

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»

Факультет інформаційної безпеки та електронних комунікацій
(повне найменування інституту, факультету)

Кафедра радіотехніки та телекомунікацій
(повне найменування кафедри)

Пояснювальна записка

до дипломного проєкту (роботи)
магістра
_____ (ступінь вищої освіти)

на тему ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ НА ПАРАМЕТРИ ПЕРЕДАЧІ
БЕЗДРОТОВИХ ПЕРЕДАВАЧІВ ЇХ РОЗМІЩЕННЯ У ТІЛІ ЖИВИХ
ОРГАНІЗМІВ

Виконав(ла): студент(ка) 2м курсу, групи БК-913М

Спеціальності _____

172 «Електронні комунікації та радіотехніка»
(код і найменування спеціальності)

Освітня програма (спеціалізація) _____

«Інформаційні мережі зв'язку»

ЛИСКА Д.М.

(ПРИЗВИЩЕ та ініціали)

Керівник СМЕТАНІН І.М.

(ПРИЗВИЩЕ та ініціали)

Рецензент _____

(ПРИЗВИЩЕ та ініціали)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний університет «Запорізька політехніка»
 (повне найменування закладу вищої освіти)

Факультет Інформаційної безпеки та електронних комунікацій
 Кафедра Радіотехніки та телекомунікацій
 Ступінь вищої освіти магістр
 Спеціальність 172 «Електронні комунікації та радіотехніка»
 (код і найменування)
 Освітня програма (спеціалізація) Інформаційні мережі зв'язку
 (назва освітньої програми (спеціалізації))

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. завідувача кафедри РТТ
 к.ф.-м.н., доц. Сергій САМОЙЛИК
 « » грудня 2024 року



ЗАВДАННЯ
НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЄКТ (РОБОТУ) СТУДЕНТА(КИ)

ЛИСЦІ Денису Миколайовичу

(ПРИЗВИЩЕ, ім'я, по батькові)

1. Тема проекту (роботи) Дослідження впливу на параметри передачі бездротових передавачів їх розміщення у тілі живих організмів
 керівник проекту (роботи) ст.викладач СМЕТАНІН Ігор Миколайович

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

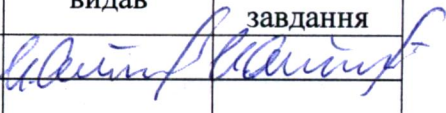
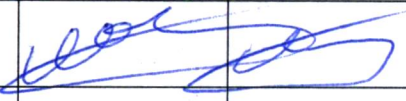
затверджені наказом закладу вищої освіти від «15» жовтня 2024 року №416

2. Строк подання студентом проекту (роботи) 10 грудня 2024 р.
 3. Вихідні дані до проекту (роботи) Технічні характеристики передавачів FS1000A та BLE HM10

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити) Використання датчиків всередині тіла, Розробка системи для тестування натільних та внутрішніх датчиків, Проведення експериментів та аналіз отриманих результатів, Проблеми та обмеження використання бездротових датчиків

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, кількість слайдів, плакатів) презентація роботи в PowerPoint

6. Консультанти розділів проєкту (роботи)

Розділ	ПРИЗВИЩЕ, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	прийняв виконане завдання
1-4	СМЕТАНІН І.М., ст. викладач		
Нормо-контроль	МОРОЗ Г.В., ст. викладач		

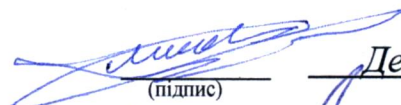
7. Дата видачі завдання «02» вересня 2024 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проєкту (роботи)	Строк виконання етапів проєкту (роботи)	Примітка
1	Пошук та вивчення наукових джерел	02.9-01.10	виконано
2	Використання датчиків всередині тіла	02.10-14.10	виконано
3	Розробка системи для тестування натільних та внутрішніх датчиків	14.10-24.10	виконано
4	Проведення експериментів та аналіз отриманих результатів	24.10-02.11	виконано
5	Проблеми та обмеження використання бездротових датчиків	24.10-02.11	виконано
6	Оформлення пояснювальної записки	02.11-02.12	виконано
7	Перевірка ПЗ на доброчесність	08.12	виконано
8	Створення презентації у Power Point	10.12	
9	Захист		

Студент(ка)

Керівник проєкту (роботи)



Денис ЛІСКА

(ім'я, ПРИЗВИЩЕ)



Ігор СМЕТАНІН

(ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до магістерської роботи: 66 с., 7 табл., 28 рис., 20 джерел.

ЗВ'ЯЗОК МІЖ ТІЛОМ І ПОЗА НИМ, ПРОТОТИП, ТЕСТОВИЙ ДИЗАЙН, ПРОТОКОЛ ТЕСТУВАННЯ, МЕДИЧНИЙ ПРИСТРІЙ, БЕЗДРОТОВИЙ ЗВ'ЯЗОК.

Мета роботи – дослідження впливу на параметри передачі бездротових передавачів їх розміщення у тілі живих організмів шляхом проведення експериментальних вимірювань в середовищі що імітує по параметрам тіло людини.

Об'єкт дослідження – принцип та алгоритм проведення тестувань параметрів прийомо-передавальних пристроїв, що вбудовані в тіло.

Предмет дослідження – зміна параметрів бездротових приймачів 433 МГц і 2,4 ГГц.

У цій роботі ми розробили тести із середовищем із втратами даних, яке імітує людське тіло, і кілька протоколів тестування, які можуть полегшити тестування та розробку бездротового зв'язку між тілом і поза ним для медичного пристрою, призначеного для підтримки тазових м'язів, тренування на підлозі. Ми розробили протоколи тестування на основі функціональних вимог і вимог щодо безпеки цього додатка. Потім ці тести були використані для оцінки та порівняння двох комерційно доступних трансиверів, що працюють на частотах 433 МГц і 2,4 ГГц.

ЗМІСТ

	С.
Скорочення та умовні позначки	7
Вступ.....	8
1 Використання датчиків всередині тіла.....	11
1.1 Область застосування	11
1.2 Швидке прототипування	13
1.3 Протоколи зв'язку	13
1.4 Вплив радіочастот на організм людини.....	14
1.5 Характеристика каналу	15
1.6 Фантоми.....	16
1.7 Мобільний додаток в охороні здоров'я	18
1.8 Прийомопередавачі Bluetooth Low Energy-BLE	18
1.9 Прийомопередавачі 433 МГц.....	19
2 Розробка системи для тестування натільних та внутрішніх датчиків.....	21
2.1 Вимоги	21
2.1.1 Функціональні вимоги.....	21
2.1.2 Вимоги безпеки	23
2.1.3 Моделювання середовища з втратами	23
2.2 Тести бездротових модулів	23
2.2.1 Перевірка бездротового підключення.....	23
2.2.2 Перевірка діапазону та потужності сигналу	25
2.2.3 Перевірка затримки.....	25
2.2.4 Тест на швидкість втрати пакетів.....	25
2.2.5 Перевірка швидкості передачі даних	26
2.3 Експериментальна установка.....	26
2.3.1 Експериментальні компоненти.....	28
2.3.2 Моделювання даних датчика тиску	39

2.3.3 Ілюстрація експериментальних установок.....	41
3 Проведення експериментів та аналіз отриманих результатів.....	43
3.1 Бездротове підключення.....	43
3.2 Дальність та сила сигналу для НМ10.....	44
3.3 Затримка	46
3.4 Швидкість втрат пакетів.....	49
3.5 Швидкість передачі даних.....	54
3.6 Результати вимог	55
4 Проблеми та обмеження.....	58
4.1 Частота оновлення.....	58
4.2 Конструкція антени.....	58
4.3 Діелектричні властивості балістичного гелю.....	59
4.4 Обробка перешкод.....	59
4.5 Вимірювання потужності сигналу 433 МГц.....	60
4.6 Затримка	60
4.7 Внутрішні обмеження.....	60
Висновки	62
Перелік джерел посилань	64

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

- COTS – (Commercial-Off-The-Shelf) комерційна готовість
- FPGA – (field-programmable gate array) програмована користувачем
вентильна матриця
- GUI – (Graphical User Interface) графічний інтерфейс користувача
- PGA – (programmable-gain amplifier) підсилювач із програмованим
коефіцієнтом посилення
- SDR – (Software Defined Radio) програмно визначене радіо
- SoC – (System-on-a-Chip) системи на кристалі
- АЦП – аналогово-цифровий перетворювач
- ГПВП – генератор псевдовипадкових послідовностей
- МШП – малошумний підсилювач
- КГІ – кадровий гасячий імпульс
- КСІ – кадровий синхроімпульс
- ПК – персональний комп'ютер

ВСТУП

Бездротовий зв'язок для біомедичного обладнання швидко вдосконалюється з винаходом нових технологій. Через відсутність кабелів бездротова технологія стає все більшою сферою інтересу для біомедичних застосувань. З розвитком технологій багато гаджетів стають меншими та портативнішими. Часто ці медичні пристрої потребують передачі даних у режимі реального часу. Однак важливо визнати особливі перешкоди, пов'язані зі створенням нових продуктів, які потребують спілкування між тілом і поза ним. На відміну від стандартних сценаріїв бездротового зв'язку, таких як Wi-Fi або стільникові мережі, де дані передаються по повітрю; Зв'язок між тілом і поза ним відбувається всередині або на поверхні людського тіла. Забезпечення надійного та безпечного зв'язку всередині динамічного та мінливого середовища тіла є серйозною технологічною проблемою. При розробці будь-якого бездротового імплантованого пристрою необхідно враховувати діелектричні характеристики людського тіла, загасання, отриману потужність, передану потужність і відстань до приймача.

Ми створили та реалізували кілька експериментів з використанням комунікаційних модулів. В цій роботі досліджували властивості середовища з втратами в контексті електромагнітних сигналів у бездротовому зв'язку. Тести включали дослідження з'єднання, діапазону, затримки та пакетних помилок, які виникають під час передачі сигналу через середовище. Результати показують, що модулі BLE можуть бути більш сприятливими для майбутніх досягнень. Результати цієї роботи можуть бути використані як відправна точка для майбутнього розвитку передбачуваної програми.

Технологія BLE відрізняється в основному низьким енергоспоживанням, що є критичним для додатків, де енергоефективність є

основною проблемою. Особливо важливо в контексті IoT (Інтернет речей) і переносних пристроїв, де потрібен тривалий час автономної роботи. Крім того, BLE забезпечує більш надійний і стандартизований протокол зв'язку, що полегшує його інтеграцію та сумісність із широким спектром пристроїв і платформ.

У той час як модулі 433 МГц мають такі переваги, як довший радіус дії та простіша технологія, збільшені можливості BLE щодо швидкості передачі даних і широке застосування в сучасних смартфонах і планшетах роблять його більш адаптованим для додатків, які потребують частого обміну даними та сумісності зі споживчими пристроями.

Ключові слова: зв'язок між тілом і поза ним, прототип, тестовий дизайн, протокол тестування, медичний пристрій, бездротовий зв'язок.

Пропонується виявити які експериментальні налаштування можна використовувати для перевірки різних протоколів бездротового зв'язку з людського тіла на зовнішні пристрої.

Виявити чим відрізняється продуктивність бездротового зв'язку трансивера 433 МГц і BLE HM10 при використанні як внутрішніх передавачів для зовнішнього прийому даних і який краще підходить для передбачуваного застосування.

Основним напрямком цього дослідження є розробка тестів, які стимулюють властивості середовища з втратами та дозволяють швидко та послідовно досліджувати комунікаційні системи, призначені для медичних пристроїв. Це включає вибір відповідних апаратних компонентів, розробку надійних каналів зв'язку та впровадження основних протоколів. Потім ми використовуємо ці запропоновані тести, щоб оцінити та порівняти два широко використовувані модулі зв'язку, трансивер 433 МГц і BLE HM10. Ця робота має на меті зробити виробника швидшою та дешевшою розробку нового продукту шляхом чіткого порівняння двох популярних модулів

зв'язку та протоколу тестування, який можна використовувати для тестування додаткових модулів зв'язку.

1 ВИКОРИСТАННЯ ДАТЧИКІВ ВСЕРЕДИНІ ТІЛА

1.1 Область застосування

Комерційні пристрої біологічного зворотного зв'язку, які зараз доступні, можуть надати цінні вказівки під час спостереження за перебігом лікування пацієнту.

Нові технології, як-от невеликі датчики, схеми з низьким енергоспоживанням і бездротовий зв'язок, призвели до створення мереж на тілі (BAN), також відомих як бездротові мережі на тілі (WBAN) або мережі датчиків на тілі (BSN). Ці мережі, також звані медичними телемережами (MBAN), використовують імплантовані датчики для моніторингу стану здоров'я пацієнтів, незалежно від того, де вони знаходяться. Датчики виявляють різні зміни тіла, надсилаючи цю інформацію по бездротовому зв'язку на зовнішній пристрій. Ця система використовує крихітні бездротові пристрої та протоколи зв'язку, спеціально створені для роботи всередині тіла, що дозволяє постійно контролювати стан здоров'я та покращувати медичне обслуговування.

Методи зв'язку внутрішньокорпусних пристроїв можна розділити на дві групи: імплантат-імплантат (IB2IB) і зв'язок імплантат-поверхня (IB2OB). Зв'язок між пристроями, що встановлюються в організм, і пристроями, що знаходяться на тілі, є частиною зв'язку між імплантатом і поверхнею. Цей вид зв'язку добре працює в ситуаціях, коли виявлені параметри всередині тіла передаються на борт-телесні пристрої для обробки або пересилання додаткових даних до контрольних-діагностичних центрів.

Розробка тестів для зв'язку між тілом і поза ним у медичних пристроях потрібна для оцінки здійсненності, продуктивності, надійності та безпеки нових пристроїв. Незважаючи на те, що пристрої зв'язку всередині тіла

набули популярності, існує дефіцит стандартизованих випробувальних стендів, спеціально розроблених для оцінки їх продуктивності та здійсненності. Нинішнє дослідження має на меті дізнатися як впливає розміщення датчиків в середині тіла на переметри передачі даних. Пропонується використати запропоновані тести для оцінки та порівняння двох комунікаційних модулів, трансивера 433 МГц і BLE HM10. Це може значно зменшити перешкоди для виробника, щоб швидко розробити та перевірити пристрій, який відповідає як функціональним вимогам, так і вимогам безпеки.

За останні десять років використання бездротових біосенсорів у медицині значно зросло. Ці пристрої особливо корисні у сферах моніторингу пацієнтів, діагностики, догляду за здоров'ям тощо.

У джерелі [17] надають детальний опис передової бездротової імплантованої системи для моніторингу внутрішньоочного тиску (ВОТ). Ця система включає спеціалізовану інтегральну схему (ASIC), датчик мікроелектромеханічної системи (MEMS), антену та ємнісну живильну матрицю.

У джерелі [10] розробили два імплантованих пристрої, які фіксують і бездротово передають сигнали ЕМГ. Ці сигнали надсилаються на натільний пристрій, розташований у гнізді протеза руки.

В даний час існує обмежена кількість досліджень, проведених у сфері комунікації в тілі та поза тілом, тому вона все ще здебільшого не вивчена. Датта та ін. у 2021 році [20] своїм дослідженням значно доповнили цей сектор. Використовуючи моделювання на основі методу кінцевих елементів (FEM), автори дослідження створили детальну модель каналу для зв'язку між тілом і поза ним. Зокрема, їхнє дослідження вивчало особливості фізіології корів, демонструючи складну природу бездротового зв'язку між тілом і поза ним.

Bluetooth [16] є бажаною альтернативою для динамічного моніторингу фізіологічного сигналу через його невеликий розмір і низьке енергоспоживання радіомодуля, використання розширеного спектра зі стрибками частоти 2,4 ГГц і дизайн передачі на короткій відстані.

У джерелі [12] обговорюють використання смартфона для отримання даних у реальному часі з акселерометра, сигналу ЕКГ і датчика температури. Він досліджує практичні застосування інтеграції цих датчиків із технологією смартфонів.

1.2 Швидке прототипування

Швидке створення прототипів є важливим першим кроком у створенні нових продуктів, що дозволяє швидко повторювати оригінальні концепції. Він зосереджений на створенні багатофункціональних прототипів, які дозволяють функціональне тестування та введення даних користувачами. Платформа Arduino є прийнятним вибором для швидкого створення прототипів через її ціну та адаптивність. Простий інтерфейс користувача та велика бібліотека платформи дозволяють розробникам швидко створювати та перевіряти ідеї. Швидке створення прототипів за допомогою Arduino веде до ефективною перевірки концепції та покращує весь процес розробки продукту, забезпечуючи швидку візуалізацію та оцінку дизайну [5].

