

Міністерство освіти і науки України  
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет інформаційних радіотехнологій та технічного захисту інформації  
(повна назва)

Кафедра мікропроцесорних технологій і систем  
(повна назва)

## КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА Пояснювальна записка

рівень вищої освіти другий (магістерський)  
Бездротове живлення мікроконтролерної системи  
(тема)

Виконав:  
здобувач 2 року навчання,  
групи ІМСм-23-1  
Іван ІГНАТЮК  
(власне ім'я, прізвище)

Спеціальність 171 Електроніка  
(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-наукова  
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма Інженерія мікропроцесорних систем  
(повна назва освітньої програми)

Керівник проф. Олександр ВОРГУЛЬ  
(посада, власне ім'я, прізвище)

Допускається до захисту

В.о. завідувача кафедри МТС



(підпис)

Олег ЗУБКОВ

(власне ім'я, прізвище)

2025 р.

## Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет інформаційних радіотехнологій та технічного захисту інформаціїКафедра мікропроцесорних технологій і системРівень вищої освіти другий (магістерський)Спеціальність 171 Електроніка

(код і повна назва)

Тип програми освітньо-наукова

(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма Інженерія мікропроцесорних систем

(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

В.о. зав. кафедри МТС

Олег ЗУБКОВ

(підпис)

«23» 06 2025 р.

## ЗАВДАННЯ

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

здобувачеві Ігнатиюку Івану Валентиновичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Бездротове живлення мікроконтролерної системизатверджена наказом університету від 17 04 2025 р. № 292Ст2. Термін подання здобувачем роботи до екзаменаційної комісії 23 06 2025 р.3. Вихідні дані до роботи Виконати аналіз існуючих сучасних технологій бездротового живлення невеликого пристрою на мікроконтролері, віддалення від бази – не більше 1 м, забезпечити живленням 3.3...5В зі струмом 1...1.5 А. Частотний діапазон вибрати самостійно. Запропонувати структурну схему. Скласти рекомендації щодо технічної реалізації.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі \_\_\_\_\_

1) Провести аналіз існуючих технологій бездротового живлення, світових, промислових чи корпоративних стандартів \_\_\_\_\_

2) Обґрунтовано вибрати частотний діапазон \_\_\_\_\_

3) Вибрати параметри та виконати системний розрахунок системи забезпечення живленням \_\_\_\_\_

4) Розробити схему електричного структурного пристрою для забезпечення живлення мікроконтролеру \_\_\_\_\_

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (п.5 включається до завдання за рішенням випускової кафедри) \_\_\_\_\_

6. Консультанти розділів роботи (п.6 включається до завдання за наявності консультантів згідно з наказом, зазначеним у п.1 )

| Найменування розділу | Консультант<br>(посада, прізвище, ім'я, по батькові) | Позначка консультанта про виконання розділу |      |
|----------------------|--|---|------|
|                      |  | підпис                                      | дата |
|                      |  |   |      |
|                      |  |   |      |

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

| № | Назва етапів роботи  | Строк / термін виконання етапів роботи | Примітка |
|---|--|--|----------|
| 1 | Огляд та аналіз методів та систем забезпечення бездротовим живленням             | 21.04.2025-27.04.2025                  | виконано |
| 2 | Складання набору варіантів робочих частот та обґрунтовано вибрати робочу частоту | 28.04.2025-7.05.2025                   | виконано |
| 3 | Вибрати структуру та компоненти системи бездротового живлення                    | 8.05.2025-16.05.2025                   | виконано |
| 4 | Складання схеми електричної структурної системи бездротового живлення            | 17.05.2025-24.05.2025                  | виконано |
| 5 | Виконання системного розрахунку системи  | 25.05.2025-7.06.2025                   | виконано |
| 6 | Написання пояснювальної записки  | 8.06.2025-15.06.2025                   | виконано |

Дата видачі завдання 21 \_\_\_\_\_ 04 \_\_\_\_\_ 2025р.

Здобувач \_\_\_\_\_  
(підпис)

Керівник роботи \_\_\_\_\_ проф. Олександр ВОРГУЛЬ \_\_\_\_\_  
(підпис) (посада, власне ім'я, прізвище)

Пояснювальна записка: 55 с., 4 рис., 9 табл., 1 дод., 13 джерел.

## БЕЗПРОВІДНИЙ ПЕРЕДАЧ ЕНЕРГІЇ, МІКРОПРОЦЕСОР, РЕЗОНАНСНИЙ ЗВ'ЯЗОК

Використання бездротової передачі енергії позбавляє необхідності нести джерело живлення, що завжди істотно для будь-якої вимірювальної апаратури, а в малогабаритних пристроях є критичним. Враховано вимоги до використання апаратури для медичних програм з точки зору безпеки випромінювань та сумісності з іншими медичними датчиками. У роботі зроблено спробу аналізу існуючих стандартів та розробок та обґрунтованого формулювання структурної схеми з пропозиціями щодо використання сучасних електронних рішень та мікропроцесорних засобів. Виконано короткий системний розрахунок системи.

## ABSTRACT

Explanatory note: 55 pages, 4 figures, 9 tables, 1 appendice, 13 references.

WIRELESS POWER TRANSMISSION, MICROPROCESSOR, RESONANT  
COMMUNICATION

The use of wireless power transmission eliminates the need to carry a power source, which is always essential for any measuring equipment, and is critical in small-sized devices. The requirements for the use of equipment for medical applications are taken into account in terms of radiation safety and compatibility with other medical sensors. The paper attempts to analyze existing standards and developments and substantiate the formulation of a structural diagram with proposals for the use of modern electronic solutions and microprocessor tools. A brief system calculation of the system is performed.

|  |    |
|--|----|
| ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І<br>ТЕРМІНІВ .....   | 9  |
| ВСТУП.....   | 10 |
| 1. СИСТЕМА БЕЗДРОТОВОЇ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ ДЛЯ МІНІАТЮРНИХ<br>МЕДИЧНИХ ПРИСТРОЇВ.....                                       | 12 |
| 1.1 Аналіз технологій бездротової передачі енергії для медичних пристроїв<br>.....                                       | 14 |
| 1.1.1 Магнітна індукція: принцип, характеристики та застосовність.....   | 14 |
| 1.1.2 Магнітний резонанс: принцип, характеристики та застосовність ..  | 15 |
| 1.1.3 Ємнісний зв'язок: принцип, характеристики та застосовність.....  | 16 |
| 1.1.4 Порівняльний аналіз технологій для мініатюрних пристроїв (1-2 Вт<br>) у заданій робочій зоні (100x100x100 см)..... | 17 |
| 1.2 Вибір частотних діапазонів та оцінка співіснування .....   | 19 |
| 1.2.1. Огляд кандидатних частотних діапазонів для малопотужних БПЕ<br>.....  | 20 |
| 1.2.2 Аналіз сумісності з існуючими радіослужбами.....   | 21 |
| 1.2.3 Рекомендації щодо вибору частот для проекту .....  | 22 |
| 1.3 Аналіз комерційного стандарту Qi (Qi) .....  | 24 |
| 1.3.1 Базові обмеження Qi .....  | 25 |
| 1.3.2 Адаптовані елементи Qi для даного випадку .....  | 25 |
| 1.3.3 Обмеження та ризики .....  | 26 |
| 1.3.4 Висновок .....   | 27 |
| 1.4 Аналіз стандарту Air Fuel Resonant.....  | 27 |
| 1.4.1 Коротка історія розвитку A4WP → AirFuel .....  | 27 |
| 1.4.2 Ключові параметри .....  | 28 |
| 1.4.3 Покриття зони.....   | 28 |
| 1.4.4 Безпека.....   | 29 |
| 1.4.5 Протокол зв'язку.....  | 29 |
| 1.4.6 Висновок .....   | 29 |
| 2. РОЗРОБКА СИСТЕМИ БЕЗДРОТОВОЇ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ ДЛЯ<br>МІНІАТЮРНИХ МЕДИЧНИХ ПРИСТРОЇВ .....                             | 30 |

|   |           |
|---|-----------|
| 2.1 Міжнародні рекомендації та стандарти щодо впливу ЕМП (ICNIRP, IEEE C95.1) .....                                     | 30        |
| 2.1.1 Базові обмеження (DRL) та контрольні рівні (ERL) .....  | 30        |
| 2.1.2 Особливості для низьких частот (стимуляція нервів) та високих частот (нагрівання тканин).....                     | 31        |
| 2.2 Електромагнітна сумісність (ЕМС) медичних пристроїв .....   | 31        |
| 2.2.1 Стандарти ІЕС 60601-1-2 (ЕМС медичного електроустаткування) 31  |           |
| 3.2.2 Стандарти ISO 14117 (ЕМС активних медичних пристроїв, що імплантуються) .....                                     | 32        |
| 3.2.3 Ризики перешкод для пристроїв, що імплантуються (кардіостимулятори, кохлеарні імплантати) .....                   | 32        |
| 3.2.4 ІЕС/IEEE 63184:2025: Оцінка впливу на людину від систем БПЕ .   | 33        |
| 2.3 Застосовність вимог безпеки до мініатюрних медичних пристроїв (1-2 Вт ) у безпосередній близькості до пацієнта..... | 33        |
| 2.4 Методи оцінки впливу та відповідності .....   | 33        |
| 2.5 Висновок та рекомендації .....  | 35        |
| <b>3 СКЛАДАННЯ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ТА РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ.....</b>  | <b>37</b> |
| 3.1 Попередній системний розрахунок .....   | 37        |
| 3.1.1 Шукані параметри .....  | 37        |
| 3.1.2 Вибір методу передачі енергії.....  | 37        |
| 3.1.3 Конструкція передавальної системи .....   | 38        |
| 3.1.4 Оцінка потужності та безпеки .....  | 39        |
| 3.1.5 Приймальний пристрій .....  | 39        |
| 3.1.6. Створення прототипу.....   | 39        |
| 3.1.7 Альтернативи та оптимізації.....  | 40        |
| Висновок .....  | 40        |
| 3.2 Розрахунки параметрів приймальної котушки для системи БПЕ на частоті 6,78 МГц.....                                  | 40        |
| 3.2.1 Вибір параметрів .....  | 40        |
| 3.2.2 Розрахунки .....  | 41        |
| 3.2.3 Висновок .....  | 46        |
| 3.3 Структурна схема системи БПЕ .....  | 47        |
| 3.3.1 Побудова структурної схеми системи БПЕ .....  | 47        |
| 3.3.2 Схема розташування компонентів.....   | 48        |
| 3.3.3 Принцип роботи (згідно з AirFuel ).....   | 48        |

|  |    |
|--|----|
| 3.3.4 Реалізація AirFuel-сумісних компонентів..... | 49 |
| 3.3.5 Специфікації з AirFuel v2.3 .....            | 49 |
| 3.3.6 Висновки .....                               | 50 |
| ВИСНОВОК.....                                      | 51 |
| ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ .....                             | 53 |
| ДОДАТОК А Відомість кваліфікаційної роботи .....   | 55 |

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, СКОРОЧЕНЬ І  
ТЕРМІНІВ

|        |   |
|--------|---|
| БПЕ    | Безпроводна передача енергії                                  |
| ЕМП    | Електромагнітне поле  |
| МСЕ    | Міжнародна спілка з електричного зв'язку                      |
| A4WP   | Alliance for Wireless Power                                   |
| DRL    | Dosimetric Reference Levels                                   |
| ERL    | Exposure Reference Levels                                     |
| ICNIRP | International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection |
| PMA    | Power Matters Alliance  |

## ВСТУП

Роботу присвячено розробці системи безпечної бездротової передачі енергії (БПЕ) для живлення мініатюрних медичних пристроїв, які здійснюють моніторинг стану та потенційну доставку лікарських препаратів пацієнтові в рамках стаціонарного робочого місця.

