

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій
Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і
технологій

**Пояснювальна записка
до кваліфікаційної роботи**

магістра

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему «Розробка системи бездротового електроживлення імплантатів»

XAI.502.564M.23O.163.1905041 ПЗ

Виконав: студент 6 курсу групи № 564M
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітня програма «Біомедична
інформатика та радіоелектроніка»

(код і найменування напрямку підготовки)

Цецхладзе Р. О.

(прізвище й ініціали здобувача)

Керівник: Олійник В. П.

(прізвище й ініціали)

Рецензент: Косуліна Н. Г.

(прізвище й ініціали)

Харків – 2024

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій
(повне найменування)
Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій
(повне найменування)
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
(код та найменування)
Освітня програма «Біомедична інформатика та радіоелектроніка»
(найменування)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувачка кафедри

О. В. Висоцька

(підпис)

(ініціали та прізвище)

«11»

жовтня 2023 р.

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ МАГІСТРА

Цецхладзе Рустам Олександрович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Розробка системи бездротового електроживлення імплантатів»
керівник роботи Олійник Володимир Петрович, к. т. н., доцент

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

затверджені наказом Університету № 1873а - уч від «10» жовтня 2023 року.

2. Термін подання здобувачем вищої освіти кваліфікаційної роботи 22.01.2024.

3. Вихідні дані до роботи: бездротове електроживлення імплантатів, довготривала потужність споживання – 20 Вт, номінальна напруга живлення протезу – 12 В, допустима нестабільність напруги живлення протезу – $\pm 0,5$ В, моніторинг показників стану імплантованих елементів та оточуючих біотканин, кількість інформаційних каналів – до 32.

4. Зміст пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розв'язати):

4.1. Аналітичний огляд методів бездротового живлення імлантатів.

4.2. Вибір методу бездротового електроживлення потужних імплантатів та технічних засобів його реалізації.

4.3. Побудова структури системи бездротового електроживлення імплантату.

4.4. Аналіз ефективності запропонованих технічних рішень.

5. Перелік графічного матеріалу (додатки):

5.1 Структура методів бездротовго живлення імплантатів (плакат, арк. А4).

5.2 Елементи магніто-індукційної системи бездротового електроживлення (плакат, арк. А4).

5.3 Структурна схема експериментального стенду для дослідження бездротового живлення імплантатів (плакат, арк. А4).

5.4 Схема електрична принципова радіоканалу обміну даними між імплантованими та зовнішніми елементами системи бездротового електроживлення (креслення, арк. А4).

5.5 Експериментальні залежності коефіцієнтів передачі від просторового розташування індукторів (плакат, арк. А4).

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Усі розділи	Олійник В. П., професор	10.10.2023	15.01.2024

Нормоконтроль _____ В. М. Олійник «19» січня 2024 р.
(підпис) (ініціали та прізвище)

7. Дата видачі завдання «10» жовтня 2023 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ п/п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання	10.10.2023	
2	Аналітичний огляд методів бездротового живлення імплантатів.	11.10.2023 – 06.11.2023	
3	Вибір методу бездротового електроживлення потужних імплантатів та технічних засобів його реалізації.	07.11.2023 – 01.12.2023	
4	Побудова структури системи бездротового електроживлення імплантату.	02.12.2023 – 18.12.2023	
5	Аналіз ефективності запропонованих технічних рішень.	19.12.2023 – 26.12.2023	
6	Оформлення пояснювальної записки	27.12.2023 – 21.01.2024	
7	Попередній захист роботи та усунення зауважень.	22.01.2024 – 23.01.2024	
8	Захист кваліфікаційної роботи.	24.01.2024	

Здобувач вищої освіти _____ Р. О. Цецхладзе
(підпис) (ініціали та прізвище)

Керівник кваліфікаційної роботи _____ В. П. Олійник
(підпис) (ініціали та прізвище)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи магістра: 93 с., 45 рис., 10 табл., 5 додатків, 33 джерела.

БЕЗДРОТОВЕ ЖИВЛЕННЯ, ВИМІРЮВАЛЬНИЙ СТЕНД, ЕЛЕКТРОМАГНІТНА ІНДУКЦІЯ, МОДУЛЬ BLUETOOTH, ПРИЙАЛЬНА ТА ПЕРЕДАВАЛЬНА КОТУШКИ, РАДІОКАНАЛ

Об'єкт дослідження - процес бездротового електроживлення з використанням магнітно-індукційного способу.