1.3 Протоколи зв'язку

Основні вказівки та норми, які контролюють обмін даними між пристроями в мережі, відомі як протоколи зв'язку. Вказуючи формат, час, послідовність і методи перевірки помилок для передачі інформації, ці протоколи гарантують плавний зв'язок. Основними методами передачі даних

між пристроями є дротові та бездротові протоколи, які відрізняються способами зв'язку.

Фізичні кабелі використовуються дротовими протоколами, такими як послідовний зв'язок або UART (USB або RS232), SPI та I2C, для швидкої передачі даних у обмежених місцях. Навпаки, бездротові протоколи, такі як Wi-Fi, ZigBee і Bluetooth, використовують радіохвилі, що забезпечує безкабельний зв'язок між різними пристроями.

1.4 Вплив радіочастот на організм людини

Розуміння впливу людського тіла на поширення радіочастотної хвилі ускладнюється тим фактом, що тіло складається з компонентів, кожен з яких забезпечує різний ступінь, а в деяких випадках і різний тип радіочастотної взаємодії. Рідка природа більшості структур тіла спричиняє ослаблення радіочастот, тоді як скелетна структура α - D -глюкози створює дифракцію та заломлення хвиль на певних частотах. Коли довжина хвилі сигналу значно перевищує поперечний переріз людського тіла проникнення сигналу дуже слабке. Ці смуги знаходяться на частотах менше 4 МГц, а поглинання радіочастотної енергії зростає вище 4 МГц (табл. 1.1, 1,2).

Таблиця 1.1 – Властивості людської тканини на 403 МГц [15]

Людські тканини	Відносна діелектрична проникність	Провідність [См/м]	Тангенс втрат
Жир	5.57	0.004	0.328
м'язи	57.1°	0.797	0.622
Шкіра	46.71	0.689	0.658

Таблиця 1.2 – Властивості людської тканини на частоті 4,2 ГГц [4]

Людські тканини	Відносна діелектрична проникність	Провідність [См/м]
Жир	10.3045	0.5364
м'язи	50.568	3.209
Шкіра	36.424	2.475

Підкреслюють, що різні тканини та органи людського тіла мають різні властивості, такі як провідність, діелектрична проникність і товщина. Ці властивості істотно відрізняються від стандартного бездротового зв'язку, що здійснюється по повітрю. Тіло має бути визначено як середовище розповсюдження хвиль, щоб створити ефективний бездротовий зв'язок у ньому або через нього. Тому важливо знати електричні характеристики тканин тіла на відповідній частоті.

Електричні характеристики м'язів, жиру та шкіри на частотах 403 МГц і 4,2 ГГц підсумовані в таблиці 1.1 та таблиці 1.2. Підкреслено високу електропровідність і діелектричну проникність тканини тіла, і ці фактори спричиняють значну втрату маршруту передачі радіочастот від імплантату до вільного простору. Також необхідно мати на увазі, що діелектрична проникність і провідність тканин демонструють значні коливання залежно від частоти бездротових сигналів, які використовуються для зв'язку.

1.5 Характеристика каналу

Відповідна характеристика каналу має вирішальне значення для зв'язку між тілом і тілом. Для характеристики каналів у внутрішніх мережах часто використовуються три методології: програмне моделювання, експериментальні вимірювання в лабораторії з використанням фантомів та експериментальні вимірювання, проведені на живих тваринах (in vivo).

Програмне моделювання є найпрактичнішим для виконання, оскільки воно потребує лише потужного комп'ютера. На жаль, вони не настільки близькі до реальності, як експерименти в лабораторії чи живих тваринах. Крім того, велика складність моделювання потребує великої кількості пам'яті та часу. Експериментальні вимірювання *in vivo* є найближчими до істини, але потреба в хірургічному обладнанні обмежує їх здійсненність. Фантомні вимірювання є розумним компромісом між реальністю, зусиллями, вартістю та здійсненністю.

Для створення фантомів, еквівалентних людині, використовується багато програмних засобів. COMSOL Multiphysics – це складний інструмент моделювання, який широко використовується в багатьох наукових і технологічних галузях, включаючи біомедичні програми. Хоча COMSOL не розроблено спеціально для створення фантомів, еквівалентних людині, він часто використовується для моделювання біологічних систем, таких як поведінка електромагнітних полів, передача тепла, акустика, потік рідини тощо в людському тілі. COMSOL Multiphysics – це комерційне програмне забезпечення, для доступу до всіх його функцій і можливостей потрібна ліцензія. Він містить різноманітний набір модулів, які охоплюють численні фізичні процеси, що робить його потужним інструментом для симуляції та моделювання в кількох предметах, таких як фізика, інженерія та науки про життя.

1.6 Фантоми

Масштабні моделі фантомів – це людино-еквівалентні фантоми, які імітують електричні властивості людського тіла і часто використовуються для оцінки взаємодії між людським тілом і бездротовими терміналами [36]. Однак конкретного теоретичного підходу до створення композиції фантомів наразі немає. Різноманітні фантоми виготовляються за допомогою

трудомістких процедур проб і помилок, щоб забезпечити бажані електричні властивості.

У джерелі [18] зосередилися на ослабленні сигналу Bluetooth в аналогах людського тіла. Результати показали кореляцію між даними, отриманими з м'яса та балістичного гелю, що свідчить про те, що балістичний гель служить відповідним замінником м'язової тканини.

Прямокутні та циліндричні фантоми є добре відомими конструкціями для заміни частини тіла людини. Іто та ін. [18] звертаються до важливості тканинно-еквівалентних фантомів для оцінки імплантованої антени. Використання трьох основних фантомів (шарового, прямокутного та циліндрична) і дипольна антена (0,953 ГГц), включена в воксельні моделі людини всього тіла. Результати їхнього дослідження ефективності випромінювання антени наведено в таблиці 1.3. Через гладку конструкцію ефективність випромінювання циліндричної конструкції може наближатися до 2,0%, що близько до ефективності моделі всього тіла людини в 2,5%.

Таблиця 1.3 – Різні фантоми та характеристики [28]

Форма фантома	Діапазон частот	Резонансна F_q [ГГц]	Радіаційний ефект [%]
Lay Phantom	820-1120	0.97	0.7
Rec Phantom	820-1120	0.98	0.8
Cyl Phantom	820-1140	0.101	2.0
Тіло людини	820-1070	0.94	2.5

Круглі або циліндричні форми часто використовуються в людських еквівалентах фантомів через їхню простоту та легкість виконання [28]. Їх застосування полегшує дозиметричні дослідження та виступає в якості стандартизованих еталонів у медичній візуалізації. Ці форми, однак, не мають точних анатомічних тонкощів, необхідних для ретельного

моделювання, вимагаючи більш досконалих антропоморфних моделей для правильного зображення анатомії людини в експериментах.

Оскільки радіоінженери не є експертами у виготовленні фантомів, ідея автономного програмного забезпечення для проектування композиції для еквівалентних людині фантомів була представлена в [32] для підвищення ефективності проектування та виготовлення під час створення фантомів. Програма створює автоматично розроблений фантом, подібний до людського тіла, для заданої частоти та відносної діелектричної проникності та провідності в електричних параметрах.

1.7 Мобільний додаток в охороні здоров'я

Ігровий дизайн більше не обмежується лише розвагами. Протягом останніх кількох десятиліть геймифікований дизайн використовувався не для розваг, а для інших цілей. Останніми роками спостерігається зростання ігрового дизайну, особливо у сфері здоров'я. Ігрові конструкції можна використовувати для визначення ризику захворювання людини, покращення психомоторних чи психосоціальних функцій або навіть надихнути людей на прийняття здорових звичок.

1.8 Прийомопередавачі Bluetooth Low Energy-BLE

Bluetooth Low Energy (BLE) – це малопотужна бездротова технологія, створена Bluetooth Special Interest Group (SIG) і відмінний елемент протоколу Bluetooth 4.0. IEEE 802.15.1 є основою Bluetooth Low Energy. Пристрої BLE поділяються на два типи: центральні та периферійні. Основними функціями центрального пристрою BLE є сканування та підключення до навколишніх периферійних пристроїв BLE. У свою чергу, периферійний пристрій

відповідає за оголошення конкретних даних і приймає запити на підключення від центрального.

Пристрій BLE може бути одночасно периферійним і центральним. Він невеликий за розміром, потребує мало енергії та має недороге обладнання. Навколишнє середовище має сильніший вплив на сигнали BLE через нижчу потужність і дальність передачі. Тому внутрішні системи краще підходять для серії BLE. Багато переваг роблять Bluetooth Low Energy (BLE) популярним варіантом для низки додатків. Підсумовуючи, BLE є менш дорогим і більш енергоефективним, ніж WiFi.

Bluetooth Low Energy (BLE) став невід'ємною частиною різноманітних медичних пристроїв, надаючи перевагу енергоефективності. Приклади включають застосування в системах віддаленого медичного обслуговування, системах моніторингу рівня глюкози і систем моніторингу артеріального тиску.

1.9 Прийомопередавачі 433 МГц

Трансивер 433 МГц – це модуль бездротового зв'язку, який працює в діапазоні частот 433 МГц і часто використовується для зв'язку малої дальності з низьким енергоспоживанням у різноманітних додатках, включаючи системи дистанційного керування, бездротові датчики, домашню автоматизацію та Інтернет речей. пристроїв. Він має помірну швидкість передачі даних, яка може варіюватися від кількох кілобіт на секунду (Кбіт/с) до 115,2 Кбіт/с, а також більший діапазон зв'язку, що робить його придатним для програм, яким потрібен зв'язок на відстані кількох сотень метрів.

Трансивер 433 МГц відомий своїм низьким енергоспоживанням, простотою та економічною ефективністю, і він стикається з меншою кількістю перешкод від інших бездротових технологій завдяки меншому діапазону частот. Використання частоти 433 МГц знайшло застосування в

різних галузях медичних пристроїв, включаючи дослідження багатовузлової передачі даних для імплантованих пристроїв [23], впровадження антен із множинним входом і виходом (MIMO) для високої швидкості передачі даних [27], медицину системи телеметрії [14] та імплантовані нейронні системи запису.

2 РОЗРОБКА СИСТЕМИ ДЛЯ ТЕСТУВАННЯ НАТІЛЬНИХ ТА ВНУТРІШНІХ ДАТЧИКІВ

2.1 Вимоги

У нашому дослідницькому методі ми ретельно проаналізували вимоги до безпеки та функціональності для запланованого застосування. Потім ми створили унікальні тести для кожної вимоги. Це дозволило нам проводити випробування послідовно та забезпечило належну перевірку кожного критерію. Щоб перевірити інші модулі з такою ж установкою в майбутньому, нам було важливо розробити експерименти, які можна було б використовувати для всіх них.

2.1.1 Функціональні вимоги

Функціональні вимоги окреслюють фундаментальні якості та характеристики, які повинен забезпечувати продукт. У цій роботі ми зосереджуємося, зокрема, на бездротовому зв'язку. Ці вимоги включають такі фундаментальні характеристики, як бездротове з'єднання, цілісність даних, потужність сигналу, затримка тощо. Вони впливають на здатність системи створювати та підтримувати з'єднання, перевіряти правильність надісланих даних, максимізувати якість сигналу, зменшувати затримки та зберігати енергію. Деякі з цих критеріїв впливатимуть на кінцеву взаємодію з користувачем, а на деякі впливатимуть нефункціональні вимоги, наприклад вимоги безпеки. Однак спочатку ми розглянемо кожен критерій окремо, а потім об'єднаємо їх у підсумковому протоколі тестування.

Бездротове підключення дозволяє безперервно передавати дані без потреби у фізичних з'єднаннях, забезпечуючи комфорт, безпеку та чистоту

користувачів у конфіденційних програмах. Система вимірювання RFM повинна відповідати спеціальним вимогам для передбачуваного застосування, наприклад, працювати повністю у вагінальному каналі. Пристрій має підтримувати безперервний зв'язок мінімум 15 хвилин. Крім того, він повинен надсилати вимірювальні сигнали в реальному часі без перерв.

Для якісного мобільного сигналу сила сигналу, відома як значення RSSI, повинна бути більшою за -84 дБм.

У мережах 4G сигнали класифікуються на основі їх потужності:

– чудові сигнали в діапазоні від 0 до -65 дБм, що забезпечує максимальну швидкість передачі даних;

– сигнали від -65 дБм до -75 дБм є хорошими, пропонуючи потужні сигнали з гідною швидкістю передачі даних;

– від нормальних до поганих сигнали, що знаходяться в діапазоні від -75 дБм до -84 дБм, все ще можуть бути корисними, але можуть виникати випадкові пропаданя;

– сигнали, слабкіші за -84 дБм, вважаються поганими, що призводить до значного зниження продуктивності та надійності.

Тому будь-яке значення менше ніж -84 виглядає неадекватним, що робить -84 дБм мінімально прийнятним рівнем [9].

Розглядаючи частоту оновлення для ігрової програми, продуктивність користувача нижче 15 кадрів за секунду (fps) підкреслює зниження, і є незначне покращення, оскільки вона переходить від 15 до 30 fps [19]. Враховуючи це, частота кадрів 30 fps, як зазначено в [12], була обрана для нашої програми. Це займе менше 33,33 мс на кадр (1000 мс/30 кадрів/с). Ця опція відповідає загальноприйнятим стандартам, оскільки надає споживачам бездоганний візуальний досвід.

Важливим показником ефективності та продуктивності бездротових мереж зв'язку є швидкість передачі даних. Частота дискретизації 20 Гц

визначає мінімальну швидкість передачі даних, тобто 20 пакетів повинні надсилатися щосекунди. Це вимагає надсилання 3200 біт даних кожному секунду, припускаючи, що кожен пакет має 20 байтів (160 біт), що визначає, скільки даних потрібно передати та отримати за одиницю часу для частоти кадрів.

2.1.2 Вимоги безпеки

Основна вимога програми полягає в тому, щоб передавальний модуль працював у тілі людини. Оскільки передавач знаходиться всередині тіла, ми повинні думати про вимоги безпеки і, отже, зосередитися на переданій потужності. Найбільш допустима потужність передачі, як продемонстрували попередні дослідження, становить 25 Вт (-16 дБм). Таким чином, обмеження потужності передачі може справді вплинути на силу та діапазон сигналу, що має бути досліджено.

2.1.3 Моделювання середовища з втратами

У дослідженнях, які ми проводимо, стимулювання людського тіла як середовища з втратами є важливим для аналізу поведінки бездротового зв'язку в ньому. Для цього ми використовуємо балістичний гель, щоб імітувати втратну природу людських тканин. Для копіювання області живота використано балістичний гель у формі циліндра.

2.2 Тести бездротових модулів

2.2.1 Перевірка бездротового підключення

Для перевірки бездротового з'єднання модулі передавача та приймача встановлюються без гелю на відстані від 35 см до 65 см, зберігаючи постійне

з'єднання протягом 15 хвилин, у той час як сигнали в реальному часі (синусоїда) передаються та контролюються, щоб забезпечити поточне спілкування, як показано на рисунку 2.1.



Рисунок 2.1 – Модуль передавача без гелю

Щоб відтворити вагінальний канал, модуль передавача поміщають у балістичний гель і проводять ті самі тести, що показані на рисунку 2.2.

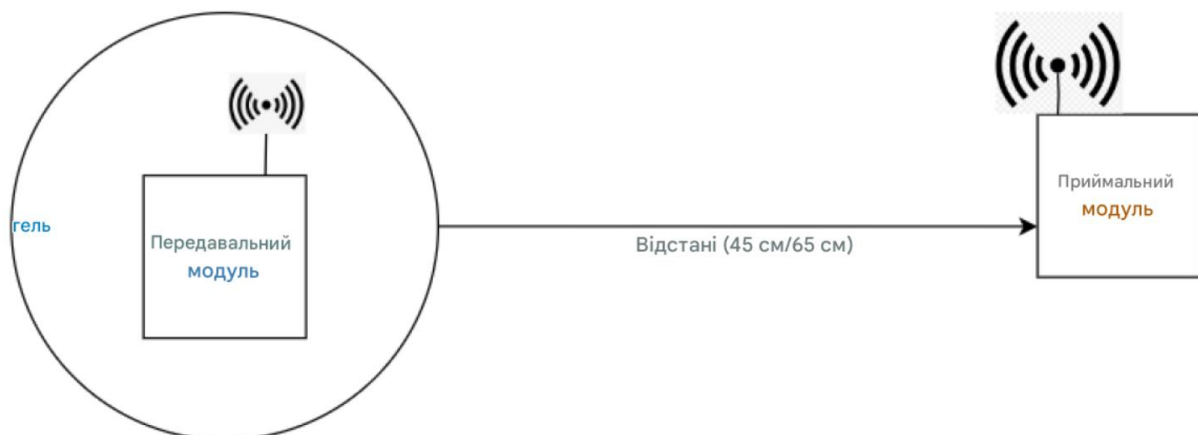


Рисунок 2.2 – Модуль передавача в балістичному гелі

Таким чином, цей тест є успішним, якщо модулі передавача та приймача підтримували стабільне бездротове з'єднання та передавали дані в

реальному часі без перешкод протягом усього 15-хвилинного періоду, як з гелем, так і без нього.