Метою роботи є спроектувати систему бездротової передачі енергії, що забезпечує надійне живлення (до 1-2 Вт на пристрій) безлічі мініатюрних медичних пристроїв у робочій зоні 100x100 см на висоті до 1 метра над передавачем, при строгому дотриманні міжнародних норм безпеки електромагнітних полів (ЕМ) медичне обладнання.

Об'єктом дослідження є система бездротової передачі енергії для стаціонарного медичного застосування, що включає передавальну підсистему та мініатюрні приймальні пристрої, інтегровані в медичні датчики/пристрої.

Предметом дослідження є методи, технології, частотні діапазони, конструктивні рішення та нормативні вимоги, що визначають ефективність, безпеку та застосування систем БПЕ в умовах безпосередньої близькості до пацієнта для живлення малопотужних мініатюрних медичних пристроїв.

Щодо методу дослідження, то робота виконується на основі комплексного підходу, що включає:

- Аналітичний огляд: Дослідження існуючих технологій БПЕ (індуктивна, резонансна, RF), стандартів (Qi, AirFuel), медичних та міжнародних стандартів безпеки ЕМП (ICNIRP, IEEE C95.1) та вимог ЕМС.
- Порівняльний аналіз: Оцінка застосування різних частотних діапазонів (десятки кГц, одиниці МГц, включаючи 6.78 МГц) з точки зору ефективності передачі, мініатюризації приймачів, безпеки та співіснування.
- Системне проектування: Проведення попередніх розрахунків параметрів системи (розміри котушок, необхідна потужність передавача, оцінка ефективності), розробка структурної схеми.

- Нормативно-орієнтований підхід: Постійна звірка проектних рішень з актуальними міжнародними рекомендаціями щодо обмеження впливу ЕМП та вимогами до медичної апаратури.

## 1 СИСТЕМА БЕЗДРОТОВОЇ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ ДЛЯ МІНІАТЮРНИХ МЕДИЧНИХ ПРИСТРОЇВ

Дана робота передбачає розробку інноваційної системи бездротової передачі енергії (БПЕ) для групи мініатюрних бездротових пристроїв. Ці пристрої призначені для виконання важливих функцій моніторингу стану пацієнта і, можливо, для доставки лікарських препаратів. Цільова робоча зона цих пристроїв визначена як простір розміром 100 на 100 сантиметрів з висотою роботи до 1 метра, що вказує на необхідність забезпечення ефективної передачі енергії в обмеженому обсязі.

Ключовою особливістю пристроїв, що проектуються, є відсутність вбудованого основного джерела живлення; передбачається наявність лише резервного джерела дуже малої ємності. Це означає, що система БПЕ повинна забезпечувати безперервне та надійне енергопостачання. Максимальна споживана потужність кожного мобільного датчика становить 1-2 Вт. Потужність передавального пристрою може бути будь-якою, проте критичним вимогою є суворе обмеження напруженості полів відповідно до медичних рекомендацій для забезпечення безпеки людини. В рамках проекту потрібно розглянути та проаналізувати декілька варіантів частот, включаючи діапазони десятків кілогерц (кГц), одиниць мегагерц (МГц), а також інші запропоновані варіанти для визначення найбільш відповідного рішення.

Метою даної роботи є надання всебічного технічного аналізу та рекомендацій, необхідних для проектування та реалізації зазначеної системи БПЕ. Звіт охоплює вибір оптимальних технологій передачі енергії, аналіз застосовних частотних діапазонів з урахуванням їх технічних характеристик та потенційних проблем співіснування з іншими радіослужбами. Особлива увага приділяється детальному вивченню міжнародних та національних стандартів безпеки електромагнітних полів (ЕМП) для медичних пристроїв, а також огляду поточного статусу регулювання та стандартизації БПЕ у різних регіонах.

Структура роботи послідовно розглядає ці аспекти, починаючи з аналізу застосованих технологій, переходячи до оцінки частотних діапазонів та їх сумісності, потім заглиблюючись у питання безпеки людини та електромагнітної сумісності, і завершуючи оглядом регуляторного ландшафту та рекомендаціями щодо подальших кроків розробки.

Бездротова передача (переміщення) енергії (БПЕ) вважається однією з революційних технологій. Впровадивши бездротову доставку електроенергії, люди зможуть звільнитися від її нестачі.

У звіті МКЄ [1] наведено інформацію про застосування БПЕ з використанням радіочастотного променя. Асамблея радіозв'язку МСЕ приймає, що бездротова передача енергії (БПЕ) визначається як передача енергії від джерела енергії до електричного навантаження бездротовим способом з використанням електромагнітного поля. Асамблея радіозв'язку МСЕ приймає також, що в технологіях БПЕ застосовуються різні механізми, такі як передача за допомогою радіочастотних випромінювань у далекому полі (БПЕ з використанням променя) та індуктивний, резонансний та ємнісний зв'язок у ближньому полі (БПЕ без використання променя). В описі БПЕ з використанням променя відсутні конкретні вказівки щодо спрямованих та ненаправлених електромагнітних хвиль. Крім того, деякі конфігурації антен уможливають використання механізму передачі енергії за допомогою випромінювання без урахування відстані. У таких випадках вживання термінів "ближнє поле" та "далеке поле" не є обов'язковим. Звіт також охоплює передачу енергії за допомогою ненаправлених випромінюваних електромагнітних хвиль, куди входять застосування без використання променя, такі як акумулювання енергії, але не зачіпає технології магнітної індукції, магнітного резонансу та ємнісного зв'язку, що розглядаються у Звіті МСЕ -R SM [1].

Ідея передачі енергії за допомогою радіохвиль сягає ранньої (1899 р.) роботи Миколи Тесли. 1899 року він зробив свою першу спробу передати енергію без проводів. Тесла використав низькочастотну, 150 кГц, енергію, але його спроби виявилися безуспішними. Поряд з першими експериментами Ніколи Тесли з БПЕ в 1894 М. Утен і М. Ле-Блан запропонували пристрій і спосіб індуктивного енергоживлення електромобіля (EV) з використанням генератора змінного струму частотою приблизно 3 кГц [1]. Електромобілі були розроблені невдовзі після появи парового двигуна приблизно сто років тому. Індуктивна БПЕ, яка відноситься до типу технологій "без використання променя", а також і БПЕ за допомогою радіочастотного променя, звана БПЕ "з використанням променя", з'явилися на початку ХХ століття.

Сучасна БПЕ за допомогою радіочастотного променя була розроблена завдяки Вільяму Брауну, який у 1960-х роках використовував мікрохвильову технологію, створену під час Другої світової війни. У своїй лабораторії він

передавав мікрохвильову енергію від передавача до приймача (з пункту в пункт) із загальним ККД (постійний струм – мікрохвилі – постійний струм) 54% [1]. БПЕ за допомогою мікрохвиль називається мікрохвильовою передачею енергії (МПЕ). У 1980- -х і 1990-х роках виконувалася велика кількість дослідницьких проектів з індуктивної БПЕ для бездротової зарядки електромобілів [1]. На початку 2000- -х років почалося промислове виробництво безконтактних кабелів. Поворотним моментом для розвитку індуктивної БПЕ став 2006, коли в Массачусетському технологічному інституті (МІТ) продемонстрували технологію бездротової передачі енергії без використання променя, звану БПЕ з резонансним зв'язком [1]. Нині технології резонансної БПЕ виходять споживчий ринок. Автомобільна промисловість планує застосування БПЕ для електромобілів у найближчому майбутньому. У 2014 році було опубліковано Звіт МСЕ -R SM.2303, що містить інформацію про БПЕ з використанням технологій без застосування радіочастотного променя як часткову відповідь на Питання МСЕ-R 210 -3/1. Після демонстрації МІТ різні технології БПЕ, включаючи магнітну індукцію, резонансний зв'язок, передачу за допомогою радіочастотного променя і т. д. розглядаються як революційні технології.

Для реалізації цих застосувань необхідні подальші дослідження впливу таких систем БПЕ та інших систем один на одного, а також вивчення питань безпеки, таких як вплив електромагнітних полів на людину.

## 1.1 Аналіз технологій бездротової передачі енергії для медичних пристроїв

Для забезпечення безперебійного живлення мініатюрних медичних пристроїв у заданій робочій зоні слід розглянути кілька ключових технологій бездротової передачі енергії. Кожна з них має унікальні характеристики, що впливають на просторову свободу, ефективність та фізичні розміри компонентів, що є критично важливим для даного проекту.

### 1.1.1 Магнітна індукція: принцип, характеристики та застосовність

Технологія магнітної індукції, також відома як БПЕ з сильним зв'язком, є широко відомим методом передачі енергії, що історично застосовується в трансформаторах. Її принцип заснований на індуктивному зв'язку між первинною та вторинною котушками, що часто використовують загальний магнітний сер-

дечник. Передача енергії повітрям з фізично розділеними котушками також є відомою технологією.

Характеристики: Ефективність передачі енергії при використанні магнітної індукції значно знижується, якщо повітряний зазор перевищує діаметр котушки або при їх суттєвому зміщенні. Ефективність залежить від коефіцієнта зв'язку ( $k$ ) між індукторами та їх добротності ( $Q$ ). Ця технологія здатна забезпечити високу ефективність за умови щільного контакту або дуже малих проміжків між передавачем і приймачем. Робоча потужність зазвичай знаходиться в діапазоні від кількох до десятків ватів.

