250.
19. Silver FH, Freeman JW, DeVore D. Viscoelastic properties of human skin and processed dermis. *Skin Res Technol.* 2001;7:18–23.
20. Karimi A, Navidbakhsh M. Measurement of the uniaxial mechanical properties of rat skin using different stress-strain definitions. *Skin Res Technol.* 2015;21:149–157.
21. Wilkes GL, Brown IA, Wildnauer RH. The biomechanical properties of skin. *CRC Crit Rev Bioeng.* 1973;1:453–495.

22. Hussain SH, Limthongkul B, Humphreys TR. The biomechanical properties of the skin. *Dermatol Surg.* 2013;39:193–203.
23. Smith CD, Masouros S, Hill AM, Wallace AL, Amis AA, Bull MJA. Mechanical testing of intra-articular tissues. Relating experiments to physiological function. *Current orthopaedics.* 2008;22:341–348.
24. Korhonen RK, S Saarakkala. In: *Biomechanics and Modeling of Skeletal Soft Tissues, Theoretical Biomechanics.* Klika V, editor. InTech; 2011. Available from: <http://www.intechopen.com/books/theoretical-biomechanics/biomechanics-and-modeling-of-skeletal-soft-tissues>.
25. Lu XL, Mow VC. Biomechanics of articular cartilage and determination of material properties. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40:193–199.
26. Xia Y, Zheng S, Szarko M, Lee J. Anisotropic Properties of Bovine Nasal Cartilage. *Micros Res Tech.* 2012;75:300–306.
27. Griffin M, Premakumar Y, Seifalian A, Butler PE, Szarko M. Biomechanical Characterization of Human Soft Tissues Using Indentation and Tensile Testing. *J Vis Exp.* 2016.
28. Farzaneh Safshekan, Mohammad Tafazzoli-Shadpour, Majid Abdouss, Mohammad Behgam Shadmehr, Fariba Ghorbani. Investigation of the Mechanical Properties of the Human Tracheal Cartilage. *Tanaffos.* 2017; 16(2): 107–114.
29. In-vitro Strain and Modulus Measurements in Porcine Cervical Lymph Nodes. // *The Open Biomedical Engineering Journal.* – 2011. – C. 39–46.
30. Mow VC, Ratcliffe A. Structure and Function of Articular Cartilage and Meniscus. In: Mow VC, Hayes WC, editors. *Basic Orthopaedic Biomechanics.* New York: Lippincott-Raven; 1997. pp. 113–178.
31. Shrive NG, Frank CB. *Biomechanics of the Musculo-Skeletal System.* Wiley & Sons; 1999. Articular Cartilage; pp. 86–106.
32. Tavakol K. Proteoglycan & Collagen degrading activities of neural proteases from fresh and cryopreserved articular cartilage explants and the chondrocytes. An in vitro biochemical study. University of Calgary; 1989.

33. Smeathers JE. Cartilage and Joints. In: Vincent JFV, editor. Biomechanics: Materials. Oxford: Oxford University Press; 1992. pp. 99–131.
34. Smith CL, Mansour JM. Indentation of an Osteochondral Repair: Sensitivity to Experimental Variables and Boundary Conditions. *J Biomech.* 2000;33:1507–1511.
35. Niederauer GG, Niederauer GM, Cullen LC, Jr, Athanasiou KA, Thomas JB, Niederauer MQ. Correlation of Cartilage Stiffness to Thickness and Level of Degeneration Using a Handheld Indentation Probe. *Ann Biomed Eng.* 2004;32:352–359.
36. Ball ST, Amiel AD, Willaims SK, Tontz W, Chen AC, Sah RL, Bugbee WD. The Effects of Storage on Fresh Human Osteochondral Allografts. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;418:246–252.
37. Mahmood, H., Shepherd, D.E.T. & Espino, D.M. Surface damage of bovine articular cartilage-off-bone: the effect of variations in underlying substrate and frequency. *BMC Musculoskelet Disord* 19, 384 (2018).
38. Дослідження в'язко-пружних властивостей біологічних тканин [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://helpiks.org/5-85501.html>. - Дата доступу: 16.04.2019
39. Сила упругости. Закон Гука. [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://physics.ru/courses/op25part1/content/chapter1/section/paragraph12/theory.html>. - Дата доступу: 16.04.2019
40. Модуль упругости (Модуль Юнга) [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://chiefengineer.ru/tehnicheskie-discipliny/materialovedenie/modul-uprugosti-modul-yunga>. - Дата доступу: 16.04.2019
41. Сизов М.А., Челнокова Н.О., Зубкова Е.С., Мищенко Д.Н. Натурный эксперимент по изучению механических свойств биологических тканей. ID: 2015-11-3930-A-5541
42. . M. Mooney: *J. Appl. Phys.* 11, 582 (1940)
43. Yeoh, O.H.: Some forms of the strain energy function for rubber. *Rubber Chem. Technol.* 66, 754– 771 (1993)