2.2.2 Перевірка діапазону та потужності сигналу

Система розроблена для роботи на відстані від 35 до 65 см, що відповідає середній довжині витягнутої руки, що дозволяє практично використовувати, коли передавач знаходиться всередині піхви, а приймач (мобільний пристрій) тримається на відстані витягнутої руки. Для цього тесту передавач поміщають у балістичний гель, приймач розташовують на відстані від 35 см до 65 см від передавача.

Цей тест вважається успішним, якщо виміряна потужність сигналу на приймачі перевищує -84 дБм на певних відстанях.

2.2.3 Перевірка затримки

Для вимірювання затримки в цих тестах використовуються дві плати Arduino, модулі передавача та приймача, а також пакети синусоїдальних даних. Спосіб передбачає початок передачі пакету даних від передавача до приймача. Одночасно записується час, щоб визначити, скільки часу потрібно приймачу для обробки вхідного пакета даних. Таким чином, тест на затримку вважається успішним, якщо передані дані отримано менш ніж за 100 мс.

2.2.4 Тест на швидкість втрати пакетів

Передавач надсилає пакети, які одержувач повинен успішно отримати, щоб визначити помилку пакета. Уся кількість пакетів підраховується при отриманні. Різниця між надісланими та отриманими пакетами

використовується для розрахунку частоти помилок. Цей підрахунок помилок потім встановлюється з прийнятною частотою 10%.

З частотою дискретизації 10 Гц, дозволивши 10% втрати пакетів, можна реконструювати сигнал 2 Гц. Таким чином, він підходить для програм, де випадкова втрата не сильно впливає на роботу користувача.

У візуальних операціях, таких як потокове відео, слід враховувати баланс між точністю та поданням у реальному часі. Як результат, 10% є хорошим вибором для нашої програми.

2.2.5 Перевірка швидкості передачі даних

У нашому експерименті ми вивчали, як дані переміщуються між пристроями. Використовуючи частоту дискретизації даних 50 Гц, Python згенерував 250 пакетів даних. Ці пакети були передані, вимагаючи певного часу, щоб досягти одержувача. Кумулятивні біти для цієї частоти склали 16472. Це включає в себе всю тривалість часу вхідної синусоїди. З цієї суми можна отримати біти для одного циклу. Тест вважається успішним, якщо отримана швидкість передачі даних дорівнює або перевищує необхідну швидкість передачі 3 кбіт/с.

2.3 Експериментальна установка

Наша експериментальна установка складається з кількох компонентів, включаючи модуль передавача, вставлений у кремнієву менструальну чашу, що імітує вимірювальний пристрій (внутрішній пристрій), мобільний телефон або приймальну частину (зовнішній приймач), а також модулі бездротового зв'язку – у цьому випадку це Трансивер 433 МГц і модуль HM10 BLE. Експерименти систематично оцінюють бездротове підключення,

потужність сигналу, затримку, радіус дії, забезпечуючи комплексну оцінку нашої системи зв'язку в галузі охорони здоров'я.

На рисунках 2.3 і 2.4 показано налаштування наших тестів разом із компонентами та потоком даних.

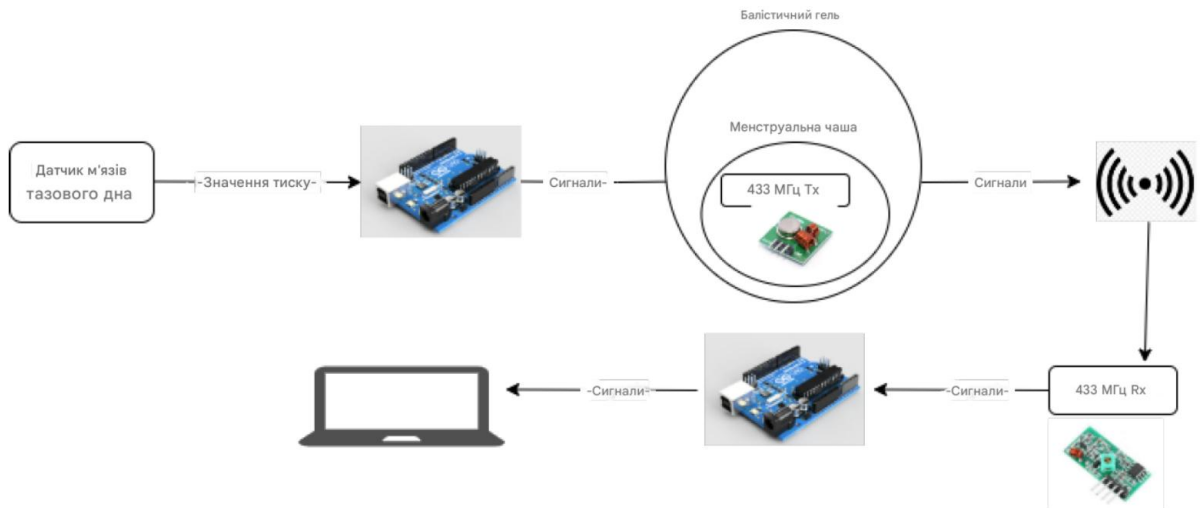


Рисунок 2.3 – Експериментальна установка протоколів 433 МГц

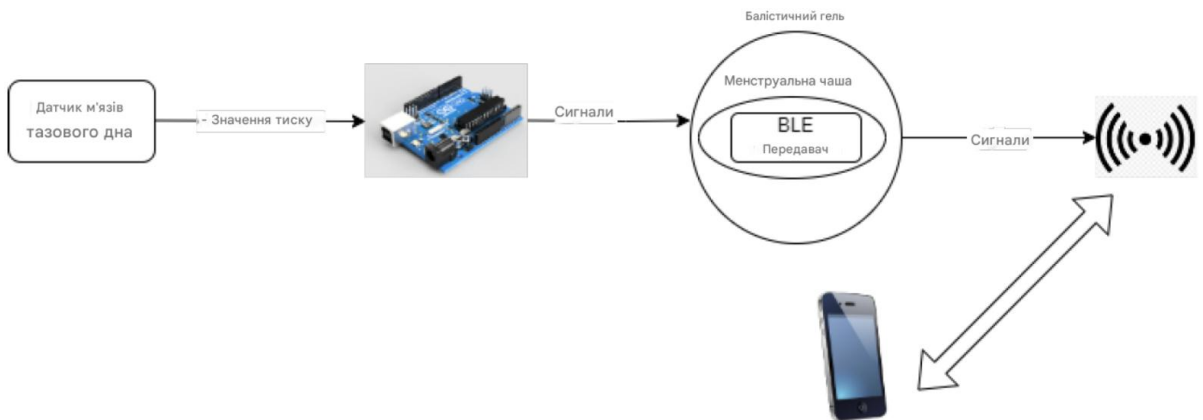


Рисунок 2.4 – Дослідження протоколів BLE

2.3.1 Експериментальні компоненти

Пара передавача та приймача 433 МГц.

Приймач передавача FS1000A (рис. 2.5) – це недорогий бездротовий РЧ-модуль 433 МГц, який простий у використанні в бездротових системах і програмах. Передавач у цьому модулі може лише транслювати дані, а приймач – лише приймати (симплексний режим).

Для передавача та приймача ми використовуємо дві зовнішні котушки як антени, кожна з яких вимірює чверть довжини хвилі. Коли для входу DATA встановлено логічне значення HIGH, генератор генерує постійну хвилю несучої радіочастоти на виході 433 МГц і зупиняється, коли для входу DATA встановлено значення LOW, що називається маніпуляцією зсуву амплітуди (ASK). 433 МГц – популярний діапазон частот для малопотужних пристроїв.

FS1000A (радіочастотний передавач)

XY-MK-5V (радіочастотний приймач)

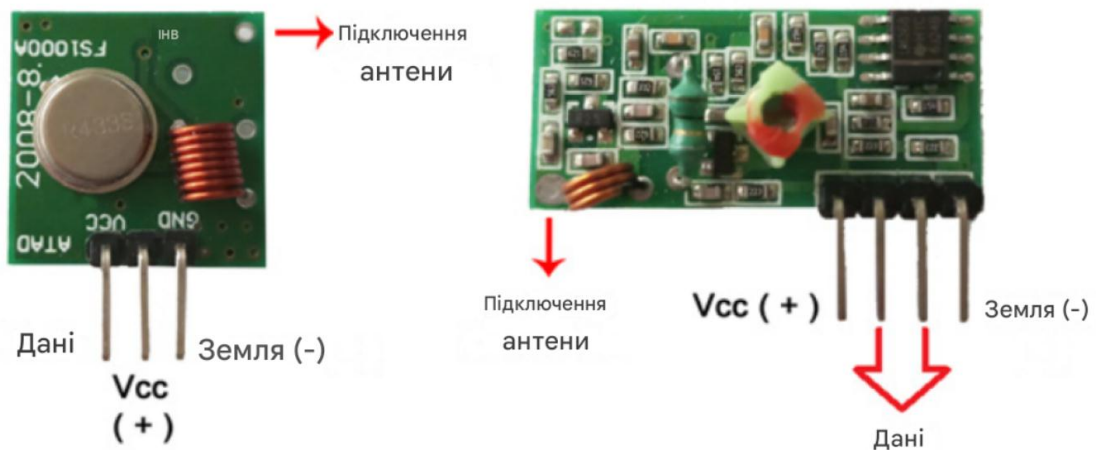


Рисунок 2.5 – Штифтові з'єднання FS1000A [11]

Модуль передавача містить три контакти:

- VCC (3,5-12 В постійного струму);
- GND (земля);
- DATA (ATAD на модулі).

На першому Arduino ми використовуємо контакти 5 В для VCC, GND для GND і контакт номер 12 від Arduino з контактом DATA на модулі.

Приймач містить AGC (автоматичне регулювання посилення), що збільшує діапазон прийому, і має чотири контакти:

- VCC (5 В постійного струму);
- GND (земля);
- DATA (2 рядки, з'єднані разом).

Вивід другого Arduino 5В підключається до VCC модуля приймача. Вивід GND створює загальне заземлення, тоді як висновок DATA, який призначений для запису та аналізу вхідного сигналу, підключений до контакту 11 Arduino2.

Радіочастотний модуль 433 МГц є простим радіочастотним модулем, який не має виявлення помилок. Тому ми повинні включити CRC (циклічну перевірку надмірності) у наш код. Це можливо, включивши бібліотеку RadioHead. Коли дані передаються на інший Arduino, вони спочатку інкапсулюються в пакет даних із необхідною преамбулою та заголовком (називається пакетом RadioHead) бібліотекою RadioHead на кінці передавача. Після того, як дані правильно отримані на приймальному кінці, вони стають доступними для одержувача Arduino.

Вибір компонентів: при роботі при напрузі 5 В, відповідно до таблиці даних для модуля 433 МГц, вихідна потужність становить 10 дБм. Щоб створити бажану вихідну потужність 25 мікроват, що еквівалентно рівню потужності -16 дБм, необхідно ввести загасання -26 дБ. Щоб досягти бажаного ослаблення, у процесі вибору компонентів було досліджено численні комбінації резисторів. Значення резисторів 56 Ом і 1 кОм були

обрані на основі їх впливу на збалансований PI-аттенюатор і припущення, що обидві сторони мають імпеданс 50 Ом.

Схема: у схемі атенюатора Pi ці значення резистора були налаштовані для забезпечення необхідних характеристик загасання. На рисунку 2.6 показано стандартний аттенюатор Pi, а на рисунку 2.7 зображено розташування аттенюатора Pi, який ми використовували в нашому проєкті. Після ряду повторних обчислень було виявлено, що ідеальне значення послідовного резистора (R1) дорівнює 0,999 Ом, тоді як значення шунтуючого резистора (R2) вибрано рівним 56 Ом, як показано в таблиці 2.4. Характеристичний опір ланцюга (Z_0) був налаштований на 50 Ом.

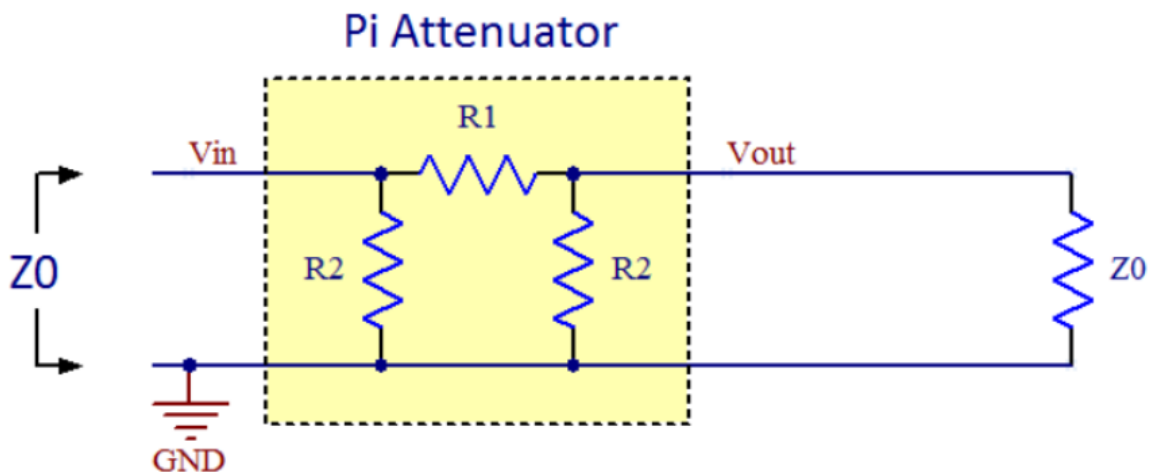


Рисунок 2.6 – Атенюатор Pi

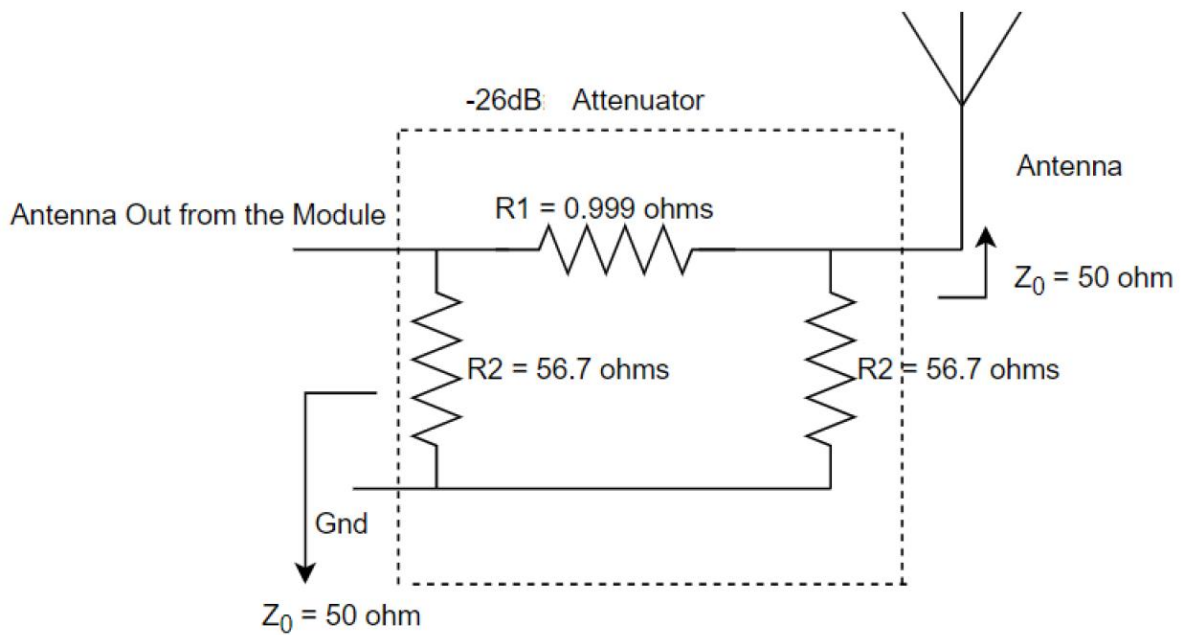


Рисунок 2.7 – Схема підключення Pi Attenuator для модуля 433MHz

Атенюатор Pi був розміщений між точкою антени модуля та антеною, діючи як проміжний ступінь. Таке розташування дозволяє регулювати ослаблення переданої потужності до того, як вона досягне антени. У результаті ослаблена потужність передається на антену для передачі.