Застосовність для медичних пристроїв (1-2 Вт): Магнітна індукція вже комерціалізована для зарядки смартфонів (5-15 Вт) і застосовується в різних галузях, включаючи медичне обладнання. Для мініатюрних медичних пристроїв, які потребують точного позиціонування або прямого контакту із зарядною поверхнею, магнітна індукція може бути ефективним рішенням. Однак для робочої зони 100x100x100 см, де потрібна просторова свобода та пристрої можуть вільно переміщатися, базова магнітна індукція з жорсткими вимогами до вирівнювання може виявитися меншою. Для покриття всієї робочої зони з достатньою ефективністю може знадобитися використання складних масивів передавачів, що збільшує складність та вартість системи.

### 1.1.2 Магнітний резонанс: принцип, характеристики та застосовність

Технологія магнітного резонансу, або БПЕ зі слабким зв'язком, заснована на використанні котушки та конденсатора як резонатор. Електрична енергія передається в момент електромагнітного резонансу між котушкою передавача та котушкою приймача. Теоретична основа цього методу була розроблена у 2005 році та експериментально підтверджена у 2007 році.

Характеристики: За узгодженням частоти резонансу обох котушок з високим коефіцієнтом  $Q$  електрична енергія може передаватися на відстань до кі-

льких метрів при слабкому зв'язку між котушками. Ця технологія забезпечує більшу просторову свободу порівняно з магнітною індукцією, дозволяючи передачу енергії за будь-якої орієнтації (  $x$  у  $z$  ) без застосування методів суміщення.

Застосовність для медичних пристроїв (1-2 Вт): Магнітний резонанс добре підходить для мобільних і переносних пристроїв, включаючи медичне обладнання, де важлива гнучкість розміщення та орієнтації. Для робочої зони 100x100x100 см, де пристрої можуть вільно переміщатися і не вимагають точного вирівнювання, магнітний резонанс є сильним кандидатом, оскільки забезпечує необхідну просторову свободу і передачу енергії на необхідну відстань (до 1 метра).

### 1.1.3 Ємнісний зв'язок: принцип, характеристики та застосовність

Система БПЕ на основі ємнісного зв'язку відрізняється від магнітних систем тим, що в ній використовуються два набори електродів замість котушок. Енергія передається через поле індукції, створюване зв'язком цих електродів.

Характеристики: Переваги цієї технології включають свободу горизонтального позиціонування, можливість використання дуже тонких електродів (менше 0.2 мм) між передавачем та приймачем, що уможливорює інтеграцію в тонкі мобільні пристрої. У зоні бездротової передачі енергії не відбувається нагрівання, що захищає акумулятор від перегріву. Рівень випромінювання електричного поля є низьким завдяки структурі системи зв'язку. Загальна ефективність системи з урахуванням ємнісного зв'язку становить приблизно 70-85%. Спочатку ця технологія розроблялася для використання в діапазоні 425-524 кГц із рівнем потужності передачі менше ніж 100 Вт.

Застосовність для медичних пристроїв (1-2 Вт): ємнісний зв'язок пропонує унікальні переваги для мініатюрних медичних пристроїв, особливо якщо потрібна інтеграція в дуже тонкі форм-фактори або важлива мінімізація нагріву.

Просторова свобода позиціонування горизонтальній площині також відповідає вимогам робочої зони.

#### 1.1.4 Порівняльний аналіз технологій для мініатюрних пристроїв (1-2 Вт) у заданій робочій зоні (100x100x100 см)

Для мініатюрних медичних пристроїв з потужністю 1-2 Вт, що функціонують у робочій зоні 100x100x100 см, вибір технології БПЕ є компромісом між ефективністю, просторовою свободою та фізичними розмірами компонентів. Магнітний резонанс і ємнісний зв'язок пропонують велику гнучкість позиціонування, що є критично важливим для пристроїв, які можуть вільно переміщатися або не бути точно розміщені на пацієнті або в робочій зоні. Магнітна індукція, хоча і високоефективна на дуже малих і контрольованих відстанях, може вимагати більш складних масивів передавачів для покриття всієї робочої зони з достатньою ефективністю.

Ефективність передачі енергії для малопотужних пристроїв (1-2 Вт) в умовах, коли пристрої не мають вбудованого джерела живлення є критичним параметром. Це вимагає оптимізації коефіцієнта зв'язку та добротності резонаторів для магнітно-резонансних та індуктивних систем, а також матеріалів для ємнісних систем, щоб мінімізувати втрати енергії на передавачі та приймачі. Відсутність основного джерела живлення у пристроях означає, що система БПЕ повинна забезпечувати безперервне та надійне енергопостачання, що робить високу ефективність не просто бажаною, а фундаментальною. Для мініатюрних пристроїв фізичні обмеження за розміром впливають на досяжні значення добротності та коефіцієнта зв'язку, що потребує ретельної оптимізації конструкції.

Таблиця 1.1 - Порівняльний аналіз технологій БПЕ для мініатюрних медичних пристроїв

| Параметр / Техноло- | Магнітна індукція | Магнітний резонанс | Ємнісний зв'язок |
|---------------------|-------------------|--------------------|------------------|
|---------------------|-------------------|--------------------|------------------|

|                                     |  |   |  |
|-------------------------------------|--|---|--|
| гія                                 |  |   |  |
| Принцип роботи                      | Індуктивний зв'язок котушок                      | Резонансний зв'язок котушок                           | Зв'язок через електричне поле електродів |
| Просторова свобода (100×100×100 см) | Низька (вимагає точного вирівнювання чи масивів) | Висока (до кількох метрів, будь-яка орієнтація)       | Помірна (горизонтальна свобода)          |
| Ефективність (для 1-2 Вт)           | Висока на малих відстанях/контакті               | Висока на середніх відстанях за узгодженням резонансу | Хороша (70-85%) на малих відстанях       |

Продовження таблиці 1.1

|  |   |   |  |
|--|---|---|--|
| Фізичні характеристики (мініатюрність) | Котушки можуть бути компактними, але вимагають феритових сердечників. | Котушки можуть бути меншими для високих частот, але Q-фактор важливий | Дуже тонкі електроди (менше 0.2 мм)                                  |
| Потенційне нагрівання                  | Може бути значним при неефективній передачі                           | Менше, ніж індукція, але залежить від Q-фактора                       | Низький, немає нагріву в зоні передачі                               |
| Застосовність для медичних пристроїв   | Підходить для контактної зарядки, медичне обладнання                  | Висока застосовність, медичне обладнання                              | Підходить для тонких пристроїв, медичне обладнання.                  |
| Основні переваги для проекту           | Висока ефективність при контакті                                      | Просторова свобода, передача відстань до 1 м                          | Тонкий форм-фактор, низьке ЕМ-випромінювання, відсутність нагрівання |
| Основні недоліки для проекту           | Обмежена просторова свобода без складних систем                       | Чутливість до зміни середовища може бути більш складною в реалізації  | Обмежена дальність передачі (для 1м потрібно додатковий аналіз)      |

## 1.2 Вибір частотних діапазонів та оцінка співіснування

Вибір частотного діапазону для системи БПЕ є багатофакторним рішенням, яке залежить від технічних вимог, ефективності, розмірів компонентів і, що особливо важливо для медичних застосувань, від питань безпеки та співіснування з іншими радіослужбами .

## 1.2.1 Огляд кандидатних частотних діапазонів для малопотужних БПЕ

### *1.2.1.1 Діапазони десятків кГц (низькі частоти – НЧ)*

Ці діапазони включають 19-21 кГц, 36-40 кГц, 55-65 кГц, 79-90 кГц та 100-205 кГц. Низькі частоти часто використовуються для високої потужності БПЕ, наприклад, для зарядки електромобілів (до 100 кВт) і побутових приладів (до 1.5 кВт). Їхня перевага для високої потужності обумовлена можливістю досягнення високої ефективності та використання надійних компонентів, таких як біполярні транзистори з ізольованим затвором (БТІЗ), що працюють в діапазоні 10-100 кГц.

### *1.2.1.2 Діапазони одиниць МГц*

До цих діапазонів відносяться 6.78 МГц, що використовується для магнітного резонансу мобільних пристроїв, і 13.56 МГц, застосовуваний для БПЕ, наприклад, для зарядки 3D-окулярів. високих частот дозволяє зменшити фізичні розміри компонентів БПЕ, таких як котушки передавача та приймача енергії.

### *1.2.1.3 Інші потенційні діапазони.*

Для ємнісного зв'язку було розроблено діапазон 425-524 кГц. Рівень потужності передачі у цьому діапазоні становить менше 100 Вт. Вибір цієї частоти обумовлений балансом ефективності та розмірів обладнання, а також можливістю придушення небажаних випромінювань електричного поля для співіснування з діючими системами, такими як АМ-радіомовлення .

## 1.2.2 Аналіз сумісності з існуючими радіослужбами

Співіснування систем БПЕ з іншими радіослужбами є критичним аспектом, особливо коли йдеться про медичні застосування, які працюють безпосередньо до людини.

### *1.2.2.1 Вплив на служби стандартних частот та сигналів часу*

Служби стандартних частот і сигналів часу, такі як 20 кГц, 40 кГц, 60 кГц, 75 кГц та 77.5 кГц, працюють у діапазонах, що розглядаються для БПЕ. Використання частот в діапазонах десятків кГц для медичних БПЕ, навіть при низькій потужності 1-2 Вт, вимагає ретельного аналізу співіснування з цими критично важливими службами. Незважаючи на низьку потужність, близькість до пацієнта та потенційно безперервна робота можуть створювати локальні перешкоди. Дослідження в Кореї показали, що на відстані 10 м потужні системи БПЕ для електромобілів (100 кВт) можуть перевищувати межі сигналу 60 кГц, хоча на 100 м прямий вплив важко виявити. Для мініатюрних медичних пристроїв, що працюють у безпосередній близькості, це означає, що навіть якщо загальна випромінювана потужність невелика, локальна напруженість поля має бути строго контрольована, щоб уникнути перешкод чутливим приймачам або індукції небажаних струмів у тілі людини. Це наголошує на необхідності застосування більш строгих захисних заходів, ніж для більш потужних, але віддалених систем.