44. Yeoh, O.H.: Characterization of elastic properties of carbon-black-filled rubber vulcanizates. *Rubber Chem. Technol.* 63, 792–805 (1990)
45. V. L. Biderman, *Rascheti na Prochnost* 40 (1958)
46. A. G. James, A. Green, and G. M. Simpson, *J. Appl. Polym. Sci.* 19, 2033 (1975)
47. Gent, A.N., Thomas, A.G.: Forms for the stored (strain) energy function for vulcanized rubber. *J. Polym. Sci.* 28, 625–628 (1958)
48. Hart-Smith, L.J.: Elasticity parameters for finite deformations of rubber like materials. *Z. Angew*
49. Treloar, L.R.G.: Stress-strain data for vulcanised rubber under various types of deformation. *145 Trans. Faraday Soc.* 40, 59–70 (1944).
50. James, H.M., Guth, E.: Theory of the elastic properties of rubber. *J. Chem. Phys.* 11, 455–481

ДОДАТОК А

КОД АЦП

```

#include "mbed.h"
#include "Servo.h"
#include "HX711.h"

//Initialization of Threads/Ports/Variables
Thread Serva;
HX711 scale(A0, A1); //DT(white) SCK(blue)
Serial pc(USBTX, USBRX); //ComPort
AnalogIn potenc(A6); //ADC for potentiometer
Servo myservo(PA_8); //D9
float calibration_factor = -50500; //coeff for hx711
int averageSamples = 100; //number of samples needed to get average value
DigitalOut ld(LED3);
float weight_kg;
Timer t;
int i;
void Servadrive() {
float h = 0;
float l = 0;
myservo = 100/100;
/*Getting average value (potenc) on HIGHER pos of working range */
ThisThread::sleep_for(1000);
float SumPotenc1 = 0;
for(int g = 0; g < 10; g++)
{
SumPotenc1 += potenc.read_u16();
ThisThread::sleep_for(100);
}
}

```

```

    }
    h = SumPotenc1/10;
    printf("h %f\r\n", h);
    ThisThread::sleep_for(1000);
myservo = 10/100;
    /*Getting average value (potenc) on LOWEST pos of working range */
    ThisThread::sleep_for(1000);
    float SumPotenc2 = 0;
    for(int g = 0; g < 10; g++)
    {
        SumPotenc2 += potenc.read_u16();
        ThisThread::sleep_for(100);
    }
    l = SumPotenc2/10;
    printf("l %f\r\n", l);
    ThisThread::sleep_for(1000);
//variables for remapping
float _inMin = l;
float _inMax = h;
float _outMin = 0; // min real length (mm)
float _outMax = 4.5; // max real length (mm)
myservo = 120/100;//setting higher position to put sample on platform
ThisThread::sleep_for(20000);
myservo = 100/100;
ThisThread::sleep_for(1000);
pc.printf("Starting measure\r\n");
t.start();
    for(i=100; i>10; i--) {
        myservo = i/100.0;
        //Getting average value of stress

```

```

float weight = scale.getGram();
weight_kg = weight/2.2046;
float power = weight_kg*9.81;
//Getting average value of deformation
float SumPotenc3 = 0;
for(int g = 0; g < 10; g++)
{
    SumPotenc3 += _outMax - ((potenc.read_u16() - _inMin)*(_outMax -
_outMin)/(_inMax - _inMin) + _outMin);
    ThisThread::sleep_for(100);
}
float AveragePotenc1 = SumPotenc3/10;
//Printing data in ComPort
pc.printf("ADC Val: %f\r\n",AveragePotenc1);
pc.printf("Reading: %f\r\n", power);
//Blinking to indicate dead or alive
ld =! ld;
//Not bug but feature
if(weight_kg>1.2)
break;
    ThisThread::sleep_for(100);
}
for( i= i; i<100; i++) {
    myservo = i/100.0;
    //Getting average value of stress
    float weight = scale.getGram();
    weight_kg = weight/2.2046;
    float power = weight_kg*9.81;
    //Getting average value of deformation
    float SumPotenc4 = 0;