Загасання (в децибелах) визначається за формулою:

$$\text{Attenuation (дБ)} = 20 \cdot \log_{10} \left(\frac{V_{out}}{V_{in}} \right).$$

Таблиця 2.1 показує обчислені значення затухання для різних комбінацій резисторів. Рівні ослаблення були розраховані з використанням наданих номіналів резистора в ланцюзі атенюатора Pi. Ці цифри дають уявлення про змінні ступені ослаблення сигналу, що досягається різними комбінаціями резисторів.

Таблиця 2.1 – Різні комбінації резисторів і затухання

V-в	V-вихід	R2	R1	Затухання (дБ)
5.05	0.121	56.7	2.2K	33.152
5.05	0.262	56.7	1K	26.412
5.05	0.264	56.7	0.999	26.36

Datastreamer служить надбудовою COM для Microsoft Excel, забезпечуючи безперебійну передачу даних із низькою затримкою безпосередньо в робочі аркуші Excel із підключених пристроїв, як показано в додатку А.5 (рис. 27). Ця надбудова сумісна з пристроями з послідовним портом, такими як Arduino, micro:bit, Circuit playground і MXChip Azure IoT Devkit. Оскільки це утиліта для двонаправленої передачі даних, її використовували для отримання отриманих даних модуля 433 МГц. Докладні відомості про Datastreamer, включно з його характеристиками та функціями, можна знайти в документації, доступній за адресою [3].

У Datastreamer функція «Підключити пристрій» представляє спадне меню, яке містить доступні COM-порти для підключеного пристрою. Після встановлення з'єднання користувачі можуть ініціювати потокове передавання даних, вибравши опцію «Почати дані». Користувачі Datastreamer можуть змінювати параметри COM-порту та швидкості передачі даних у розширених налаштуваннях.

Передавач та приймач HM10 BLE.

Модуль трансивера HM10 (рис. 2.8) – це пристрій Bluetooth Low Energy (BLE), який використовується в пристроях Інтернету речей, переносних пристроях і системах автоматизації розумного будинку. Він підтримує технологію BLE і підключається до мікроконтролерів і гаджетів через інтерфейс UART.

Модуль містить контакти живлення, заземлення та підключення даних. Він фізично підключений до мікроконтролера Arduino за допомогою перемичок. З'єднання між модулями BLE та Arduino встановлюється:

- VCC (Arduino Vcc);
- GND (земля Arduino);
- RX (Arduino PIN 11) – у кодї Arduino контакт 11 ініціалізується як Tx.

Оскільки приймачу потрібна низька напруга, для контролю напруги, отриманої на контакті Rx HM10, використовується схема дільника напруги;

- Tx (Arduino Pin 10) – у кодї Arduino ініціалізовано контакт 10 як Rx.

Після підключення мікроконтролер може використовувати модуль HM10 для бездротової трансляції та отримання даних. Приймач з іншого боку може бути з'єднаний з іншим мікроконтролером із приймачем Bluetooth Low Energy (BLE) або будь-якою програмою, яку можна сполучити з передавачем (наприклад, Serial Bluetooth Monitor)

Команди AT можна використовувати для конфігурації модуля HM10 для встановлення таких параметрів, як потужність передачі, частота зв'язку та роль пристроїв.

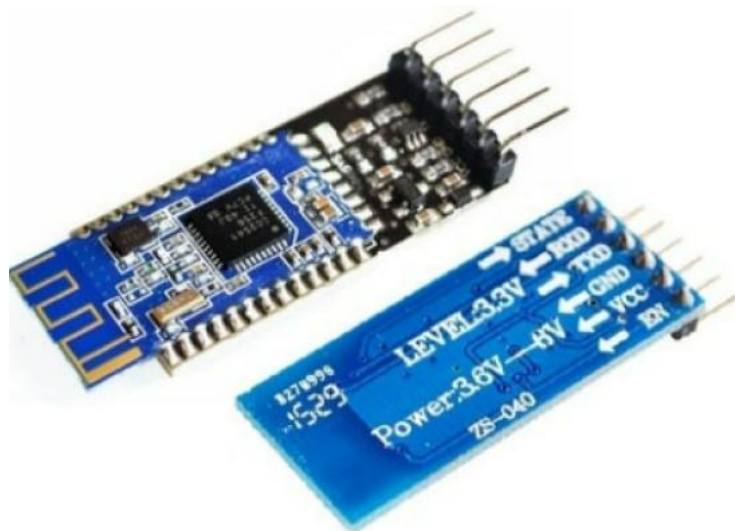


Рисунок 2.8 – HM10

Модуль Bluetooth HM-10 дозволяє користувачам регулювати рівні потужності передачі за допомогою спеціальних AT-команд. Ці рівні потужності, виміряні в децибелах міліват (дБм), визначають силу сигналу Bluetooth під час зв'язку:

- потужність 0: -23 дБм;
- потужність 1: -6 дБм;
- потужність 2: 0 дБм;
- потужність 3: 6 дБм;

Отже, встановивши потужність 0, передавач може працювати на 0,005 мВт. Це налаштування дозволило нам проводити експерименти з модулем HM10, які відповідають необхідним стандартам безпеки.

Послідовний термінал Bluetooth.

Термінал або консольна програма, призначена для лінійно-орієнтованого зв'язку, відома як послідовний термінал Bluetooth, використовується для отримання даних із модуля BLE, як показано в додатку А.6 (рис. 28). Він найчастіше використовується з мікроконтролерами, Arduinos та іншими пристроями з послідовним інтерфейсом або інтерфейсом UART. Послідовний термінал Bluetooth підключає ці гаджети до телефонів Android. Додаток можна завантажити з магазину Google Play на пристрої Android.

Щоб ініціювати передачу даних, програма повинна встановити сполучення з модулем. Це перше з'єднання закладає основу для програми та зв'язаного модуля для обміну даними в режимі реального часу. Додаткову інформацію, а також ілюстративні приклади щодо з'єднань BLE Arduino можна знайти на веб-сайті [6].

У нашому дослідженні ми використовували дві плати Arduino Uno Rev 3. Програма Arduino IDE запрограмована на постійний моніторинг послідовних портів. Коли програма виявляє наявність даних у послідовному порту, вона зчитує дані з цього порту та передає їх на контакт даних модуля

Transmitter. Потім дані надсилаються бездротовим способом через передавач. Програма Arduino IDE на приймальній стороні відстежує послідовне з'єднання для вхідних даних. Коли дані ставали доступними, програма негайно передавала їх на послідовний монітор Arduino IDE.

Послідовний зв'язок програмного забезпечення в проектах Arduino часто вимагає використання цифрових контактів. Різні цифрові контакти вибірково активуються в програмі, щоб спростити цю процедуру зв'язку.

Arduino відіграє важливу роль у забезпеченні потоку даних через три важливі частини системи підключення в нашій експериментальній установці.

У першій частині дані надсилаються послідовно від Python, що працює у VSCode, до Arduino. Для цього використовуються об'єкт Serial в Arduino та Serial бібліотека в Python. Python генерує синусоїду і дискретизується в дискретні значення, які потім пересилаються на Arduino через вибраний COM-порт із визначеною швидкістю передачі. Максимальна швидкість передачі даних цього розділу визначається швидкістю передачі даних послідовного зв'язку, яка має бути однаковою для Python і Arduino з використанням серійного порту методом begin() в Arduino та функції serial.Serial() у Python швидкість передачі даних встановлено на 9600 біт/с. Щоб обмежити потік даних, між послідовними значеннями між передачами вставляється невелика затримка часу, яка контролюється часом. спати ().

Друга частина стосується методу послідовного зв'язку, який використовується для доставки даних від Arduino до модулів зв'язку. Для цього використовуються функції Arduino digitalWrite() і Serial.write(). Окрім запису значень на контакти модулів у вигляді цифрових сигналів, Arduino передає значення модулям у вигляді байтів. Потім ці модулі перетворюють послідовні дані в бездротові сигнали, які приймаються приймачем. Максимальна швидкість передачі даних цього розділу визначається швидкістю передачі даних послідовного зв'язку, яка має бути однаковою для

Arduino та модулів, а швидкість передачі даних 9600 біт/с встановлюється за допомогою методу `Serial.begin()`.

Бездротовий зв'язок між модулями зв'язку (FS-1000A і HM-10) і приймачами реалізовується в третій частині. Використовуючи технологію, вбудовану в систему, це завдання успішно виконується через антени як приймача, так і модуля передачі.

Модуль приймача декодує бездротові сигнали та перетворює їх назад у послідовні дані. Потім ці послідовні дані передаються в Arduino для обробки. Потім дані надсилаються до Datastreamer для обробки та передачі вхідної інформації в електронну таблицю Excel.

Взаємодія електромагнітного випромінювання з біологічними тканинами має вирішальне значення для бездротового зв'язку всередині тіла. Балістичний желатин є найбільш часто використовуваною речовиною в цьому контексті для імітації електромагнітних характеристик тканин. У наших експериментах ми використовували балістичний гель [7] (рис. 2.9).

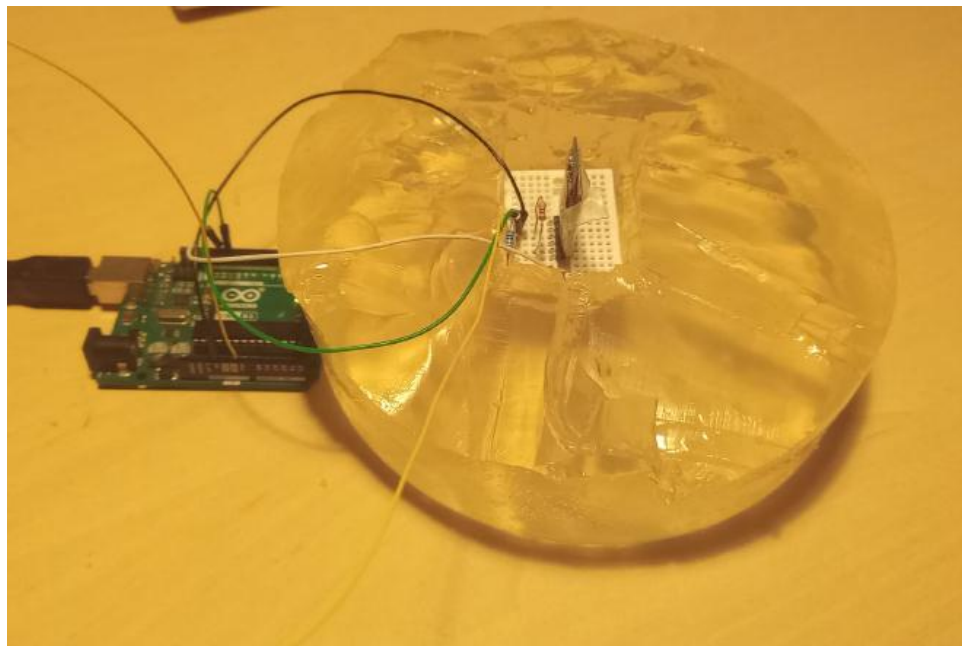


Рисунок 2.9 – Балістичний гель

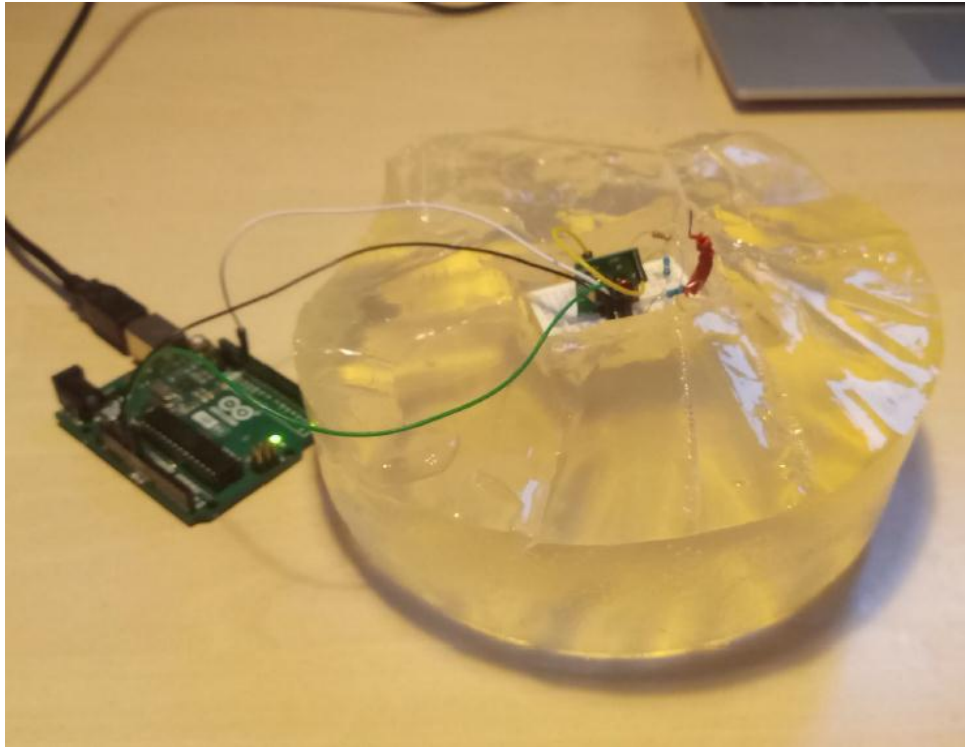
Балістичний желатин – желатинові матеріали, склад яких спеціальним чином підібраний для імітації фізичних властивостей (в'язкості, щільності, сили опору тощо) живих тканин людини в експериментах з дослідження вражаючої дії боєприпасів вогнепальної зброї, мін, вибухових пристроїв і т.д.

Під час використання цих матеріалів важливо стежити за будь-якими змінами кольору, консистенції чи запаху. Шматочки м'яса в літературі пропонуються як фантоми. Однак вони зберігаються недовго, і закуповувати м'ясні продукти постійно складно. У той час як одна покупка балістичного гелю дозволяє створити від 3 до 4 форм необхідного розміру, пропонуючи більш економічно ефективне рішення. Крім того, порошок желатину можна зберігати тривалий час.

Модулі передавача 433 МГц і BLE, вбудовані в гель, імітують інтеграцію пристроїв бездротового зв'язку в організм людини (рис. 2.10). Ця система дозволяє нам досліджувати вплив біологічних тканин на передачу сигналу та взаємодію (рис. 2.11).