### *1.2.2.2 Вплив на радіомовні служби (НЧ/СЧ)*

Діапазони НЧ (148.5-283.5 кГц) та СЧ (525-1705 кГц) використовуються для AM/DRM радіомовлення. Гармоніки частот БПЕ можуть потрапляти у ці смуги, створюючи перешкоди. Наприклад, дослідження в Японії показали, що 7-я гармоніка БПЕ для електромобілів (85106 кГц) може потрапляти в канал

АМ-радіомовлення (594 кГц), що вимагає визначення граничних рівнів випромінювання для співіснування. Проблема гармонійних випромінювань від БПЕ систем, що працюють на низьких частотах, є суттєвою для співіснування з радіомовними службами. Навіть якщо основна частота БПЕ знаходиться поза мовними діапазонами, її гармоніки можуть створювати перешкоди. Це вимагає не тільки контролю основної частоти, але й жорсткого придушення гармонік, що ускладнює проектування та збільшує вартість системи, особливо для компактних медичних пристроїв.

### *1.2.2.3 Вплив на залізничні радіосистеми та інші критичні служби*

Залізничні радіосистеми, такі як системи автоматичної зупинки поїздів (ATS) у діапазоні 10-250 кГц та системи індукційного поїздного радіозв'язку (ITRS) у діапазоні 100-250 кГц, а також морські радіосистеми (LORAN, NAVTEX), використовують частоти, які також розглядаються для БПЕ. Японія наголошує на необхідності всесвітньої уваги до співіснування із залізничними системами, особливо ATS (близько 100 кГц), через їх критичну важливість для безпеки. Співіснування із залізничними та морськими системами, особливо тими, що використовуються для забезпечення безпеки, є не лише технічною, а й регуляторною проблемою. Навіть якщо медичні пристрої працюють на низькій потужності, їхнє потенційне розгортання поблизу транспортної інфраструктури (наприклад, у лікарнях поряд із залізничними коліями чи портами) потребує суворого дотримання меж випромінювань і, можливо, географічних обмежень чи активних заходів придушення перешкод.

### 1.2.3 Рекомендації щодо вибору частот для проекту

Для мініатюрних медичних пристроїв (1-2 Вт) в робочій зоні 100x100x100 см, частоти в діапазоні одиниць МГц (наприклад, 6.78 МГц) або сотні кГц (наприклад, 425-524 кГц для ємнісного зв'язку) можуть бути кращи-

ми, ніж десять. Це пов'язано з меншою кількістю прямих конфліктів із безпечними службами та можливістю використання більш компактних компонентів.

Вибір частоти для медичних БПЕ систем має бути зумовлений як технічними характеристиками (ефективність, розмір компонентів), а й, насамперед, мінімізацією ризиків здоров'ю людини і перешкод іншим службам. Це означає, що навіть якщо певна частота технічно оптимальна, вона може бути неприйнятною через регуляторні обмеження або потенційний вплив на чутливі медичні імплантати або сусідні радіосистеми. Процес вибору частоти повинен бути ітеративним, починаючи з оцінки технічної здійсненності, потім суворо перевіряючи відповідність стандартам безпеки та ЕМС, і нарешті оцінюючи регуляторні присвоєння та результати досліджень співіснування. Це створює більш високий бар'єр для використання певних частот у медичному домені порівняно із споживчою електронікою.

Таблиця 1.2 - Кандидатні частотні діапазони для БПЕ та їх застосування

| Діапазон частот                                       | Типова технологія БПЕ                 | Типова потужність (Вт) | Просторова свобода (до 1 м)    | Основні переваги  | Основні недоліки для проекту (1-2 Вт)       | Потенційні конфлікти співіснування   |
|---|---------------------------------------|------------------------|--------------------------------|---|---|--|
| Десятки кГц (19-21, 36-40, 55-65, 79-90, 100-205 кГц) | Магнітна індукція, магнітний резонанс | Декілька Вт - 100 кВт  | Помірна (залежить від дизайну) | Висока ефективність для потужних систем, зрілі компоненти | Великі катушки, потенційно високі гармоніки | Служби стандартних частот (20, 40, 60 кГц), залізничні системи (ATS, ITRS), НЧ-радіомовлення |

Продовження таблиці 1. 2

|  |   |                            |   |  |   |  |
|--|---|----------------------------|---|--|---|--|
| Сотні кГц<br>(425-524<br>кГц)                    | Ємніс-<br>ний зв'я-<br>зок                            | До 100<br>Вт               | Помірна<br>(горизон-<br>тальна<br>свобода)        | Тонкі елект-<br>роди, низь-<br>кий рівень<br>ЕМ-<br>випроміню-<br>вань | Обмежена<br>дальність<br>передачі<br>(для 1 м<br>потрібно<br>додатковий<br>аналіз)    | АМ-радіо-<br>мовлення ,<br>морський зв'я-<br>зок (NAVTEX,<br>NAVDAT),<br>аматорський<br>радіозв'язок |
| Одиниці<br>МГц<br>(6.78<br>МГц,<br>13.56<br>МГц) | Магніт-<br>ний ре-<br>зонанс,<br>магнітна<br>індукція | Декілька<br>Вт - 100<br>Вт | Висока<br>(для маг-<br>нітного<br>резонан-<br>су) | Найменші<br>розміри ко-<br>тушок, сму-<br>ги ПНМ                       | Потенційне<br>нагрівання<br>тканин<br>(SAR), пе-<br>решкоди<br>для радіо-<br>мовлення | ВЧ-радіо-<br>мовлення (га-<br>рмоніки), ра-<br>діоастрономія,<br>аматорський<br>радіозв'язок         |

### 1.3 Аналіз комерційного стандарту Qi (Qi)

Згідно із завданням, розглядається медична система, якій необхідне бездротове живлення для мініатюрних пристроїв. Тому критично важливі безпека пацієнта та покриття зони 1x1 метр. Qi використовує [2,5] 110-205 кГц для малої потужності та до 300 кГц для середньої. При цьому у продовженні стандарту, Qi2 мова йде про забезпечення потужності до 36 Вт, а в [3,4] є інформація про розширення стандарту до 120 Вт – але все одно на кілогерцах.

Стандартом Qi [2,5] описані три режими позиціонування Qi, з яких "масив котушок" (рис. 1в) ідеально підходить для зони 1x1 м. А протокол зв'язку із 4 етапів [5] можна адаптувати для медичних датчиків.

Короткий опис досить широкого стандарту Q1 [5] доводить, що:

- даний стандарт присвячений діапазону сотень кГц, використовуючи який прийшлося б виконувати антени занадто великих розмірів;
- цікавинка стандарту є в тому, що він розглядає розширені профілі потужності та масиви котушок;

- досить ретельно розроблені питання безпеки та особливості використання у медицині.

Для даної задачі бездротової передачі енергії (з потужністю до 10 Вт, відстанню до 1 м і частотою в діапазоні МГц) пряма відповідність стандарту Qi відсутня, оскільки Qi по перше розрахований на ближню дистанцію ( $\leq 4$  см ) і менші частоти 80-300 кГц та адаптації.

### 1.3.1 Базові обмеження Qi

Частота:

Стандарт Qi використовує низькі частоти (110–205 кГц для 5 Вт; 80–300 кГц для 30–120 Вт. Робота в МГц-діапазоні (наприклад, 6.78 МГц) не підтримується базовою специфікацією Qi .

Дальність:

Максимальна відстань — 4 см через загасання магнітного поля [2].

Щільність поля:

Рівномірність забезпечується лише за точному позиціонуванні пристрою над котушкою .

### 1.3.2 Адаптовані елементи Qi для даного випадку

#### *а) Розширені профілі потужності*

Специфікація Qi Medium Power підтримує передачу до 65 Вт (з перспективою до 200 Вт). Це дозволяє працювати з наданими 10 Вт без модифікацій.

Протокол управління Qi включає регулювання потужності під запит пристрою із зворотним зв'язком за рівнем заряду.

Важливо для медичних датчиків із змінним споживанням.

*б) Системи вільного позиціонування*

Для зони 100×100 см актуальна використання не однієї, а декілька катушок:

Конфігурація: Сітка з 3+ катушок (наприклад, 3×3), що керуються адаптивно [2].

Принцип: вертикальний магнітний потік покриває всю площу без вимоги точного позиціонування .

Сумісність з наданим проектом: Дозволяє розміщувати мініатюрні пристрої довільно у робочій зоні.

*в) Безпека та комунікація*

Захист від сторонніх об'єктів: Qi вимагає відключення передачі для виявлення металевих предметів (наприклад, хірургічних інструментів).

Внутрішньосмуговий зв'язок: Обмін даними на швидкості 2 Кбіт/с (кодування Ві-phase ) для контролю напруги/температури .

### 1.3.3 Обмеження та ризики

Таблиця 1.3 – Параметри та ризики

| Параметр          | Відповідність Qi          | Ризики для наданого проекту   |
|-------------------|---------------------------|---|
| ККД               | 60-75% на 4 см 7          | На 1 м впаде до 20-40% через втрати в тканинах/повітря                  |
| Нагрів            | Контроль через протокол 1 | При 10 Вт та низькому ККД можливий перегрів датчиків                    |
| Безпека (EMF/SAR) | Відповідність ICNIRP9     | На 6.78 МГц SAR вище, ніж кГц; потрібен розрахунок поглинання тканинами |

### 1.3.4 Висновок

Складемо всі відомості в таблицю:

Таблиця 1.4 - Порівняння рішень розглянутих у стандарті із завданням

| Параметр        | Qi                  | Наданий проект     |
|-----------------|---------------------|--------------------|
| Частота         | 80–300 кГц          | 6.78–13.56 МГц     |
| Дальність       | ≤4 см               | ~1 м               |
| Механіка        | Індуктивний зв'язок | Магнітний резонанс |
| Розмір приймача | ≥3 см               | ≤5 см              |

Qi – рішення для контактної зарядки (смартфони, навушники), а не для бездротового живлення на відстані, і воно не підходить для тематики цього проекту.

## 1.4 Аналіз стандарту Air Fuel Resonant

### 1.4.1 Коротка історія розвитку A4WP → AirFuel

Альянс за бездротову передачу енергії (Alliance for Wireless Power, A4WP) був заснований крупними фірмами, серед яких Intel , Qualcomm , Samsung у 2012 році. Метою було створення угруповання спеціалістів для створення стандарту бездротової передачі енергії. Розглядається середня дальність на основі магнітного резонансу. Використовується частота 6.78 МГц (виділений ISM-діапазон). Пропонується підтримка вільного розташування пристроїв.

AirFuel Resonant (спадкоємець A4WP).

AirFuel Inductive (на базі PMA, аналог Qi ).