```

```

        for(int g = 0; g < 10; g++)
        {
            SumPotenc4 += _outMax - ((potenc.read_u16() - _inMin)*(_outMax -
_outMin)/(_inMax - _inMin) + _outMin);
            ThisThread::sleep_for(100);
        }
        float AveragePotenc2 = SumPotenc4/10;
        //Printing data in ComPort
        pc.printf("ADC Val: %f\r\n",AveragePotenc2);
        pc.printf("Reading: %f\r\n", power);
        ld =! ld;
        ThisThread::sleep_for(100);
    }
    t.stop();
}
int main(){
    pc.baud (115200);
    int y = 0;
    myservo = y/100.0;
    scale.setScale(calibration_factor);
    scale.tare();
    /*while(1)
    {
        ld =! ld;
        ThisThread::sleep_for(100);
    }*/
    long zero_factor = scale.averageValue(averageSamples);
    pc.printf("\r\nStart mesure? (y/n)\r\n");
    char Starting = pc.getc();
    if (Starting == 'y')

```

```
{  
    Serva.start(Servadrive);  
}  
/* if (Starting == 'n'){  
    ServaC.start(ServaControl);  
}*/  
}
```

ДОДАТОК Б
ПРОГРАМНИЙ ПРОДУКТ ОТРИМАННЯ ТА ОБРОБКИ ДАНИХ З
МІКРОКОНТРОЛЕРА

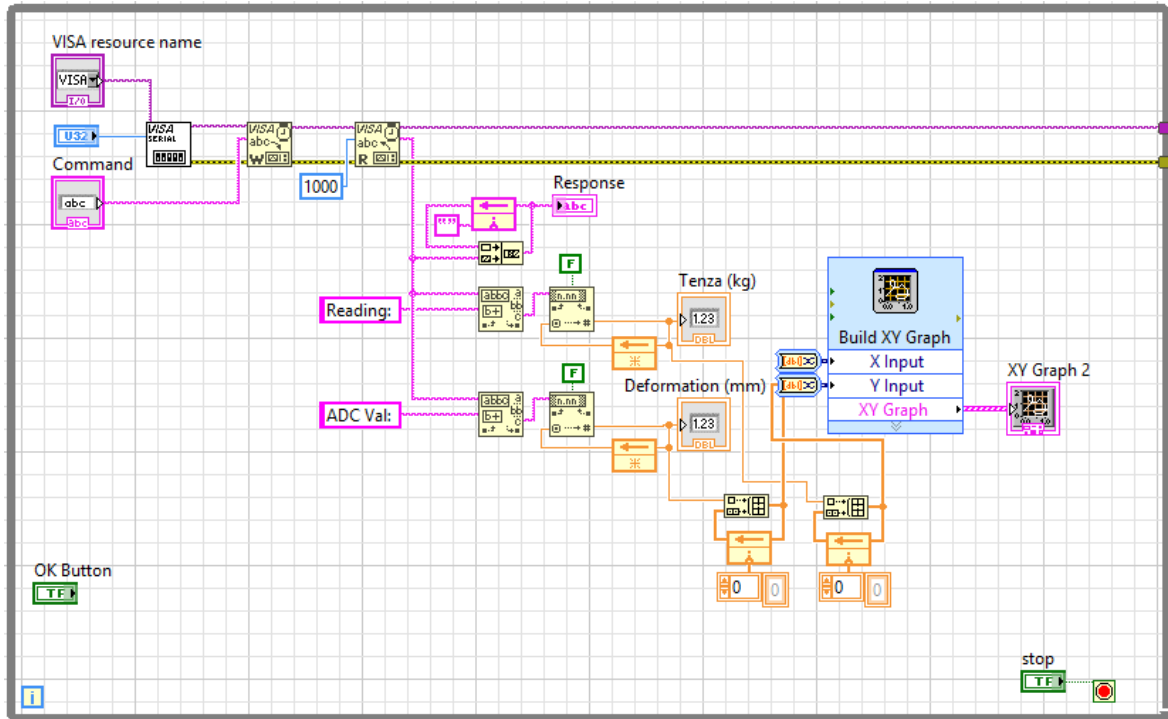


Рис.Б.1 – Графічний код у середовищі NI LabVIEW