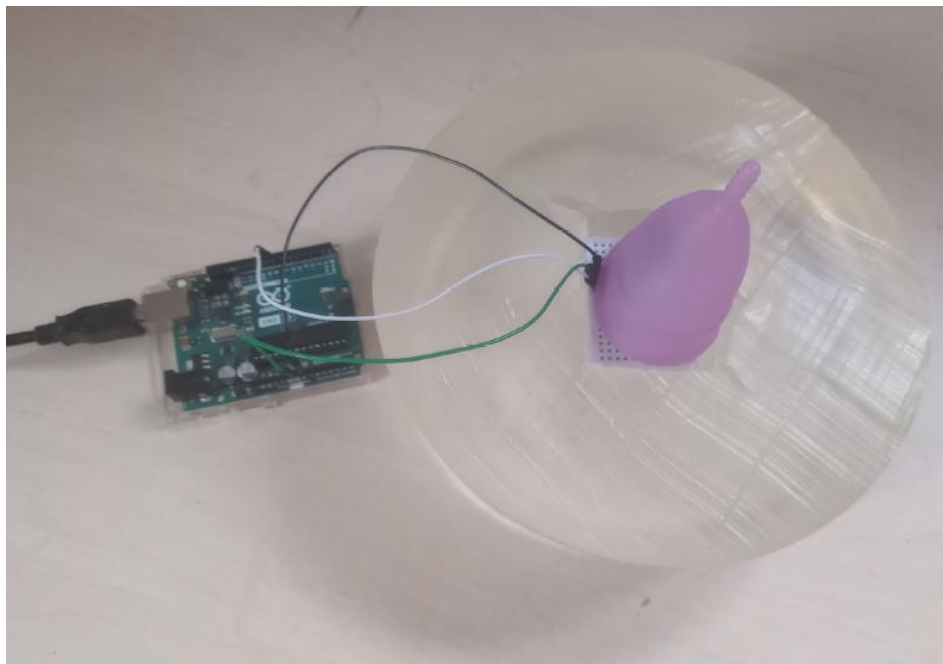


а) передавач НМ10 у гелі;

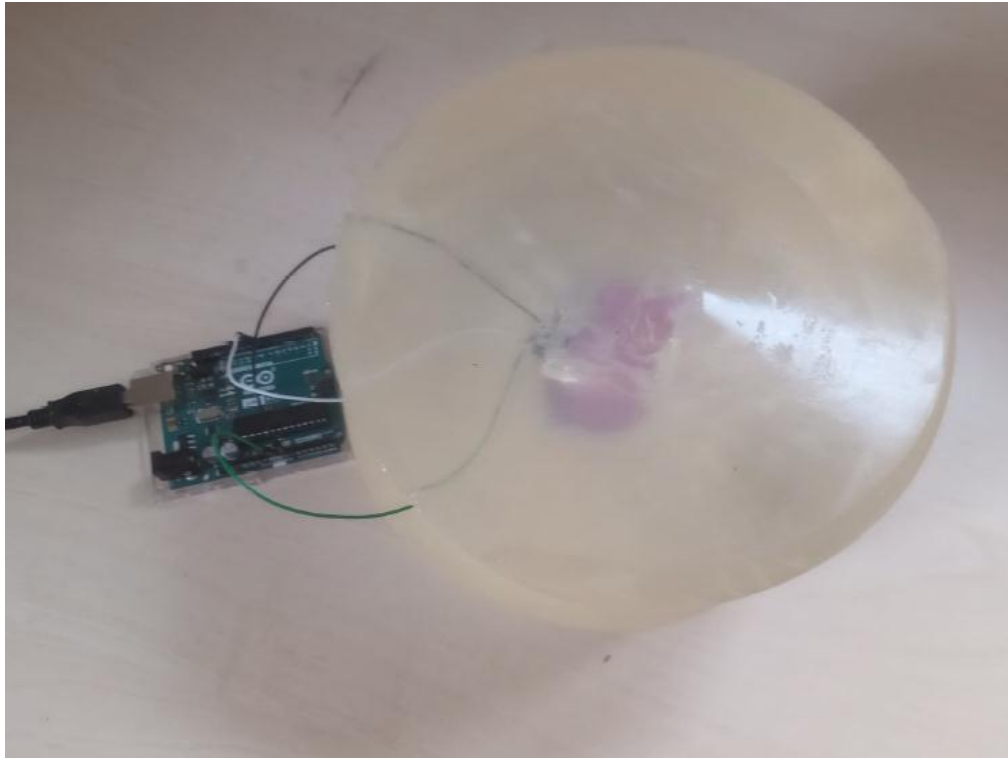


б) балістичний гель із вставленим модулем передавача 433.

Рисунок 2.10 – Передавачі в балістичному гелі



а) передавач із чашкою;



б) передавач, вбудований у балістичний гель.

Рисунок 2.11 – Передавачі, вбудовані в кремнієву чашку та балістичний гель

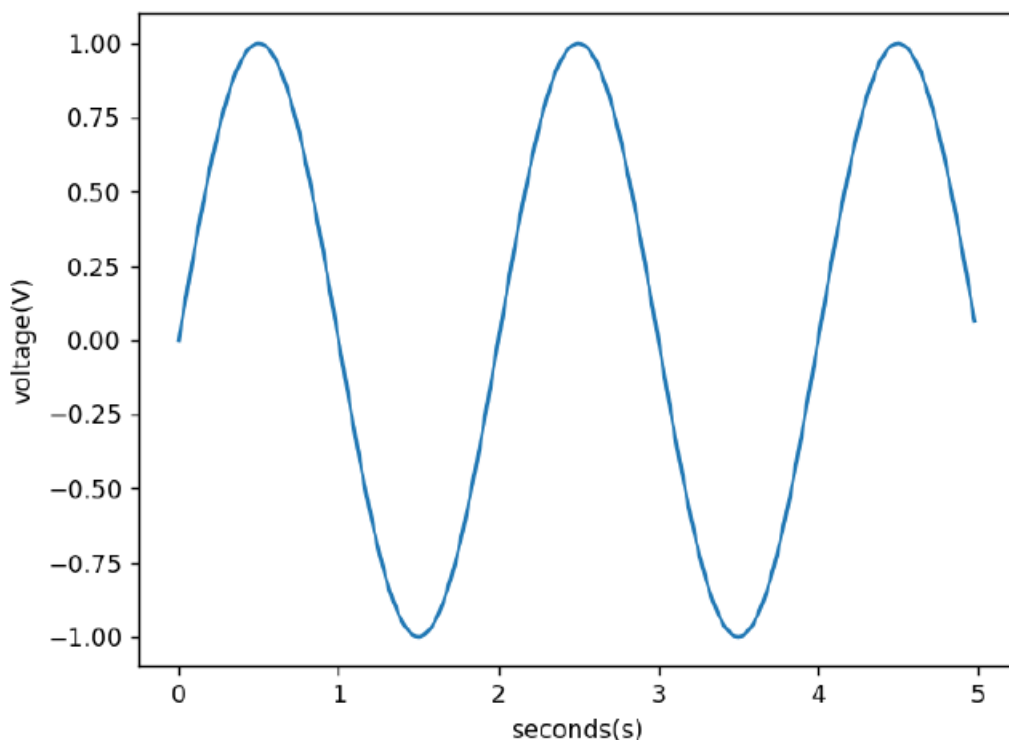
2.3.2 Моделювання даних датчика тиску

У нашому додатку фундаментальною потребою є вимірювання тиску, який чиниться м'язами тазового дна під час вправ Кегеля. У нашій експериментальній установці ми змоделювали цей тиск. Замість використання фізичного датчика тиску ми згенерували типову синусоїду за допомогою сценаріїв Python.

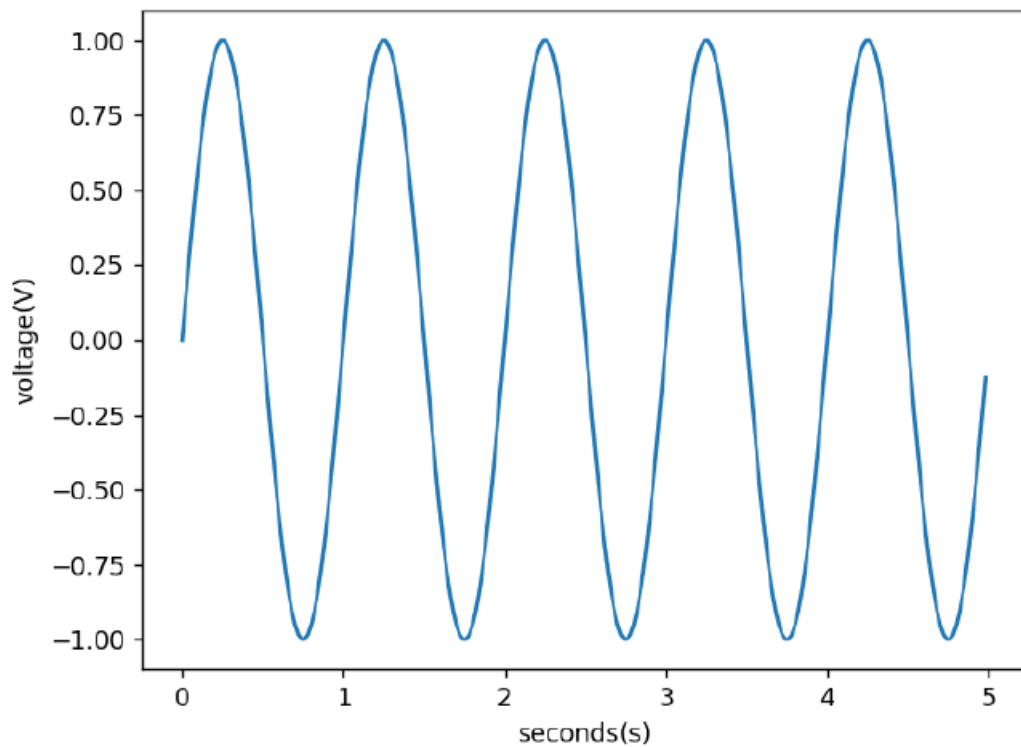
Вправи Кегеля створюють нерегулярне поєднання м'язового стиснення та розслаблення, яке нагадує синусоїду. Цей фундаментальний атрибут підходить для відтворення цих дій за допомогою синусоїдальних хвиль, які належним чином фіксують фізіологічні реакції під час ритмічної

послідовності м'язового скорочення та розслаблення на різних частотах. Було вибрано різні частоти 0,5 Гц, 1 Гц і 2 Гц, які можуть відображати типові вправи. Ці безперервні хвилі потім дискретизується для ефективної передачі через будь-яке середовище, процес, відомий як вибірка в цифровому зв'язку. У результаті для цього дискретного перетворення вибрано частоти 10 Гц, 15 Гц і 20 Гц. Ця симульована хвиля служить моделлю для активності м'язів.

На рисунку 2.12 зображено синусоїду, згенеровану за допомогою сценаріїв Python. На рисунку а) зображено синусоїду з амплітудою 1 вольт, тривалістю 5 секунд і частотою, встановленою на 0,5 Гц, тоді як на рисунку б) зображено синусоїду з амплітудою 1 вольт, тривалістю 5 секунд і частоту, встановлену на 1 Гц. Різні частоти дискретизації призводять до генерації окремих пакетів під час дискретизації цих сигналів.



а) сигнал, згенерований для представлення 0,5 Гц;



б) сигнал, згенерований для представлення 1 Гц.

Рисунок 2.12 – Вхідний сигнал, згенерований на Python

2.3.3 Ілюстрація експериментальних установок

Експериментальна схема 433 МГц вбудовує передавач у гель, щоб імітувати умови передачі в організмі. Щоб перевірити поведінку даних, вивчається кілька відстаней. Гель і його оточення впливають на передачу сигналу, що призводить до різниці в кількості пакетів. На рисунку 2.13 показані вимірювання модуля 433 МГц. Тоді як на рисунку 2.14 показано налаштування вимірювання модуля BLE.



Рисунок 2.13 – Передавач 433 МГц у балістичному гелі та налаштування вимірювання

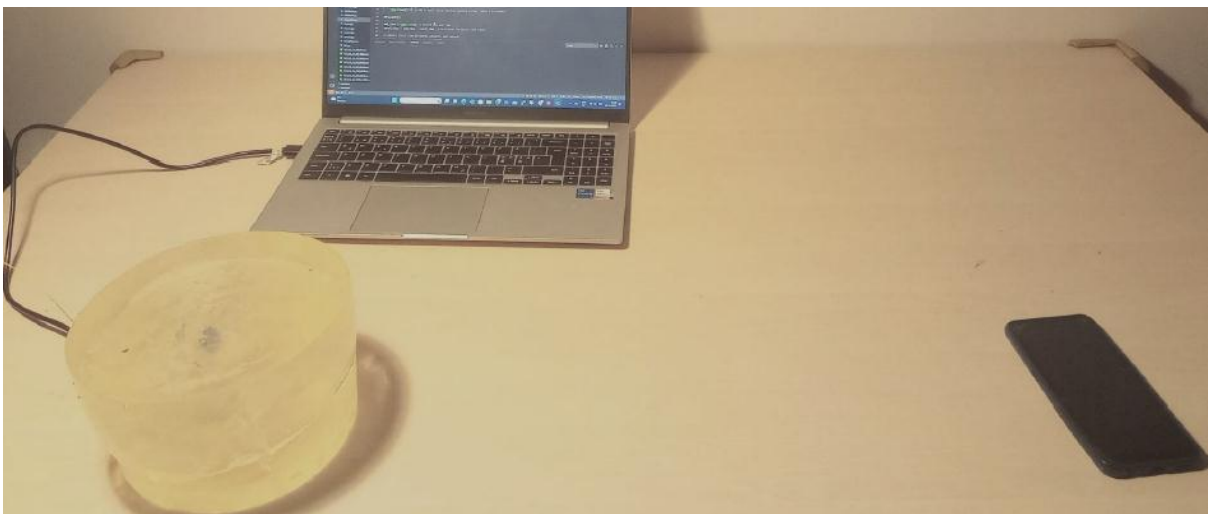


Рисунок 2.14 – Налаштування вимірювання НМ10 у балістичному гелі

3 ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРЕМЕНТІВ ТА АНАЛІЗ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ

3.1 Бездротове підключення

Експерименти були проведені, і ми змогли підтримувати бездротове з'єднання. Отримані сигнали порівнюються з переданим сигналом, і це допомагає зрозуміти помилки під час процесу передачі, особливо в нашому сценарії передавача всередині балістичного гелю. Було передано 250 пакетів, які представляють дискретну синусоїду, і ті ж могли отримати в приймачі. На рисунку 3.1 показано кількість пакетів у передавача та приймача. Крім того, він також визначає кількість пакетів, отриманих на відстані 35 см і 65 см відповідно.

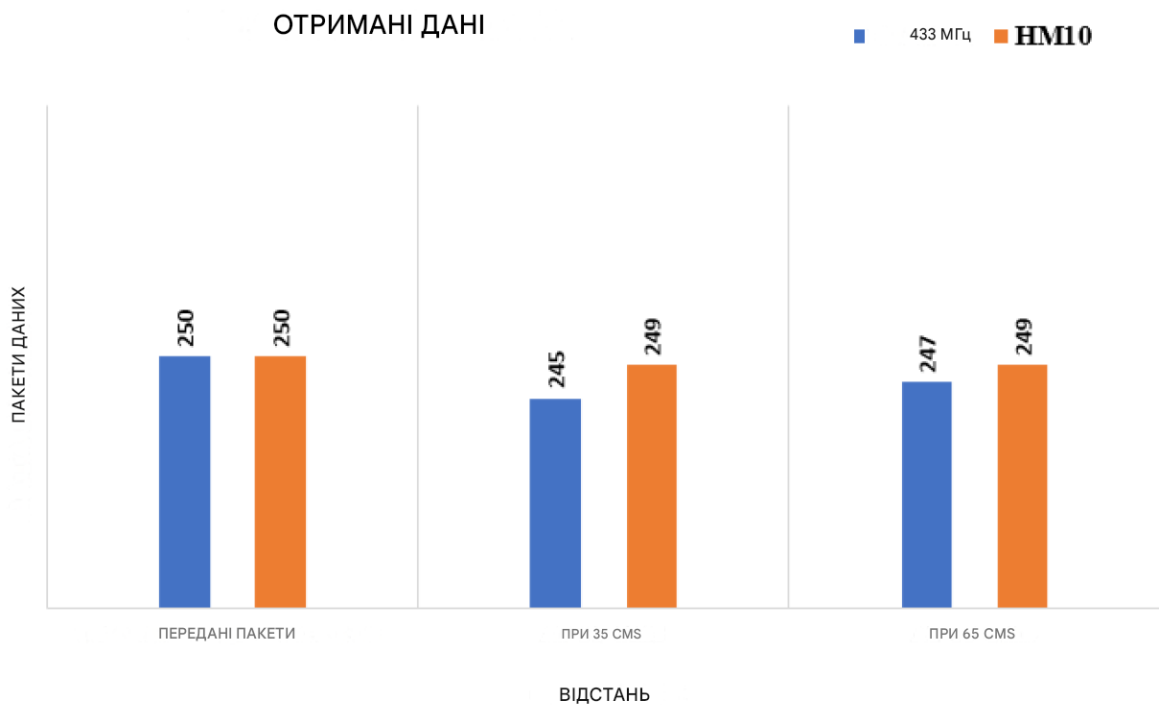


Рисунок 3.1 – Передані та отримані пакети

На частоті 433 МГц у ближньому полі електромагнітні поля можуть суттєво взаємодіяти з об'єктами, що призводить до спотворення або втрати сигналу. Діаграма спрямованості більш стабільна на відстанях, більших, ніж у ближньому полі. У бездротовому зв'язку нульова або мертва зона – це місце в зоні покриття сигналу, де сигнал гаситься, що часто спричинено руйнівними перешкодами від багатьох шляхів. На відстані 35 см прямі та відбиті сигнали можуть створювати руйнівні перешкоди, що призводить до нульової та більшої втрати пакетів, ніж на відстані 65 см.

Обидва модулі зв'язку (433 МГц і BLE) успішно пройшли перевірку бездротового з'єднання, оскільки налаштування підтримувало безперервне з'єднання між модулями передавача та приймача протягом усього 15-хвилинного періоду, а також забезпечувало передачу даних у реальному часі.

3.2 Дальність та сила сигналу для HM10

У нашій роботі потужність сигналу BLE отримується з безкоштовно доступної комерційної програми для Android, відомої як BLE Scanner. Процедура, яка називається скануванням, починається, коли ви запускаєте програму сканера BLE на смартфоні. Програмне забезпечення активно шукає суміжні пристрої BLE, які знаходяться в радіусі сканування.

Пристрої BLE періодично транслюють рекламні пакети з такою інформацією, як назва пристрою, унікальна ідентифікація (UUID) і надані послуги. Ці рекламні пакети захоплюються, а дані витягуються за допомогою програми сканера BLE.