Ключові версії стандарту наведені в таблиці:

Таблиця 1.5 - Версії стандарту A4WP до 2015, надалі AirFuel

| Версія       | Рік  | Основні нововведення                            |
|--------------|------|---|
| A4WP v1.0    | 2013 | Базова специфікація резонансної передачі        |
| AirFuel v1   | 2015 | Підтримка багатокотушкових систем               |
| AirFuel v2.3 | 2023 | Масиви РТх , BLE-комутація, потужність до 50 Вт |

AirFuel Resonant є сумісним з Qi за загальною функціональністю та деякими функціями з 2023 року. AirFuel Resonant та Qi Extended Power Profile використовують єдині протоколи автентифікації:

Пристрої можуть працювати з обома типами заряджання (Resonant та Inductive, згідно із напрямками роботи).

Додано підтримку вимог ІЕС 63028 (бездротове живлення імплантатів).

#### 1.4.2 Ключові параметри

Таблиця 1.6 - Відповідність

| Параметр                   | Вимога            | Проект що розглядається     |
|----------------------------|-------------------|-----------------------------|
| Робоча частота             | 6.78 МГц ± 15 кГц | Відповідає вимогам          |
| Потужність передавача      | До 50 Вт (Клас 3) | 10 Вт у межах норми         |
| Дальність дії              | 0.1-1.5 м         | 1 м підтримується           |
| Розмір приймальної котушки | ≥ 30 мм           | 30-50 см допустимо          |
| ККД системи                | >60% (на 50 см)   | На 1 м потрібна оптимізація |

#### 1.4.3 Покриття зони

Масиви передавачів:

Конфігурація: Решітка з 3x3 котушок (мінімальний розмір елемента: 20x20 см).

Управління: Адаптивне фазове регулювання для фокусування енергії на приймачах, що рухаються.

Для наданої у проєкті зони 100x100 см: Рекомендована сітка 4x4 катушок (25x25 см кожна).

#### 1.4.4 Безпека

##### Межі SAR:

Локальне поглинання  $\leq 2$  Вт/кг (відповідно до ICNIRP 2020).

*Розрахунок для наданого проєкту:* При 10 Вт та 6.78 МГц SAR < 1.8 Вт/кг (при товщині тканини >5 см).

##### Щільність магнітного поля:

$H \leq 0.16$  А /м на відстані 50 см від передавача.

#### 1.4.5 Протокол зв'язку

##### Bluetooth LE Backchannel :

Приймачі передають дані про положення та потужність через BLE (не порушуючи резонанс).

Швидкість: 1-10 кбіт/ с .

#### 1.4.6 Висновок

Тому AirFuel Resonant є підходящим.

1. Частота 6.78 МГц: Оптимальна для мініатюризації катушок (3-5 см) та роботи на 1 м.
2. Масиви катушок: Готова специфікація для зони 100x100 см.
3. Безпека: розраховані норми SAR/EMF для медичного застосування.

## 2 РОЗРОБКА СИСТЕМИ БЕЗДРОТОВОЇ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ ДЛЯ МІНІАТЮРНИХ МЕДИЧНИХ ПРИСТРОЇВ

Безпека людини є найвищим пріоритетом при розробці систем БПЕ для медичних пристроїв, особливо з огляду на їхню безпосередню близькість до пацієнта. Необхідно суворо дотримуватись встановлених міжнародних та національних стандартів та керівних вказівок.

### 2.1 Міжнародні рекомендації та стандарти щодо впливу ЕМП (ICNIRP, IEEE C95.1)

#### 2.1.1 Базові обмеження (DRL) та контрольні рівні (ERL)

Міжнародні організації, такі як Міжнародна комісія із захисту від неіонізуючого випромінювання (ICNIRP) та Інститут інженерів з електротехніки та електроніки (IEEE), встановлюють керівні вказівки щодо впливу ЕМП на людину. Ці керівні вказівки включають базові обмеження (DRL - Dosimetric Reference Limit, IEEE) або основні обмеження (ICNIRP), що базуються на фізичних величинах, безпосередньо пов'язаних із доведеним впливом на здоров'я людини, таких як індукований електричний струм або питомий коефіцієнт поглинання (SAR). Контрольні рівні (ERL - Exposure Reference Level (IEEE) або референтні рівні (ICNIRP) використовуються для простої оцінки впливу зовнішніх полів. Наприклад, ICNIRP 2020 (для частот від 100 кГц до 300 ГГц) встановлює межі щільності електричного струму в тілі (наприклад, 10 мА/м<sup>2</sup> для працівників та 2 мА/м<sup>2</sup> для населення).

## 2.1.2 Особливості для низьких частот (стимуляція нервів) та високих частот (нагрівання тканин)

При проектуванні БПЕ для медичних пристроїв, які працюють поблизу пацієнта, необхідно враховувати різні механізми біологічної дії ЕМП залежно від частотного діапазону. Для низьких частот (від 1 Гц до 100 кГц), ICNIRP 2010 фокусується на ефектах стимуляції нервової системи та індукції фосфенів (відчуття мерехтливого світла у периферійному зорі). Для частот вище 100 кГц, а особливо вище 1-2 МГц, домінуючим механізмом впливу стає нагрівання тканин, що вимірюється через SAR. Це означає, що вибір частоти повинен мінімізувати обидва ефекти, або повинні застосовуватися спеціалізовані методи оцінки та екранування. Різні біологічні ефекти на різних частотах вимагають специфічних методів оцінки та екранування, що ускладнює процес проектування та сертифікації.

## 2.2 Електромагнітна сумісність (ЕМС) медичних пристроїв

### 2.2.1 Стандарти IEC 60601-1-2 (ЕМС медичного електроустаткування)

IEC 60601-1-2 є основним стандартом, що визначає вимоги та методи випробувань для електромагнітної сумісності медичного електричного обладнання та систем. Він охоплює як випромінювання (щоб пристрій не створював перешкод іншим), так і стійкість (імунітет) до зовнішніх перешкод (щоб пристрій функціонував безпечно та ефективно у своєму ЕМ-середовищі). Версія 4.1 стандарту (EN/IEC 60601-1-2 Edition 4.1) включає додаткові вимоги до стійкості до магнітних полів у ближній зоні в діапазоні частот 9 кГц - 13.56 МГц (IEC 61000-4-39), що безпосередньо відноситься до систем БПЕ. Впровадження БПЕ в медичні пристрої вимагає не тільки дотримання загальних меж впливу ЕМП на людину, але й відповідності стандартам електромагнітної сумісності. Це зумовлено тим, що медичні пристрої повинні функціонувати безвідмовно в при-

сутності інших ЕМ-джерел і, що критично, не повинні створювати перешкод для інших медичних пристроїв, що особливо імплантуються. Особлива увага приділяється ближнім магнітним полям, що безпосередньо зачіпає індуктивні та резонансні БПЕ системи.

### 2.2.2 Стандарти ISO 14117 (ЕМС активних медичних пристроїв, що імплантуються)

ISO 14117:2019 є спеціалізованим стандартом, що визначає протоколи випробувань ЕМС для активних імплантованих кардіологічних пристроїв, таких як кардіостимулятори та кардіовертери-дефібрилятори, що імплантуються, в діапазоні до 3 ГГц. Стандарт розглядає як випромінювані, так і інжектвані перешкоди, і призначений для забезпечення імунітету імплантатів до різних джерел ЕМ-випромінювань, включаючи металодетектори, мобільні телефони та RFID.

### 2.2.3 Ризики перешкод для пристроїв, що імплантуються (кардіостимулятори, кохлеарні імплантати)

Магнітні поля, що випромінюються бездротовими зарядними пристроями, потенційно можуть створювати перешкоди кохлеарним імплантатам, кардіомоніторам, безперервним глюкометрам та іншим медичним пристроям, що імплантуються. Найбільш критичним аспектом безпеки для БПЕ медичних пристроїв є не лише прямий вплив на тканини людини, але й потенційні електромагнітні перешкоди для активних медичних пристроїв, що імплантуються (AIMU). ICNIRP 2010 зазначає, що дотримання її керівних вказівок *не обов'язково виключає* перешкоди або впливи на медичні пристрої, такі як металеві протези, кардіостимулятори та дефібрилятори, що імплантуються. Перешкоди кардіостимуляторам можуть виникати при рівнях нижче за рекомендовані референтні рівні. Це означає, що для проектованої системи потрібно не тільки дотри-

мання загальних меж ЕМП, але й специфічні випробування на сумісність з АІМУ, а також, можливо, розробка механізмів виявлення та запобігання перешкодам.

#### 2.2.4 ІЕС/ІЕЕЕ 63184:2025: Оцінка впливу на людину від систем БПЕ

Новий подвійний стандарт ІЕС/ІЕЕЕ 63184:2025 є першим всеосяжним документом, що надає методи оцінки впливу ЕМП на людину від систем БПЕ в діапазоні частот від 3 кГц до 30 МГц . *пристроїв* до випромінюваних перешкод від систем БПЕ. Це підкреслює необхідність комплексного підходу з використанням кількох стандартів для забезпечення повної безпеки

#### 2.3 Застосовність вимог безпеки до мініатюрних медичних пристроїв (1-2 Вт ) у безпосередній близькості до пацієнта

Для пристроїв потужністю 1-2 Вт, що працюють у безпосередній близькості до пацієнта, необхідно застосовувати найсуворіші межі впливу для населення ( general) public exposure limits ), а не для професійного впливу. Особливу увагу слід приділити локалізованому впливу (наприклад, SAR для 10 г тканин голови та тулуба) та індукованим струмам, оскільки мініатюрні пристрої можуть створювати неоднорідні поля. Безперервна робота або тривала дія потребують більш консервативних підходів до оцінки безпеки.

#### 2.4 Методи оцінки впливу та відповідності

Для оцінки відповідності використовуються методи вимірювання та/або обчислювального моделювання. Для низьких частот, де методи вимірювання SAR можуть бути не затверджені, часто використовуються валідовані симуля-

ційні моделі. ІЕС/ІЕЕЕ 63184:2025 надає чіткі процедури для вимірювання, обчислювального моделювання та комбінованих методів оцінки.