Потім ідентифіковані пристрої відображаються у списку разом із інформацією про них, включаючи імена, UUID та значення RSSI.

На графіку (рис. 3.2) показано, як змінюється сила сигналу, коли відстань приймача збільшується від 10 см до 90 см від балістичного гелю. За відсутності гелю спостерігається хороша сила сигналу на всій відстані.

Однак, коли передавач розміщено всередині гелю, потужність сигналу в цілому слабша. На рис.17 також показано рівень сигналу, досягнутий у різні дні. Початкове зчитування було зроблено на наступний день після приготування гелю. Друга серія вимірювань, показана на графіку, була отримана на другий день, а третя серія спостережень, показана на графіку, була зроблена на третій день. Це демонструє, що в міру того, як гель старіє, інтенсивність сигналу стає більш узгодженою з сигналом, отриманим без гелю.

Варіації потужності сигналу NM10

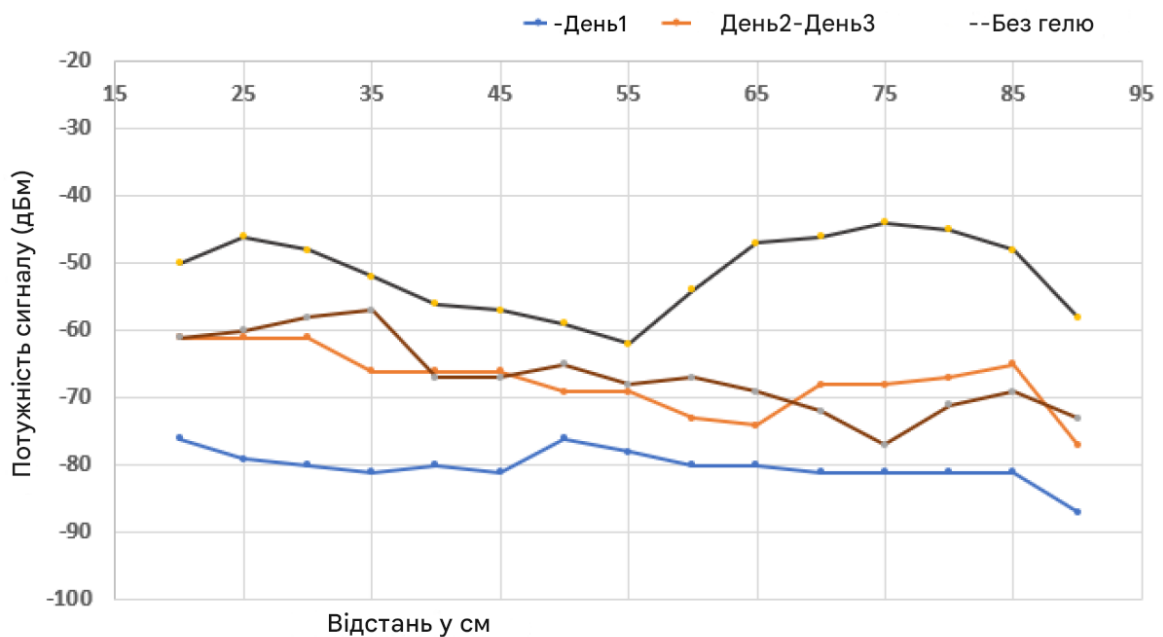


Рисунок 3.2 – Модулі NM10 Сила сигналу

Для потужності сигналу нижче -84 дБм програма BLE Scanner не змогла встановити з'єднання з передавачем через його розміщення в гелі.

Таким чином, тест на діапазон і потужність сигналу був успішним для BLE, оскільки сигнал був вище -84 дБм на 35 і 65 см. Нам не вдалося

виміряти потужність сигналу для модуля 433 МГц, і це далі обговорюється в розділі обговорення.

3.3 Затримка

Час, необхідний приймачу 433 МГц для встановлення з'єднання та початку безперервного відображення даних у нашій тестовій установці, починається приблизно з 1,223 секунди (1223 мс). Затримка зросла до 1,245 секунди (1245 мс), коли відстань збільшилася до 60 см. Але спостерігається зменшення затримки на відстані 65 см, що може бути пов'язано зі збільшенням інтенсивності сигналу на цій відстані. Однак важливо відзначити, що зовнішні об'єкти, такі як стіни, комп'ютери та інше електричне обладнання, можуть впливати на продуктивність сигналу 433 МГц, потенційно впливаючи на затримку різними способами. При введенні в гель затримка змінюється до 1,242 секунди на 30 см 1,251 секунди на 60 см і падіння до 1245 на 65 см (рис. 3.3).

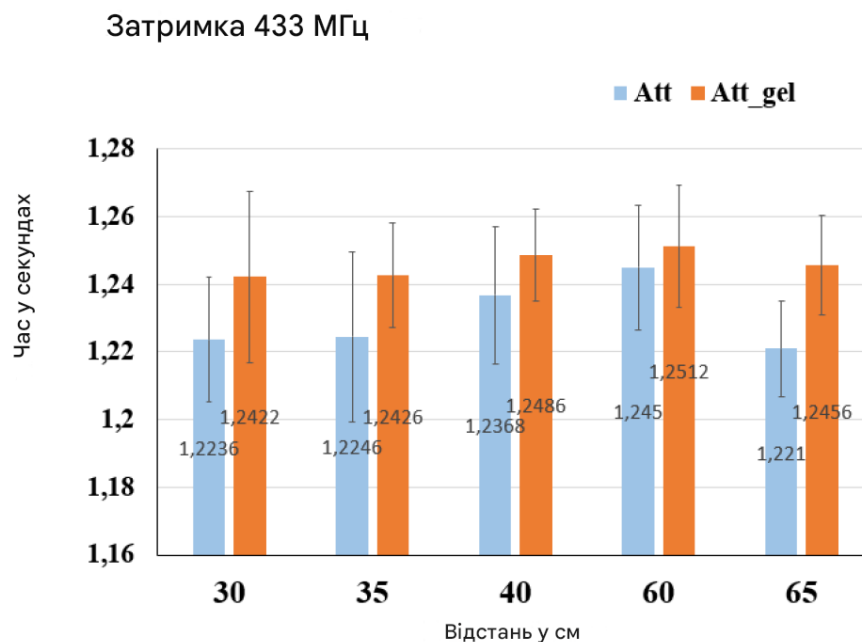


Рисунок 3.3 – Затримка на частоті 433 МГц

З іншого боку, модуль NM10 має меншу затримку, починаючи приблизно з 0,45 секунди (450 мс) на відстані 25 см і збільшуючись до 0,469 (469 мс) секунди, коли відстань збільшується до 90 см. Затримка всередині гелю змінюється, вимірюючи 0,652 секунди на 35 см і 0,692 секунди на 90 см (рис. 3.4).

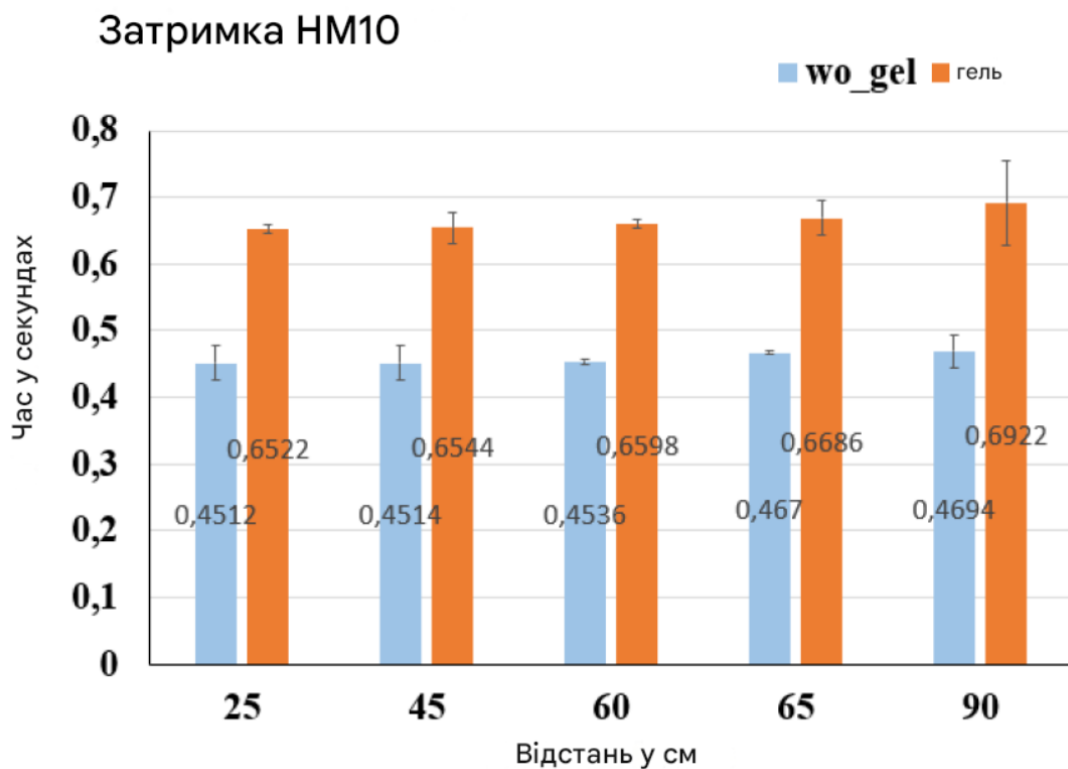


Рисунок 3.4 – Затримка NM10

На рисунку 3.3 показано порівняння продуктивності модуля 433 МГц з використанням гелю та без нього. Було проведено п'ять вимірювань і до усереднених даних додано стовпчики похибок. Ця карта помилок візуалізує стандартне відхилення для кожного середнього значення. Він ефективно передає рівень достовірності згенерованих середніх значень. Коли модуль поміщається всередину гелю, його затримка збільшується, як видно на зображенні.

Затримка модуля Nm10 з гелем і без нього зображена на рис. 19. Графіки демонструють значну зміну часу обробки приймачів, коли модулі розміщені всередині гелю.

Час підключення обох модулів показано на рисунку 3.5, вказуючи на те, що модуль NM10 постійно підтримує стабільний стан порівняно з модулем 433 МГц. На графіку зображено час, потрібний для підключення модулів приймача. Ці висновки були отримані до встановлення режимів зниження потужності в обох модулях. Примітно, що на відстані близько 50 см час, необхідний для встановлення з'єднання, збільшився. Це свідчить про втрату сигналу в цьому конкретному регіоні, що може вплинути на продуктивність, коли модуль працює на нижчих рівнях потужності, особливо всередині гелю. Знижена інтенсивність сигналу може бути пов'язана з перешкодами навколишнього середовища, які спричиняють перешкоди та згасання сигналу.

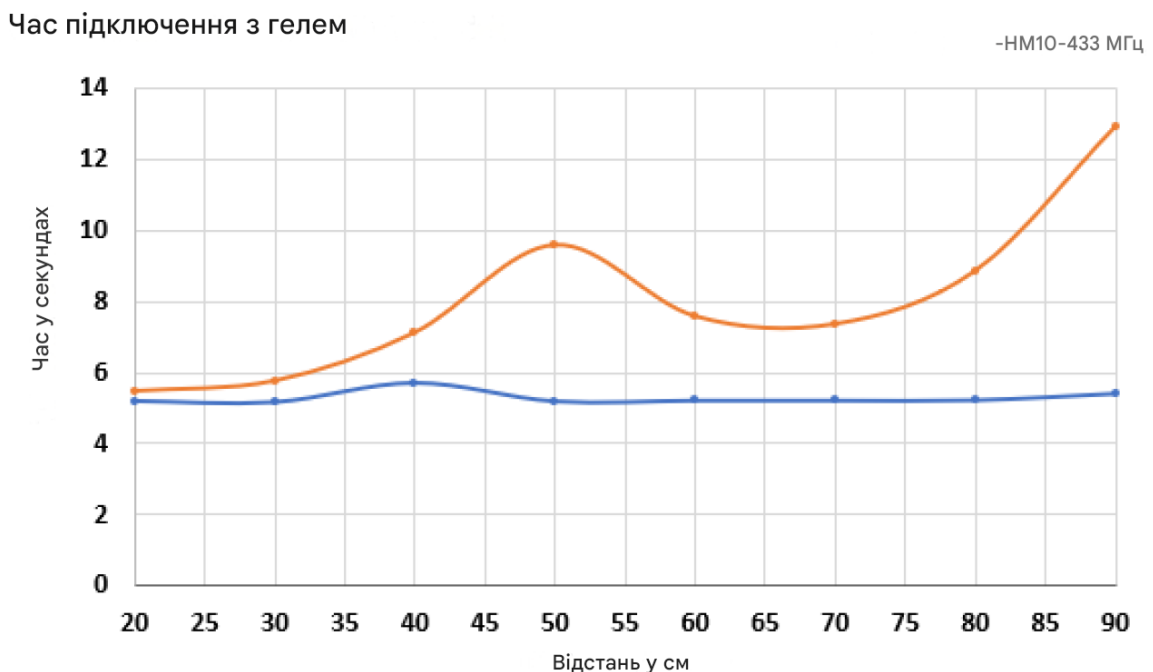


Рисунок 3.5 – Порівняння тривалості з'єднання між модулями 433 МГц і NM10

Обидва комунікаційні модулі не пройшли наш тест, оскільки вони не досягли критерію програми щодо досягнення затримки 100 мілісекунд.

3.4 Швидкість втрат пакетів

Отримані пакети на частоті 433 МГц показані на рисунку 3.5. З графіка видно, що зі збільшенням відстані кількість пакетів, що надходять до приймача, зменшується. Використання аттенюатора також призвело до помітних провалів у кількості отриманих даних у різний час, оскільки аттенюатор зменшував потужність сигналу, що передається.

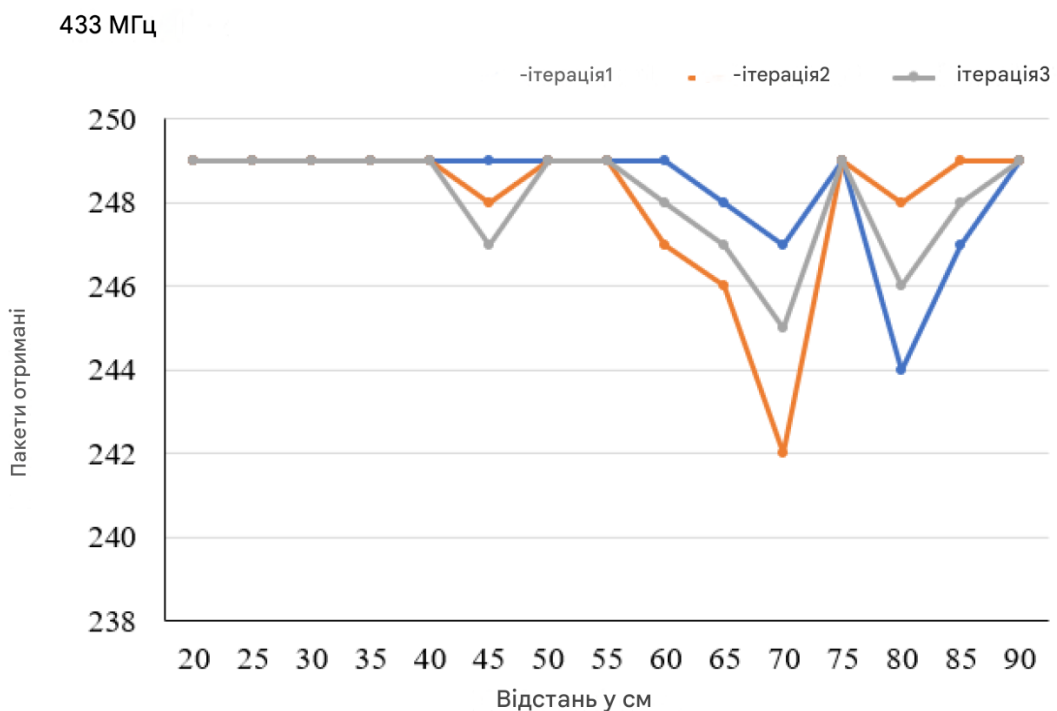


Рисунок 3.5 – Прийом пакетів модулем 433 МГц

Взявши середнє значення трьох ітерацій отриманих пакетів даних, ми можемо помітити, що кількість пакетів зменшується на відстані 25 см, 40 см і 80 см. Це показано на рисунку 3.6. Ця зміна може бути викликана кількома

причинами, пов'язаними з поширенням радіочастотного сигналу, наприклад багатопроменевим поширенням, навколишніми перешкодами та навіть атмосферними умовами під час вимірювання.