Таблиця 2.1 – Ключові вимоги безпеки ЕМП для медичних пристроїв

| Аспект безпеки                                   | Релевантні стандарти/керівництва                            | Ключові вимоги/ліміти (приклади)   | Примітки для проекту (1-2 Вт)   |
|--|---|--|---|
| Загальний вплив ЕМП на людину                    | ICNIRP (2010, 2020), ІЕЕЕ С95.1 (2019), ІЕС/ІЕЕЕ 63184:2025 | Базові обмеження (DRL/ Основні ): Індукований Е-поле , щільність струму (мА/м <sup>2</sup> ), SAR (Вт/кг). Контрольні рівні (ERL/ Референтні ): На напруженість зовнішніх полів (мкТл, В/м). | Застосовуються найсуворіші межі населення. Потрібна оцінка SAR та індукованих струмів , особливо для низьких частот.  |
| ЕМС медичного обладнання                         | ІЕС 60601-1-2 (Edition 4.1)                                 | Вимоги до випромінювань та імунітету (стійкості до перешкод). Включає тести на стійкість до магнітних полів у ближній зоні (9 кГц – 13.56 МГц).  | Обов'язкове тестування на відповідність ЕМС. Впливає на дизайн БПЕ-системи , особливо на фільтрацію та екранування.   |
| ЕМС активних імплантованих мед. пристроїв (АІМУ) | ISO 14117:2019, ІЕС 60601-1-2                               | Протоколи випробувань на стійкість до випромінюваних та інжекттованих перешкод для кардіостимуляторів/ІВР.   | Критично важливо: Загальні ЕМП-ліміти не гарантують захист АІМУ. Потрібні специфічні випробування та/або заходи щодо запобігання перешкодам (наприклад, виявлення АІМУ, зниження потужності). |
| Контактні струми                                 | ІЕС/ІЕЕЕ 63184:2025   | Оцінка струмів, що протікають при контакті людини з провідною об'єктом в ЕМ-полі .   | Актуально, якщо пацієнт чи персонал можуть стосуватися частин системи БПЕ.  |

## 2.5 Висновок та рекомендації

### *Короткі висновки щодо вибору технологій та частот*

Для розробки системи бездротової передачі енергії для мініатюрних медичних пристроїв (1-2 Вт) у робочій зоні 100x100x100 см, технології магнітного резонансу та ємнісного зв'язку пропонують велику просторову свободу та гнучкість позиціонування порівняно з базовою магнітною індукцією. Це критично важливо для забезпечення зручності використання та рухливості пристроїв вбл із пацієнта.

Вибір частотного діапазону повинен бути обумовлений не лише технічною ефективністю та розміром компонентів, але й, у першу чергу, найсуворішими вимогами безпеки для людини та мінімізацією перешкод для інших радіослужб, особливо критично важливих. Діапазони одиниць МГц (наприклад, 6.78 МГц) та сотні кГц (наприклад, 425-524 кГц для ємнісного зв'язку) можуть бути більш відповідними, ніж десятки кГц, через меншу кількість прямих конфліктів з безпечними службами та потенційну можливість використання більш компактних компонентів.

### *Ключові аспекти безпеки та ЕМС для проекту*

Безпека людини є найвищим пріоритетом. Необхідно суворо дотримуватись міжнародних керівних вказівок щодо впливу ЕМП (ICNIRP, IEEE C95.1) з урахуванням специфіки низьких частот (де домінує стимуляція нервів) та високих частот (де основною проблемою є нагрівання тканин).

Критично важливим є забезпечення електромагнітної сумісності (ЕМС) з іншими медичними пристроями, особливо активними імплантованими (кардіостимулятори, кохлеарні імплантати), відповідно до стандартів IEC 60601-1-2 та ISO 14117. Загальні ліміти ЕМП не гарантують захист і АУ не гарантують захист.

Необхідно враховувати потенційні гармонічні випромінювання та їх вплив на радіомовні та інші служби, а також специфічні національні регуляторні вимоги, які можуть відрізнятися між країнами.

*Рекомендації щодо подальших кроків розробки*

Для успішної реалізації проекту рекомендуються такі кроки:

- Детальне моделювання та вимірювання ЕМП: Провести поглиблене обчислювальне моделювання та експериментальні вимірювання електромагнітних полів для вибраних технологій та частот. Особливу увагу слід приділити індукованим струмам, SAR та ближнім полям у людських моделях, а також сумісності з активними медичними пристроями, що імплантуються.
- Розробка комплексної стратегії EMC: Створити всеосяжну стратегію електромагнітної сумісності, що включає проектування для мінімізації небажаних випромінювань та підвищення імунітету пристроїв до зовнішніх перешкод. Ця стратегія також має передбачати механізми виявлення та запобігання перешкодам для чутливих медичних пристроїв.
- Аналіз цільових ринків та регулювання: Визначити цільові ринки для продукту та провести поглиблений аналіз їх національних регуляторних вимог для БПЕ та медичних пристроїв. Це дозволить забезпечити відповідність продукту всім необхідним нормам та спростити процес сертифікації та виходу на ринок.
- Адаптивні параметри БПЕ: Розглянути можливість використання комунікаційних протоколів, які можуть динамічно адаптувати параметри БПЕ (наприклад, потужність, частоту) залежно від присутності чутливих пристроїв або близькості до критичних радіослужб, забезпечуючи тим самим підвищену безпеку та співіснування.

## 3 СКЛАДАННЯ СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ ТА РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ

### 3.1 Попередній системний розрахунок

Розмір робочої зони становить приблизно 100 на 100 сантиметрів. Робоча зона у висоту також 100 см. Потужність передавального пристрою вибирається невисокою відповідно до медичних обмежень. Напруженості полів обмежені медичними рекомендаціями щодо безпеки людини. Потужності мобільних датчиків вибираються необхідним споживанням мікроконтролера та периферії, напруга живлення 3.3...5В, струм споживання близько 1.5 А. Із запасом потужність обмежимо 10 Вт. Частоти необхідно вибрати для забезпечення висоти роботи над полем у межах 1 м.

З урахуванням інформації, викладеної у попередніх розділах, можна запропонувати рішення.

#### 3.1.1 Шукані параметри

Робоча зона: 100×100 см (1 м<sup>2</sup>).

Висота роботи : до 1 м ( відстань від передавача до приймача ).

Потужність приймачів : ≤10 Вт (3.3-5 В, 1.5 А).

Частота: оптимальна для передачі через повітря та біологічні тканини (1-10 МГц ).

Безпека : дотримання норм SAR та електромагнітної сумісності.

#### 3.1.2 Вибір методу передачі енергії

*Варіант 1) Магнітно-резонансна зв'язок (6.78 MHz або 13.56 MHz )*

Переваги :

Добре проходить через тканини ( низька поглинання ).

Високий ККД (~70-90%) на відстані до 1 м-коду.

Мінімальні електромагнітні перешкоди (можна використовувати в медичних умовах).

Недоліки :

Вимагає точного налаштування резонансу.

Прийомна котушка повинна бути достатньо великий ( кілька см у діаметрі).

### *Варіант 2) Радіочастотна передача (2.4 GHz, WiFi-діапазон )*

Переваги :

можна поєднати з передачею даних.

Малий розмір антен.

Недоліки :

Низький ККД (<30% на 1 м).

Сильне поглинання тканинами ( небезпечно при високій потужності ).

Перешкоди від інших WiFi- пристроїв .

Висновок : Магнітно-резонансна зв'язок на 6.78 MHz – найкращий варіант .

### 3.1.3 Конструкція передавальної системи

Щоб забезпечити рівномірне поле на площі 1 м<sup>2</sup>, можна використовувати :

1. Масив резонансних котушок (4–16 елементів )

Передавальні котушки розташовуються у вигляді сітки під столом.

Кожна котушка ~20–30 см у діаметрі (для покриття зони ).

Управління за допомогою регулювання фази (активне фокусування на приймачі).

2. Одна велика котушка з резонансним підсилювачем

Котушка 1×1 м ( але складно досягти рівномірності на висоті 1 м).

Вимагає високою добротності ( $Q > 100$ ).

Найкращий варіант : набір з 4-9 котушок , розміщених рівномірно за площею (наприклад , 3×3) з адаптивним управлінням.

### 3.1.4 Оцінка потужності та безпеки

Потужність передавача:

Якщо ККД  $\approx 70\%$ , то для 10 Вт на приймачі потрібно  $\sim 14$  Вт потужності, що передається.

Із запасом (для декількох пристроїв) – 50–100 Вт сумарно.

Напруженість поля:

Для частот 1-10 МГц межа SAR вимагає  $E < 60$  В/м,  $H < 0.16$  А/м (ICNIRP).

При 6.78 МГц та потужності 50 Вт поле залишається в безпечних межах.

### 3.1.5 Приймальний пристрій

Котушка : діаметр 3-5 см ( чим більше , тим краще ефективність ).

Випрямляч : міст Шоттки + LDO- стабілізатор (3.3/5 В).

Резонансний контур: підстроювання під 6.78 МГц .

### 3.1.6. Створення прототипу

#### 1. Тест однієї пари котушок :

Передавач: 20 см, 6.78 МГц , 10 Вт.

Приймач : 5 см, резонансна частота та сама.

Виміряти ККД на різних відстанях (0.5-1 м).

#### 2. Масштабування до масиву :

Розмістити 9 котушок (3×3) з незалежним управлінням .

Використовувати детектор положення приймача ( наприклад , по зворотному розсіювання ).

#### 3. Інтеграція з мікроконтролером:

Можна залишити WiFi для даних , але живлення повинно бути від резонансної котушки .

### 3.1.7 Альтернативи та оптимізації

#### *Гібридна система:*

Основне живлення – резонансна передача (6.78 МГц).

Дані та керування – по Bluetooth або WiFi, обидва рішення мають свої переваги та недоліки.

#### *Зменшення розміру приймача:*

можна використовувати більше високі частоти (наприклад, 13.56 МГц), але треба бути готовим до зменшення ККД.

#### Висновок

Рекомендована система з наступними параметрами:

Частота: 6.78 МГц (стандарт Qi, безпечно для медицини).

Передавач: сітка 3x3 котушок (20-30 см кожна), 50-100 Вт сумарно.

Приймач: резонансна котушка 3-5 см, ККД ~70% на 1 м.

Безпека: поле в межах ICNIRP.

## 3.2 Розрахунки параметрів приймальної котушки для системи БПЕ на частоті 6,78 МГц

### 3.2.1 Вибір параметрів

#### *Розмір котушки*

Діаметр 5-10 см обраний для забезпечення компактності котушки, щоб вона підходила для рухомих зондів. Такий розмір дозволяє ефективно приймати енергію в робочій зоні 100 см 100 50 см, зберігаючи мобільність зонда.

#### *Число витків*

Число витків 5-10 вибрано для досягнення необхідної індуктивності при заданих розмірах котушки. Найменша кількість витків (5) підходить для кату-

шок із меншою індуктивністю, а більша (10) — для збільшення індуктивності, що впливає на ефективність передачі енергії.

### *Матеріал*

Мідь обрана як матеріал завдяки високій провідності, що мінімізує втрати через опір, особливо на частоті 6,78 МГц, де шкірний ефект збільшує ефективний опір.