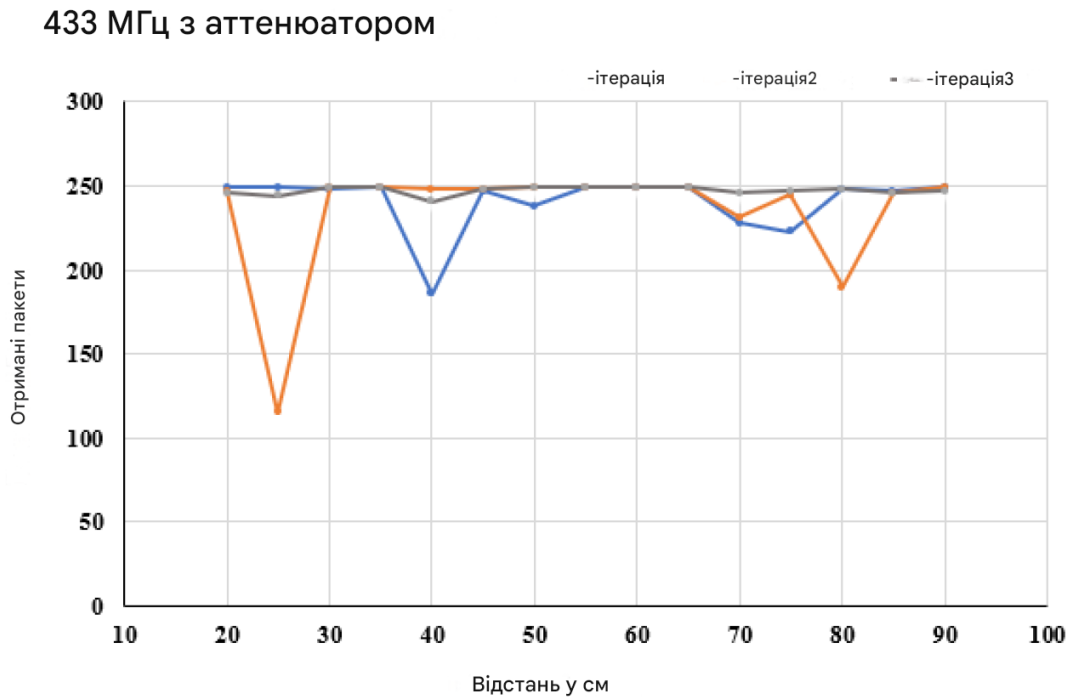


Рисунок 3.6 – Модуль 433 МГц із використанням аттенюатора

Додавання гелю ще більше зменшує отримані пакети. Вплив балістичного гелю на отримані пакети для різних ітерацій зображено на рисунку 3.7.

На рисунку 3.8 показано кількість пакетів, отриманих модулем НМ10 для різних ітерацій. Примітно, що модуль НМ10 демонструє більш узгоджений прийом пакетів з меншою варіативністю, ніж модуль 433 МГц.

433 МГц з аттенюатором всередині гелю

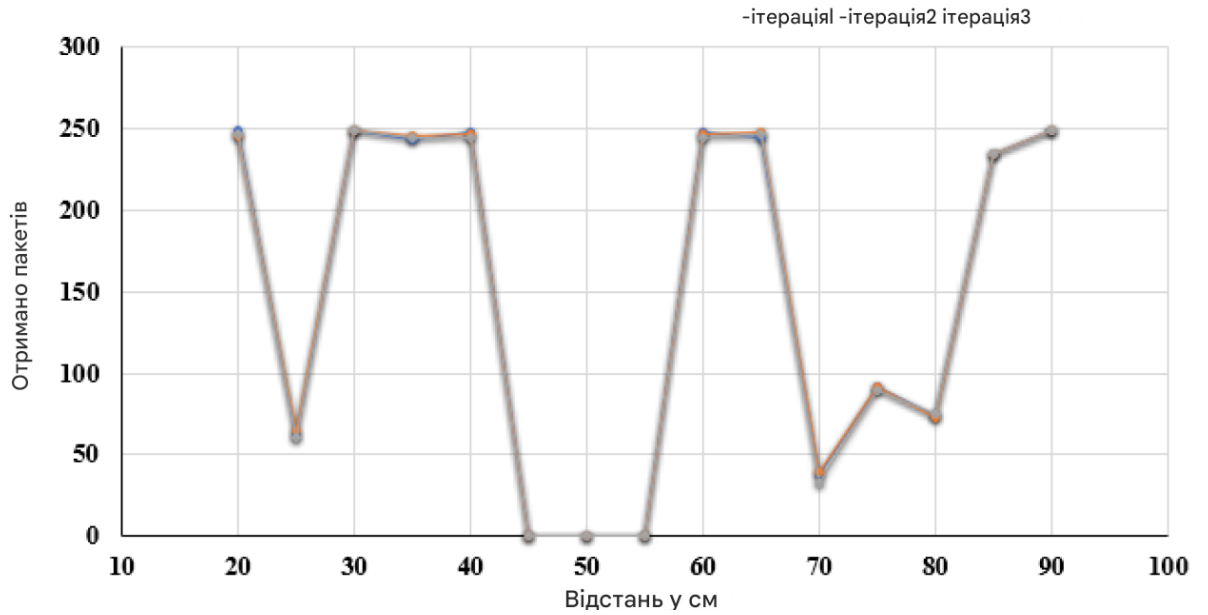


Рисунок 3.7 – Випробування, проведені з модулем 433 МГц, вбудованим у гель

Отримано пакети НМ10

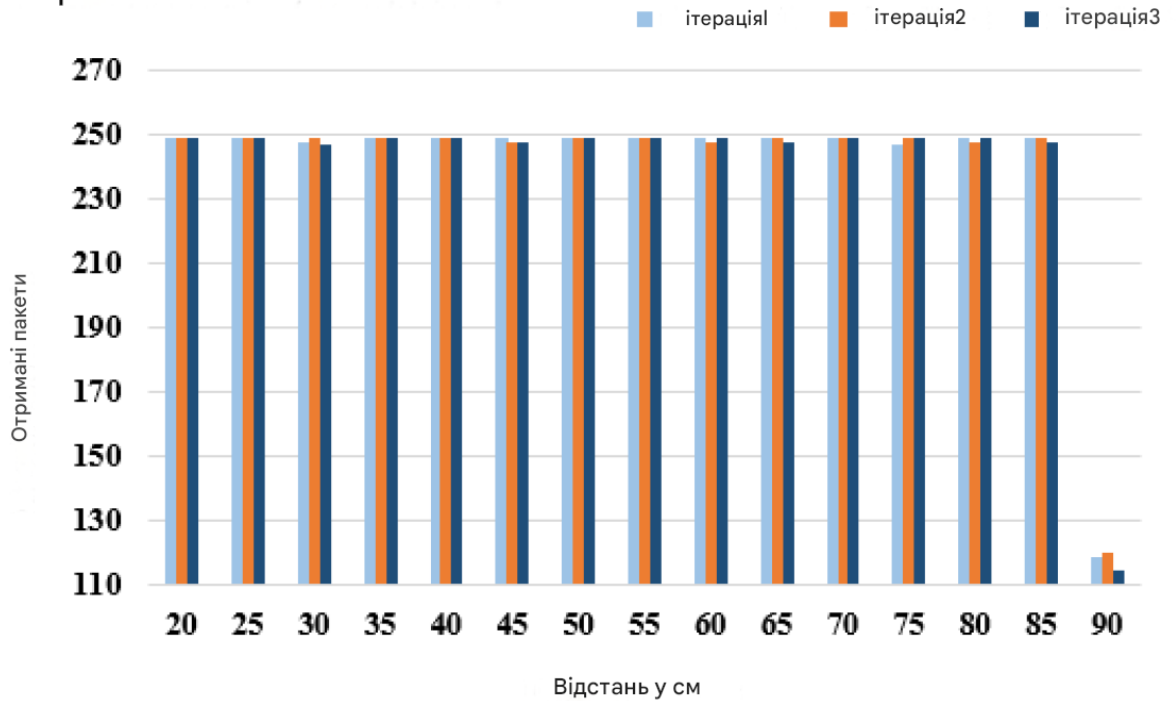


Рисунок 3.8 – Дані прийому пакетів для модуля НМ10

Варіація пакетів на відстані від 20 см до 90 см як для модуля 433 МГц, так і для модуля НМ10 представлена на рисунку 3.9. Графік відображає середні значення, розраховані на основі різних вимірювань, щоб порівняти кількість пакетів, отриманих обома модулями на різних відстанях. Це графічне зображення показує порівняння продуктивності двох модулів на різних відстанях з використанням усереднених даних кількох спостережень. На графіку показано низький рівень втрати пакетів, майже нульовий для НМ10, що вказує на його вищу надійність порівняно з модулем 433 МГц. З іншого боку, модуль 433 МГц показує непослідовне отримання пакетів із змінами відстані.

Пакети отримані з гелем

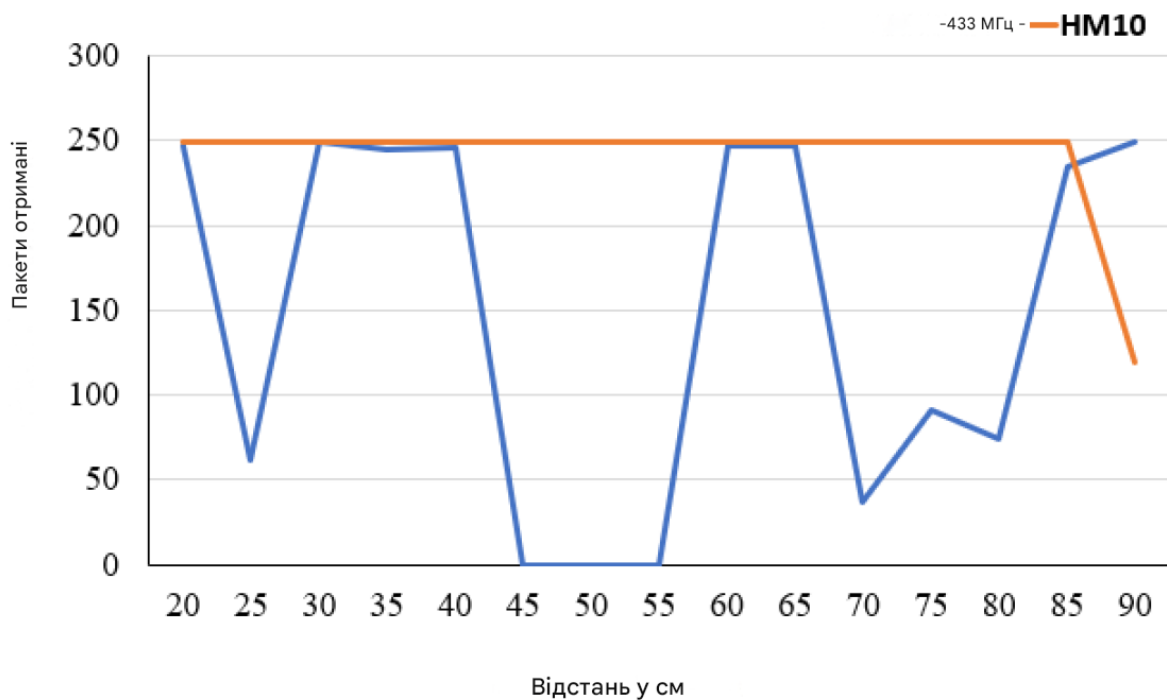


Рисунок 3.9 – Порівняльний аналіз прийому пакетів у модулях 433 МГц і НМ10 з використанням гелю як середовища з втратами

Причиною може бути те, що амплітудна маніпуляція (ASK), яка використовується модулем 433 МГц, чутлива до перешкод від іншого радіообладнання та зовнішнього шуму. З іншого боку, протокол Bluetooth з низьким споживанням енергії (BLE), який використовується модулем HM-10, використовує модуляцію розширеного спектру зі стрибками частоти (FHSS), що робить його більш стійким до шуму та перешкод.

Відповідно до вимог додатка, підтримувати втрату пакетів у межах зазначеного порогу є вирішальним. Наше порогове значення встановлено на рівні 10%, що еквівалентно 25 пакетам із загального набору 250. Щоб переконатися в цьому, ми проаналізували втрату пакетів як для модулів 433 МГц, так і для модулів HM10 і нанесли результати на рисунку 3.10.

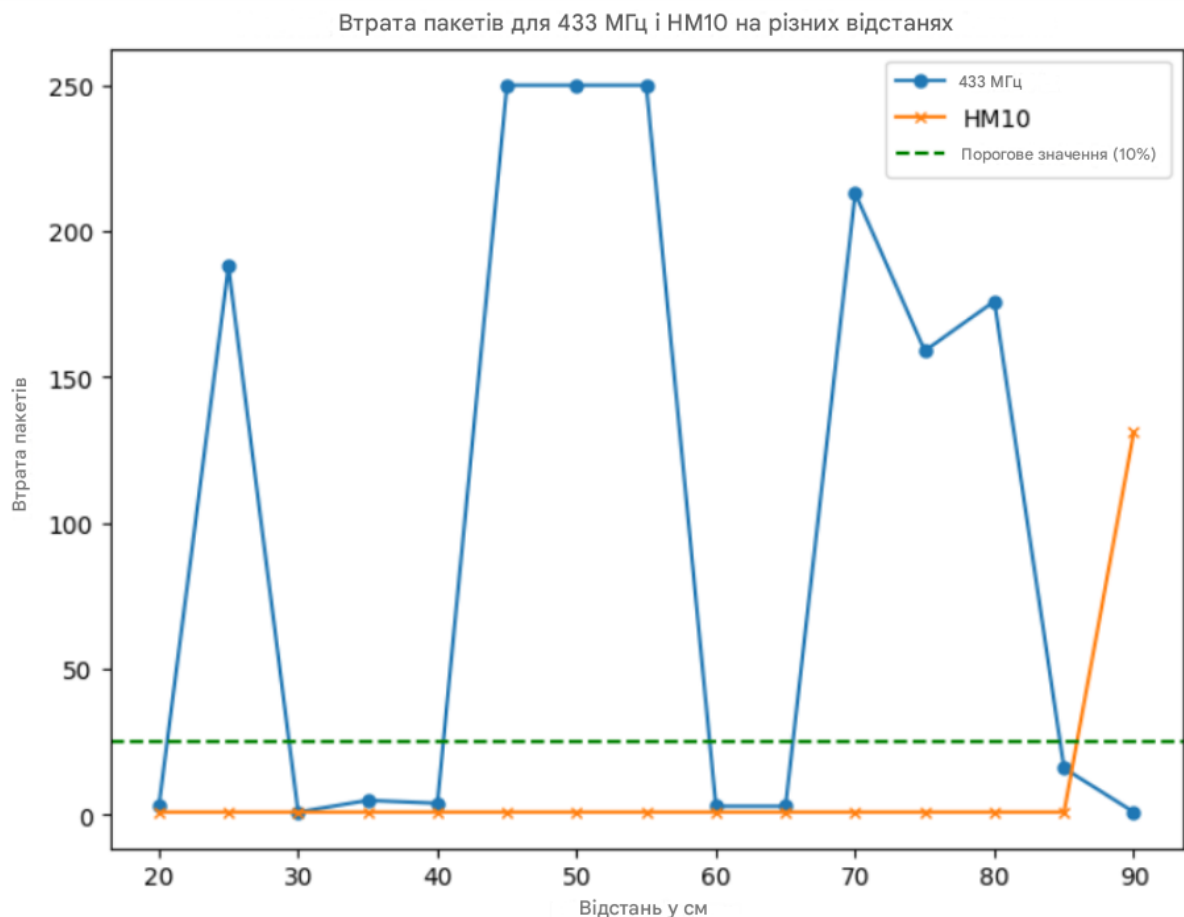


Рисунок 3.10 – Втрата пакетів із встановленими пороговими значеннями

3.5 Швидкість передачі даних

У нашій спробі імітувати скорочення та розслаблення м'язів за допомогою синусоїдальних хвиль ми вибрали частоти 0,5, 1 та 2 Гц.

Згодом ці частоти були дискретизовані з частотою 10, 15 і 20 Гц. Початкова частота дискретизації дала швидкість передачі даних нижче бажаного порогу.

При швидкості передачі даних, встановленій на 9600 біт/с, швидкість передачі даних для різних частот дискретизації проілюстрована в таблиці 3.1. Показано, що швидкість передачі даних залежить від багатьох параметрів. Зокрема, зменшення затримки між передаванням значень призводить до втрати даних. Однак разом із збільшенням швидкості передачі даних також відбувається втрата даних. Отримані пакети для різних швидкостей передачі даних із двома реалізованими затримками наведені в таблиці 3.2. Як наслідок, для отримання ідеальної швидкості передачі даних потрібен ретельний вибір як затримки, так і швидкості передачі даних.

Таблиця 3.1 – Швидкість передачі даних у бітах за секунду на різних частотах дискретизації Гц

Частота вибірки	Всього біт	Витрачений час (сек)	біт/с
10	8160	77.442	105.369
15	16320	115.627	141.144
20	16640	153.626	108.315
40	33520	303.507	110.442
60	50240	454.593	110.516

Низька швидкість передачі в експериментах пояснюється малим обсягом даних, що передаються. Незважаючи на це, BLE має здатність

передачі даних 1 Мбіт/с за умови успішного надсилання всіх необхідних даних. Так само швидкість передачі даних для 433 МГц становить 10 Кбіт/с. Важливо зазначити, що обидва комунікаційні модулі цілком здатні підтримувати бажану швидкість передачі даних, яка є значно нижчою за 3 Кбіт/с.

Таблиця 3.2 – Отримання пакетів із різними швидкостями передачі та затримками передавання

Швидкість передачі даних	Затримка(1)	Затримка (1,5)
9600	123	298
19200	117	299
31250	120	297
384000	130	299
57600	134	298
74880	106	298
115200	118	298

3.6 Результати вимог

Щоб задовольнити спеціальні вимоги програми, ми створили ряд тестів для перевірки властивостей сигналу в середовищі з втратами. Ми визнали різні параметри, що впливають на бездротовий зв'язок у цій ситуації, і спробували провести дослідження в рамках обмежень нашого поточного середовища.

Для забезпечення безпеки передача потужності не повинна перевищувати 25 ц-Вт. Ми змогли відповідати цим обмеженням потужності

та пройти тест, включивши аттенюатор відповідного значення в модуль 433 МГц і налаштувавши НМ10 для роботи в режимі низького споживання.

Щоб забезпечити надійну передачу даних у реальному часі від внутрішнього передавача до зовнішнього приймача, необхідно бездротовий зв'язок підтримувати щонайменше 15 хвилин.

У результаті цей критерій було перевірено для обох модулів, і було виявлено, що кожен успішно підтримував зв'язок протягом необхідного часу, пройшовши тест.

Враховуючи, що кінцевим продуктом цього прототипу є створення мобільного додатку, який може відображати показання тиску на екрані, дуже важливо враховувати середню відстань між областю тазу та телефоном. В результаті ми встановили тестовий діапазон від 35 до 65 см. У цьому тесті модуль 433 МГц показав хороші результати на певних відстанях у цьому діапазоні. Навпаки, модуль НМ10 працював стабільно та надійно на всій наданій відстані.

Враховуючи низьку потужність вбудованого передавача, оцінка потужності сигналу на приймачі має вирішальне значення для визначення як роботи приймача, так і його корисності для посилення відображення. Ми використовували доступний додаток для сканування, щоб виміряти силу сигналу модуля НМ10. Однак із модулем 433 МГц у нас виникли труднощі з отриманням еквівалентних значень, оскільки відповідні прилади були недоступні.

Затримка є важливим фактором для підтримки ефективної взаємодії з користувачем. Ми використовували просте послідовне кодування з періодами затримки, що вплинуло на загальну затримку. У результаті обидва модулі не змогли досягти критерію ефективності в цьому конкретному розташуванні.

Втрату пакетів було налаштовано таким чином, що навіть якщо є втрата під час передачі, приймач може реконструювати отриманий сигнал.

Модуль НМ10 може підтримувати всю довжину, тоді як 433 МГц може підтримувати лише на певних відстанях.

Встановлення адекватної швидкості передачі даних було критично важливим для того, щоб сигнали були достатньо потужними для перегляду на мобільному пристрої. Через обмежений обсяг інформації, що передається під час наших тестів, досягти відповідних рівнів даних було важко. Однак обидва модулі мали швидкість передачі даних, яка могла впоратися з заданим обмеженням, що призвело до успішного тестування. Це показує, що, незважаючи на обмеження даних, модулі змогли обмінюватися даними зі швидкістю, яка відповідала б вимогам.

Різні результати, отримані в результаті розробленого та проведеного тесту, наведені в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 – Тестування вимог програми та порівняльні результати для обох модулів

Вимога	433 МГц	НМ-10
Потужність, що передається <25 мкВт	пропуск	пропуск
Бездротове підключення	пропуск	пропуск
Діапазон 35см-65см	пропуск	пропуск
Потужність сигналу >-84 дБм	не міг виміряти	пропуск
Затримка <100 мс	провал	провал
Швидкість втрат пакетів	провал	пропуск
Швидкість передачі даних >3 Кбіт/с	пропуск	пропуск

4 ПРОБЛЕМИ ТА ОБМЕЖЕННЯ

4.1 Частота оновлення

У кінцевому продукті ми також хочемо зрозуміти кадри в секунду (FPS) у мобільних іграх. У нашій тестовій конфігурації для підтримки належної частоти оновлення в ігровій програмі потрібна мінімальна швидкість передачі 3 Кбіт/с. Це значення має вирішальне значення для забезпечення плавної роботи кадрів за секунду (FPS), що значно покращує загальну взаємодію з користувачем. На жаль, ми не можемо належним чином проаналізувати цей показник, оскільки ми не включили в наше дослідження частину створення та тестування фактичної ігрової програми.

4.2 Конструкція антени

У наших експериментах ми використовували відносно просту антену для 433, і продуктивність модуля можна було б покращити, якщо розробити більш спеціалізовану антену. Щоб забезпечити постійну та надійну якість сигналу, конструкція антени має важливе значення. Добре сконструйована антена зменшує втрати сигналу, шум і перешкоди для підвищення надійності передачі даних. Як потужність сигналу, так і практичну відстань зв'язку можна збільшити за допомогою добре розробленої антени, що забезпечує надійну передачу даних між різними модулями зв'язку.

Резонансна частота антени, яка спочатку була побудована у вільному просторі, змінюється, коли вона розміщена близько до тіла людини, оскільки навколишні тканини мають вищу ефективну діелектричну проникність. У результаті, коли антена розташована близько до тіла людини, її резонансна частота падає. Ця модифікація підкреслює, наскільки важливою є оцінка

ефективності антени, коли вона розміщена на поверхні тіла, і враховує ці зрушення частоти для ефективного бездротового зв'язку.

4.3 Діелектричні властивості балістичного гелю

Товщина людської тканини залежить від розташування тіла. В результаті вони будуть мати складний вплив на поширення поверхневих хвиль і випромінювання антени. Щоб визначити реакцію тканини на електромагнітне випромінювання, необхідно знати діелектричну проникність і провідність. Через діелектричну релаксацію будуть великі коливання провідності та діелектричної проникності навколо певних значень частоти. На низьких частотах значення діелектричної проникності досить високі. Відмінності в характеристиках тканин значні.

Спочатку ми планували виміряти різні властивості балістичного гелю. На жаль, нам не дали відповідного обладнання, тобто спеціального зонда, який підключається до аналізатора мережі. Тому ми не можемо гарантувати, що обраний нами балістичний гель має такі ж діелектричні властивості, як і людське тіло. Це обмеження, яке можна усунути в майбутньому, виконавши необхідні вимірювання.

Окрім оцінки характеристик балістичного гелю, його властивості можна покращити за допомогою модифікованого рецепту або додавання різних шарів.

4.4 Обробка перешкод

Технології бездротового зв'язку працюють у певних частотних діапазонах, і кілька пристроїв, що використовують той самий або навколишній діапазон частот, можуть створювати перешкоди один одному. BLE менше постраждав від перешкод, ніж модуль 433 МГц. Одним із

підходів до покращення роботи з перешкодами на частоті 433 МГц є інтеграція вдосконаленої антени або впровадження потужнішого протоколу виправлення помилок. Ще один момент, який варто згадати, полягає в тому, що збільшення вихідної потужності часто є способом покращити якість сигналу. Але ми не можемо цього зробити в цьому випадку через обмеження безпеки.

4.5 Вимірювання потужності сигналу 433 МГц

Незважаючи на те, що було важливо виміряти отриману потужність для модуля 433 МГц, щоб краще зрозуміти отриманий сигнал, ми не змогли виконати це вимірювання. Це обмеження ускладнює повне розуміння інтенсивності сигналу, рівнів шуму та загальних властивостей сигналу на частоті 433 МГц. У майбутньому цю проблему можна розглянути, щоб дізнатися більше про оцінку та оптимізацію сигналу.

4.6 Затримка

Затримка, яку ми отримали, пов'язана з мінімальною кількістю даних, які ми передаємо, та існуючим кодуванням. Це заважає нам досягти бажаної затримки. Оптимізація коду Python і Arduino може допомогти зменшити затримку в послідовному зв'язку між ними.

4.7 Внутрішні обмеження

Цей навчальний проект має певні внутрішні обмеження. Важливо ретельно інтерпретувати дані та враховувати індивідуальні відмінності через реальну різноманітність морфології тазу та складу тіла в окремих людей, що може вплинути на ефективність спілкування. На точність і надійність

дизайну тесту можуть впливати зовнішні впливи, такі як електромагнітні перешкоди в оточенні, що вимагає ретельного контролю. Клінічна валідація буде необхідною, щоб довести релевантність і корисність результатів у реальному світі для використання програм біологічного зворотного зв'язку, навіть якщо існує контрольоване середовище тестування.

На етапі розробки нашого кінцевого продукту ми спостерігаємо важливість елементів реального світу, які можуть вплинути на його роботу, особливо перешкоди від присутності людини та сусіднього електричного обладнання, яке служить середовищем із втратами. У результаті ми провели дослідження для оцінки впливу різних перешкод. Враховуючи труднощі, пов'язані з такими налаштуваннями, отримання великої кількості показань було складним завданням. У результаті ми обрали помірний діапазон ітерацій від трьох до п'яти, щоб оцінити та зрозуміти продуктивність нашої системи за цих точних умов.

ВИСНОВКИ

В роботі було проведено різні тести, присвячені оцінці бездротового зв'язку між тілом і поза ним. Було проведено кілька тестів, щоб оцінити сумісність комунікаційних модулів із поточними вимогами і отримано різні результати. За допомогою розроблених експериментальних процедур створили структуру для тестування різних інших комунікаційних модулів, якщо це буде необхідно в майбутньому у сценаріях бездротового зв'язку між тілом та поза ним.

Порівняльний аналіз двох комунікаційних модулів запропонував зрозуміти їх різні властивості під час роботи в середовищі з втратами. Різні експериментальні параметри використовуються для перевірки характеристик бездротового зв'язку, таких як передача потужності, бездротове з'єднання, радіус дії, потужність сигналу, затримка, швидкість втрати пакетів і швидкість передачі даних.

Дослідження показало, що модуль BLE перевершує модуль 433 МГц щодо можливостей бездротового зв'язку.

Якщо порівнювати його з частотою 433 МГц, BLE є цікавою альтернативою для клієнтів, яким потрібна більша функціональність і довговічність. Модуль Bluetooth легко підключається до мобільних пристроїв завдяки широкій сумісності з Bluetooth. BLE відомий своїми можливостями енергоефективності, що робить його особливо придатним для пристроїв, що працюють від акумулятора.

З іншого боку, 433 МГц використовується як радіочастотний модуль великого радіусу дії. Можливості дальньої дії 433 МГц можна покращити за допомогою добре розробленої антени, яка збільшує радіус дії, споживаючи менше енергії.

Хоча наш поточний код забезпечує просте та пряме послідовне програмне з'єднання за допомогою стандартного шаблону для базового послідовного зв'язку, майбутні вдосконалення можуть потребувати переходу до більш модульного дизайну. Оскільки ми розглядаємо розширення функціональності, перехід до модульної структури дозволить легко інтегрувати нові функції. Ця гнучкість може гарантувати, що код є керованим, масштабованим і добре організованим для задоволення зростаючих вимог і складності майбутнього проєкту.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Hm-10-pins. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://how2electronics.com/%20bluetooth-low-energy-tutorial-with-hm-10-ble-4-0-arduino/> (дата звернення 17.09.2024) – Назва з екрану.
2. Pin-out-433mhz. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.circuits-diy.com/fs1000a-433mhz-rf-transmitter-receiver-modules/> (дата звернення 17.09.2024) – Назва з екрану.
3. Naser AlDuaij, Alexander Van't Hof, and Jason Nieh. Heterogeneous multi-mobile computing. In Proceedings of the 17th Annual International Conference on Mobile Systems, Applications, and Services, 2019. – p. 494-507,
4. Abdul Basir and Hyongsuk Yoo. A stable impedance-matched ultrawideband antenna system mitigating detuning effects for multiple biotelemetric applications. IEEE Transactions on Antennas and Propagation, 2019. – p. 3416-3421.
5. Hossein Mehrpour Bernety, Richard D Puckett, David Schurig, and Cynthia Furse. Comparison of passive 2-d and 3-d ring arrays for medical telemetry focusing. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 2019. – p. 1189-1193,.
6. Pritam Bose, Ali Khaleghi, Mohammad Albatat, Jacob Bergsland, and Ilanko Balasingham. Rf channel modeling for implant-to- implant communication and implant to subcutaneous implant communication for future leadless cardiac pacemakers. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2018. – p. 2798-2807.
7. Lamia Chaari Fourati and Sana Said. Remote health monitoring systems based on bluetooth low energy (ble) communication systems. In The Impact of Digital Technologies on Public Health in Developed and Developing Countries: 18th International Conference, ICOST 2020, Hammamet, Tunisia, June 24-26, 2020, Proceedings 18, Springer, 2020. – p. 41-54.

8. Eric Y. Chow, Arthur L. Chlebowski, and Pedro P. Irazoqui. A miniature-implantable rf-wireless active glaucoma intraocular pressure monitor. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 4(6):340-349, 2010.

9. Michael J Christoe, Jinhong Yuan, Aron Michael, and Kouros Kalantar-Zadeh. Bluetooth signal attenuation analysis in human body tissue analogues. *IEEE Access*, 9:85144-85150, 2021.

10. Mark Claypool and Kajal Claypool. Perspectives, frame rates and resolutions: it's all in the game. In *Proceedings of the 4th International Conference on Foundations of Digital Games*, 2009. – p. 42-49.

11. Arunashish Datta, Upinder Kaur, Victor Malacco, Mayukh Nath, Baibhab Chatterjee, Shawn S Donkin, Richard M Voyles, and Shreyas Sen. In-body to out-of-body communication channel modeling for ruminant animals for smart animal agriculture. In *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, IEEE, 2021. – p. 7570-7573.

12. Robin De Croon, Davina Wildemeersch, Joris Wille, Katrien Verbert, and Vero Vanden Abeele. Gamification and serious games in a healthcare informatics context. In *2018 IEEE International Conference on Healthcare Informatics (ICHI)*. IEEE, 2018. – p. 53-63.

13. Eslam Essa, Bassem A Abdullah, and Ayman Wahba. Improve performance of indoor positioning system using ble. In *2019 14th International Conference on Computer Engineering and Systems (ICCES)*, IEEE, 2019. – p. 234-237.

14. Peilong Feng, Michal Maslik, and Timothy G Constandinou. Em-lens enhanced power transfer and multi-node data transmission for implantable medical devices. In *2019 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, IEEE, 2019. – p. 1-4.

15. Andre Gloria, Francisco Cercas, and Nuno Souto. Comparison of communication protocols for low cost internet of things devices. In *2017 South*

Eastern European Design Automation, Computer Engineering, Computer Networks and Social Media Conference (SEEDA-CECNSM), IEEE, 2017. – p. 1-6.

16. Mrityunjaya D Hatagundi and G Sadashivappa. Wireless communication in medical devices: research challenges. In 2018 2nd International Conference on Trends in Electronics and Informatics (ICOEI), IEEE, 2018. – p. 336-338.

17. K. Hung and Y.T. Zhang. Usage of bluetooth/sup tm/ in wireless sensors for tele-healthcare. In Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society] [Engineering in Medicine and Biology, volume 3, 2002. – p. 1881-1882.

18. Amjad Iqbal, Muath Al-Hasan, Ismail Ben Mabrouk, and Mourad Nedil. Scalp-implantable mimo antenna for high-data- rate head implants. IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters, 20(12^2529-2533, 2021.

19. Koichi Ito and Ho-Yu Lin. Physical human phantoms for evaluation of implantable antennas. In 2013 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO), IEEE, 2013. – p. 1-4.

20. Teemu Kamarainen, Matti Siekkinen, Antti Yla-Jaaski, Wenxiao Zhang, and Pan Hui. Dissecting the end-to-end latency of interactive mobile video applications. In Proceedings of the 18th International Workshop on Mobile Computing Systems and Applications, 2017. – p. 61-66.