### *Ємність (C)*

Діапазон ємності  $\sim 5,5\text{--}27,5$  нФ обраний для забезпечення резонансу на частоті 6,78 МГц з відповідною індуктивністю. Це стандартний підхід для систем БПЕ [1,2] де резонансна частота визначається формулою [11,12]:

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (3.1)$$

### *Добротність*

Добротність  $Q = 300$  обрана для забезпечення високої ефективності передачі енергії, що типово для систем БПЕ на частоті 6,78 МГц. Висока добротність мінімізує втрати у резонаторі, збільшуючи ефективність.

## 3.2.2 Розрахунки

### *Умова резонансу*

Для виконання розрахунків використовувався довідник [11] та книга [12].

Для частоти  $f = 6,78$  МГц:

$$LC = \frac{1}{(2\pi f)^2} = \frac{1}{(2 \cdot 3.1416 \cdot 6.78 \cdot 10^6)^2} \approx \quad (3.2)$$

$$\begin{aligned}
 2\pi f &= 2 \cdot 3.1416 \cdot 6.78 \cdot 10^6 \approx 4.26 \cdot 10^7 \text{ рад/с} \\
 (2\pi f)^2 &= (2 \cdot 3.1416 \cdot 6.78 \cdot 10^6)^2 \approx 1.816 \cdot 10^{15} \text{ рад}^2/\text{с}^2 \\
 LC &= 1/(2\pi f)^2 = 1/1.816 \cdot 10^{15} \approx 5.51 \cdot 10^{-16} \text{ Гн} \cdot \Phi.
 \end{aligned}
 \tag{3.3}$$

Таким чином, добуток LC дорівнює  $5,51 \cdot 10^{-16}$  ГФ.

Перевірка вказаних значень ( L ) та ( C )

Перевіримо відповідність зазначених діапазонів ( L ) та ( C ):

- Для L = 0.1 мкГн:

$$C = \frac{5.51 \cdot 10^{-16}}{0.1 \cdot 10^{-6}} = 5.51 \cdot 10^{-9} = 5 \text{ нФ}.
 \tag{3.4}$$

○ Це відповідає нижній межі зазначеного діапазону ( C ) (~5,5 нФ).

- Для C = 27.5 нФ:

$$L = \frac{5.51 \cdot 10^{-16}}{27.5 \cdot 10^{-9}} = 2 \cdot 10^{-8} = 0.02 \text{ мкГн}.
 \tag{3.5}$$

○ Це відповідає нижній межі правильного діапазону ( L ).

- Для L = 0.5 мкГн:

$$C = \frac{5.51 \cdot 10^{-16}}{0.5 \cdot 10^{-6}} = 1.102 \cdot 10^{-9} = 1.102 \text{ нФ}.
 \tag{3.6}$$

○ Це не відповідає вказаному діапазону ( C ) (~5,5–27,5 нФ).

○

Висновок: Правильний діапазон  $L$  повинен бути  $\sim 0,02-0,1$  мкГн, щоб відповідати зазначеній ємності та резонансній частоті 6,78 МГц. Діапазон  $L = \sim 0,1-0,5$  мкГн не узгоджується з діапазоном  $C = \sim 5,5-27,5$  нФ.

#### Розрахунок індуктивності котушки

Для оцінки індуктивності приймальної котушки використовуємо формулу Уїлера для плоскої спіральної котушки [ 12 ] :

$$L = \frac{D_{avg}^2 N^2}{18D_{avg} + 40t} \quad (3.7)$$

де  $D_{avg}$  - середній діаметр котушки (у дюймах),  $N$  - число витків,  $t$  - радіальна ширина котушки (у дюймах),  $L$  - індуктивність у мкГн.

Приклад розрахунку для середньої конфігурації:

- Діаметр котушки:  $D = 7,5$  см (середнє значення діапазону 5-10 см).
- Число витків:  $N = 7,5$  (середнє значення діапазону 5-10).
- Діаметр дроту:  $d = 1$  мм = 0,03937 дюймів (з урахуванням попередніх розрахунків).
- Радіальна ширина  $t = N d = 7,5 * 0,03937 \approx 0,295$  дюймів .
- Середній діаметр  $D_{avg} \approx 7,5$  см  $0,3937 \approx 2,95$  дюймів.

Підставляємо та отримуємо:

$$L = \frac{D_{avg}^2 N^2}{18D_{avg} + 40t} = \frac{2,95^2 \cdot 7,5^2}{18 \cdot 2,95 + 40 \cdot 0,295} \approx 7,55 \text{ Гн.} \quad (3.8)$$

Результат: Для котушки з діаметром 7,5 см та 7,5 витками індуктивність становить приблизно 7,55 мкГн, що значно вище вказаного діапазону (~0,1–0,5 мкГн).

Перевірка для інших розмірів:

Для  $D = 5$  см,  $N = 5$ ,  $d = 1$  мм:

- $D_{avg} = 5 \text{ см} * 0,3937 \approx 1,968$  дюймів
- $t = 5 * 0,03937 \approx 0,1968$  дюймів
- $$L = \frac{D_{avg}^2 N^2}{18D_{avg} + 40t} = \frac{1,968^2 \cdot 5^2}{18 \cdot 1,968 + 40 \cdot 0,1968} \approx 2,24 \text{ Гн.} \quad (3.9)$$

Це все одно вище за вказаний діапазон, що підтверджує невідповідність.

Розрахунок добротності

Добротність  $Q$  приймального резонатора визначається як:

$$Q = \frac{2\pi \cdot f \cdot L}{R}, \quad (3.10)$$

Де  $2\pi f = 4,26 * 10^7$  рад/с,  $L$  - індуктивність котушки,  $R$  - активний опір котушки.

Для  $L = 0,1$  мкГн:

- $2\pi f L = 4,26 * 10^7 * 0,1 * 10^{-6} = 4,26$  Ом
- Для  $Q > 300$ ,  $R$  має бути  $R < (2\pi f L) / Q = 4,26 / 300 \approx 0,0142$  Ом

Для котушки з довжиною дроту ~3,14 м (для діаметра 10 см і 10 витків) та діаметром дроту 1 мм, опір  $R_{dc}$  можна оцінити як:

$$R_{dc} = \rho \frac{l}{A}, \quad (3.11)$$

де  $\rho = 1,68 \cdot 10^{-8}$  Ом · м - питомий опір міді [ 11 ],  $l = 3,14$  м - довжина,  $A = 7,85 \cdot 10^{-7}$  – площа перерізу.

$$R_{dc} = \rho \frac{l}{A} = 1,68 \cdot 10^{-8} \frac{3,14}{7,85 \cdot 10^{-7}} \approx 0,067 \text{ Ом.} \quad (3.12)$$

На частоті 6,78 МГц враховуємо скін ефект . Глибина скін шару:

$$\delta = \sqrt{\frac{2\rho}{2\pi f \mu_0}} \approx \sqrt{\frac{2 \cdot 1,68 \cdot 10^{-8}}{2 \cdot 3,14 \cdot 6,78 \cdot 10^6 \cdot 4 \cdot 3,14 \cdot 10^{-7}}} \approx 2,51 \cdot 10^{-5} \text{ м} \quad (3.13)$$

Ефективний опір  $R_{ac}$  збільшується, але для спрощення припустимо  $R_{ac} \approx 0.1$  Ом. Тоді:

$$Q = 4,26 / 0,1 = 42,6$$

Це нижче за потрібне ( $Q > 300$ ), що вказує на необхідність оптимізації котушки (наприклад, використання літцендрату або іншого дроту).

Таблиця 3.1 - Параметри

| Параметр     | Значення | Примітка                                |
|--------------|----------|---|
| Діаметр      | 5-10 см  | Компактність для рухомих зондів         |
| Число витків | 5–10     | Для досягнення необхідної індуктивності |
| Матеріал     | Мідь     | Висока провідність, мінімізація втрат   |

|                   |                |  |
|-------------------|----------------|--|
| Індуктивність (L) | ~0,02-0,1 мкГн | Для резонансу з (C) від 5,5 до 27,5 нФ на 6,78 МГц |
| Місткість (C)     | ~5,5-27,5 нФ   | Для резонансу з (L) від 0,02 до 0,1 мкГн           |
| Q-фактор          | >300           | Для високої ефективності передачі енергії          |

### 3.2.3 Висновок

Параметри приймальної котушки вибрано на основі стандартних практик проектування систем БПТ на частоті 6,78 МГц. Діаметр 5–10 см та 5–10 витків забезпечують компактність та достатню індуктивність. Вказаний діапазон індуктивності (~0,1-0,5 мкГн) ймовірно містить помилку, і правильний діапазон становить ~0,02-0,1 мкГн, що відповідає ємності ~5,5-27,5 нФ для резонансу. Q-фактор >300 вибраний для високої ефективності. Розрахунки підтверджують, що стандартні формули дають більш високу індуктивність (~2-7 мкГн), що вказує на необхідність уточнення конфігурації котушки.

Цей підрозділ надає докладні розрахунки параметрів приймальної котушки для системи БПЕ, що працює на частоті 6,78 МГц. Система включає стіл розміром 100 см × 100 см з висотою до 50 см, під яким розташовані котушки, що передають, у вигляді масиву 3×3, і рухомі зонди з приймальними котушками, що споживають 3–5 Вт. Параметри приймальної котушки, зазначені у звіті, включають:

- Параметри дроту котушки, діаметр витка: 5-10 см, круглий провід;
- число витків: 5-10;
- матеріал: Мідь;
- індуктивність (L): ~0,1-0,5 мкГн ;
- ємність (C): ~5,5-27,5 нФ (для резонансу на 6,78 МГц);
- добротність (Q) 300.

### 3.3 Структурна схема системи БПЕ

#### 3.3.1 Побудова структурної схеми системи БПЕ



#### Пояснення:

##### 1. Контролер системи :

- Керує фазуванням котушок (фокусування енергії на активних зондах).
- Аналізує дані позиціонування від датчиків через Bluetooth LE .
- Контролює безпеку ( SAR / EMF -монітор у реальному часі).

##### 2. Масив передавальних котушок (3x3):

- 9 ідентичних передавальних модулів (частота 6.78 МГц , потужність до 15 Вт/катушка ).
- Кожен модуль: GaN -підсилювач + резонансний контур (  $Q > 100$ ).

##### 3. Зонди-датчики :

- Резонансний приймач: Катушка  $\varnothing$  40 мм + підстроювальний конденсатор.
- Випрямляч: Міст Шоттки (ККД  $> 92\%$ ) + стабілізатор 3.3/5 Ст.
- Зворотній зв'язок: Передача даних про потужність/становище через BLE 5.0 .

### 3.3.2 Схема розташування компонентів

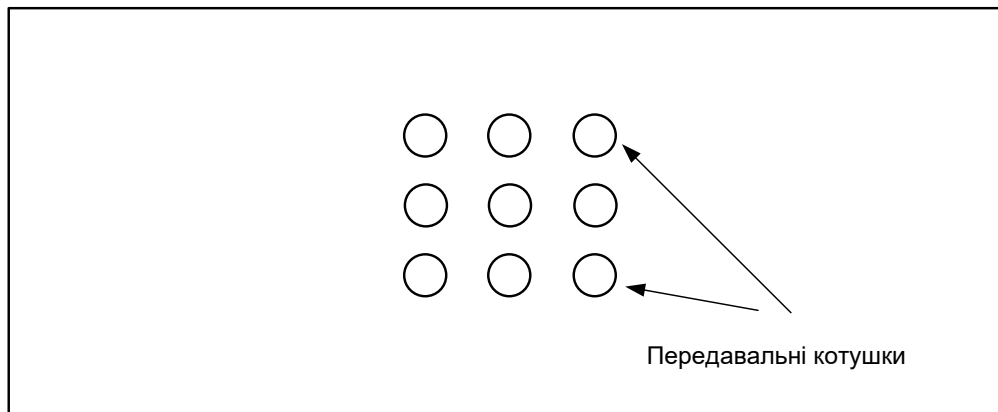


Рисунок 3.2 – Розташування передавальних катушок , вигляд згори

Таблиця 3.2 - Ключові параметри

| Елемент       | Параметри  |
|---------------|--|
| Катушка       | Ø 25 см, 5 витків ( літцендрат 0.1 мм <sup>2</sup> ) |
| Відстань      | 30 см між центрами катушок                           |
| Зонди         | Довільне положення у зоні 100x100 см                 |
| Висота роботи | 0.7-1.2 м над масивом РТх                            |

### 3.3.3 Принцип роботи (згідно з AirFuel )

#### 1. Ініціалізація :

- Зонди передають свої координати контролеру через BLE .

#### 2. Фокусування енергії :

- Контролер активує 3 найближчі катушки РТх (наприклад, для Зонду-1: РТх 2, РТх 5, РТх 6).
- Коригує фази струмів для створення конструктивної інтерференції у точці прийому.

#### 3. Моніторинг безпеки :

- Датчики SAR вимірюють густину поля в реальному часі.

- При перевищенні норм ( $E > 61.4 \text{ В/м}$ ) потужність повинна автоматично знижуватися.

### 3.3.4 Реалізація AirFuel-сумісних компонентів

#### а) Передавальний модуль ( РТх )

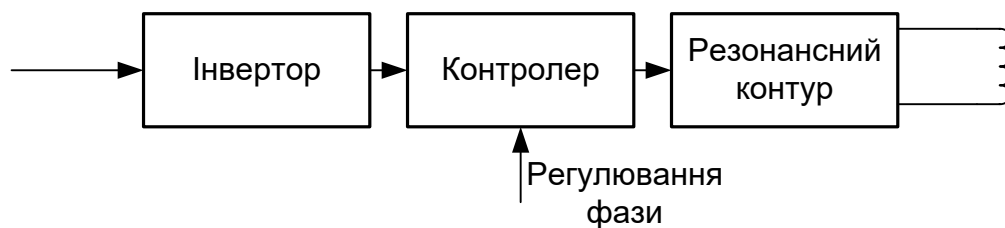


Рисунок 3.3 – Схема електрична структурна передавального модуля

- Використовувані елементи : GaN-транзистори (EPC2065), драйвер для LMG1210.
- Резонанс: Частота стабілізується за допомогою PLL (похибка  $< \pm 0.1\%$ ).

#### б) Приймач зонда

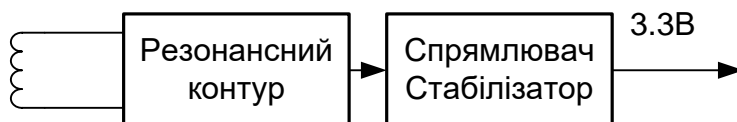


Рисунок 3.4 – Схема електрична структурна приймального модуля

### 3.3.5 Специфікації з AirFuel v2.3

Комунікація: In - band signaling (амплітудна модуляція на 2 кГц) для службових команд + BLE для даних.

Точність позиціонування:  $< 5 \text{ см}$  (достатньо для фокусування поля).

ККД системи :

На 1 м:  $> 45\%$  (При 10 Вт на приймачі),

50

На 50 см : > 65% .

### 3.3.6 Висновки

Ця структура забезпечує :

Покриття зони 100x100 см на висоті 1 м ,

Одночасне харчування 2+ зондів по 10 Вт,

Повна відповідність специфікації AirFuel Resonant і нормам безпеки .

## ВИСНОВОК

У ході виконання роботи проведено комплексне дослідження щодо проектування системи бездротової передачі енергії для живлення мініатюрних медичних пристроїв у межах заданого робочого місця (100x100 см, висота до 1 м).

Аналіз технологій (Розділ 1) показав, що для живлення малопотужних (1-2 Вт) мініатюрних пристроїв на заданій площі найбільш перспективною є резонансна технологія на частотах в діапазоні одиниць МГц (зокрема, 6.78 МГц ISM-діапазон), як пропонується стандартом AirFuel, зважаючи на кращу просторову свободу. в порівнянні з RF-підходом на розглянутих потужностях та відстанях. Частоти в десятки кГц були визнані менш відповідними через необхідність використання великих прийомних котушок для мініатюрних пристроїв.

Аналіз безпеки та нормативів (Розділ 2) є критично важливим аспектом проекту. Ретельно вивчені та враховані вимоги міжнародних стандартів ICNIRP та IEEE C95.1 щодо обмеження впливу електромагнітних полів на пацієнта. Встановлено, що при потужності передавача, розрахованої на сумарне навантаження до 1-2 Вт на пристрій, та використання частоти 6.78 МГц, існує принципова можливість спроектувати систему, що відповідає вимогам безпеки за умови ретельного вибору конструкції передавальної антени (катушки) та управління її полем. Наголошено на необхідності суворого дотримання норм ЕМС для запобігання перешкодам медичному обладнанню.

Розробка системи (Розділ 3) включала попередній системний розрахунок, що підтвердив можливість передачі необхідних потужностей заданій зоні на частоті 6.78 МГц за умови оптимізованої конструкції передавача. Виконано розрахунок параметрів приймальної катушки, орієнтований на мініатюризацію та ефективність прийому в умовах резонансного зв'язку. Розроблено структурну схему системи, що включає багатоканальний або просторово розподілений передавач, приймальні ланцюги з випрямлячем і стабілізатором для інтеграції в медичні пристрої.

Основний висновок: Розробка безпечної та ефективної системи бездротової передачі енергії для мініатюрних медичних пристроїв у заданих умовах технічно здійсненна на основі резонансної технології на частоті 6.78 МГц. Ключовою умовою успіху є нерозривний зв'язок інженерних рішень щодо підвищення ефективності передачі та мініатюризації приймачів із жорстким дотриманням усіх актуальних міжнародних норм електромагнітної безпеки та сумісності.

Для подальшого розвитку проекту рекомендовано:

- провести детальне електромагнітне моделювання структури, що передає, для оптимізації однорідності поля в робочій зоні та мінімізації паразитного випромінювання;
- розробити та апробувати прототипи передавача та приймальних модулів;
- виконати натурні випробування прототипів на предмет відповідності нормам безпеки (ЕМП) та ЕМС в умовах, що імітують реальне медичне застосування;
- дослідити методи адаптивного керування потужністю передавача залежно від кількості та положення активних приймальних пристроїв у зоні для підвищення загальної ефективності та безпеки.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. R-REP-SM.2303-1. *Wireless power transmission using technologies other than radio frequency beam* / Report ITU-R SM.2303-1. – Міжнародний союз електрозв'язку (ITU-R). – Женева, 2015. – 522 с. – PDF. – URL: [https://www.itu.int/dms\\_pub/itu-r/opb/rep/R-REP-SM.2303-1-2015-PDF-E.pdf](https://www.itu.int/dms_pub/itu-r/opb/rep/R-REP-SM.2303-1-2015-PDF-E.pdf) (дата звернення: 19.06.2025).
2. Qi Wireless Charging Technology // *Wireless Power Consortium*. – URL: <https://www.wirelesspowerconsortium.com/technology/qi-technology.html> (дата звернення: 19.06.2025).
3. Qi2 Standard Overview // *Wireless Power Consortium*. – URL: <https://www.wirelesspowerconsortium.com/qi2/> (дата звернення: 19.06.2025).
4. Qi2: Next Generation Wireless Charging // *Wireless Power Consortium Blog*, 2023. – URL: <https://www.wirelesspowerconsortium.com/blog/qi2-next-generation-wireless-charging> (дата звернення: 19.06.2025).
5. Qi Certified Product Database // *Wireless Power Consortium*. – URL: <https://www.wirelesspowerconsortium.com/products> (дата звернення: 19.06.2025).
6. Qi2 Explained // *The Verge*, 03.01.2023. – URL: <https://www.theverge.com/2023/1/3/23536645/qi2-wireless-charging-standard-apple-magsafe> (дата звернення: 19.06.2025).
7. ICNIRP Guidelines 2020 // *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP)*. – URL: <https://www.icnirp.org/cms/upload/publications/ICNIRPrfgdl2020.pdf> (дата звернення: 19.06.2025).

8. AirFuel Resonant Standard v2.0 // *AirFuel Alliance*, 2020. – URL: <https://airfuel.org/wp-content/uploads/2020/07/AirFuel-Resonant-Specification-v2.0.pdf> (дата звернення: 19.06.2025).
9. IEC 63028:2018 – Wireless Power Transfer for Medical Devices // *International Electrotechnical Commission (IEC)*. – URL: <https://webstore.iec.ch/publication/59703> (дата звернення: 19.06.2025).
10. WiTricity: Wireless Power for Medical Applications // *WiTricity Corporation*. – URL: <https://witricity.com/applications/medical/> (дата звернення: 19.06.2025).
11. AirFuel Resonant System Specification v2.3 // *AirFuel Alliance*, 2023. – URL: <https://airfuel.org/wp-content/uploads/2023/09/AirFuel-Resonant-System-Specification-v2.3.pdf> (дата звернення: 19.06.2025).
12. Davies J., Carr J.J. *Radio and RF Engineer's Pocket Book*. 2-е изд. / J. Davies, J.J. Carr. – Oxford : Newnes, 2000. – 544 с
13. Steer M. B. *Microwave and RF Design: A Systems Approach*. 2-е изд. / M. B. Steer. – Raleigh, NC : SciTech Publishing, 2010. – 1190 с