Мета роботи - розробка системи бездротового електроживлення імплантату з великою потужністю енергоспоживання та довготривалим використанням.

Методи дослідження – аналітичний огляд, математичне та фізичне моделювання.

В ході роботи проаналізовано найбільш поширені методи бездротового електроживлення: ультразвукового, магнітно-індукційного, електростатичного, мікрохвильового та лазерного. Обґрунтовано вибір магнітно-індукційного методу бездротового живлення імплантів з великою потужністю енергоспоживання та наведено приклади математичного моделювання параметрів індуктивно зв'язаних індукторів. Розроблено загальну структуру експериментального стенду для дослідження бездротового живлення імплантів. Визначені технічні показники окремих блоків стенду та розроблена детальна схема радіоканалу обміну даними показників електроживлення. Виконано оцінювання затрат на побудову макету експериментального стенду.

Запропоноване технічне рішення дозволяє побудувати універсальний експериментальний стенд для відпрацювання як методів бездротового живлення так і можливості застосування існуючих електронних блоків, модулів та індукторів з урахуванням медичних вимог.

ABSTRACT

Explanatory note to the qualification work of the master: 93 pages, 45 figures, 10 tables, 5 appendices, 33 sources.

WIRELESS POWER SUPPLY, BLUETOOTH MODULE, ELECTROMAGNETIC INDUCTION, RECEIVING AND TRANSMITTING COILS, MEASURING STAND, RADIO CHANNEL.

The object of research is the process of wireless power supply using a magnetic inductive method.

The purpose of the work is the development of a wireless power supply system for an implant with high power consumption and long-term use.

Research methods – analytical review, mathematical and physical modeling.

In the course of the work, the most common methods of wireless power supply were analyzed: ultrasonic, magnetic induction, electrostatic, microwave and laser. The choice of the magneto-induction method of wireless powering of implants with high power consumption is substantiated, and examples of mathematical modeling of the parameters of inductively coupled inductors are given. The general structure of the experimental stand for the study of wireless power supply of implants has been developed. The technical indicators of individual blocks of the stand were determined and a detailed diagram of the radio channel for data exchange of power supply indicators was developed. The cost estimation for the construction of the model of the experimental stand was carried out.

The proposed technical solution allows to build a universal experimental stand for testing both wireless power supply methods and the possibility of using existing electronic units, modules and inductors, taking into account medical requirements.

ЗМІСТ

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ.....	8
ВСТУП	9
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ БЕЗДРОТОВОГО ЖИВЛЕННЯ ІМПЛАНТАТІВ.....	11
1.1 Ультразвуковий метод передачі енергії.....	11
1.2 Метод електромагнітної індукції.....	12
1.2.1 Магнітно резонансний метод	24
1.3 Метод електростатичної індукції.....	25
1.4 Метод мікрохвильового випромінювання.....	27
1.5 Лазерний метод передачі енергії.....	30
2 ВИБІР МЕТОДУ БЕЗДРОТОВОГО ЕЛЕКТРОЖИВЛЕННЯ ПОТУЖНИХ ІМПЛАНТАТІВ ТА ТЕХНІЧНИХ ЗАСОБІВ ЙОГО РЕАЛІЗАЦІЇ.....	49
2.1 Вибір методу передачі енергії для бездротового електроживлення імплантатів.....	49
2.2 Поширені конструкції бездротового живлення електронних засобів	50
2.2.1 Мобільний зарядний пристрій Tesla Model 3 Wireless Phone Charger.....	50
2.2.2 Зарядний пристрій LTC4125.....	51
2.2.3 Модулі бездротової передачі енергії DC2554A та DC2386A-B.....	51
2.3 Моделювання магніто-індукційного способу електроживлення.....	53
2.3.1 Індуктивно зв'язані елементи.....	53
2.3.2 Резонанс в індуктивно зв'язаних контурах.....	54
2.3.3 Розрахункова модель в індуктивно зв'язаних контурах.....	58
2.3.4 Розрахунок індуктивності та ємності катушки.....	60
2.4 Методи компенсації зміщення індукторів у системах індуктивної черезшкірної передачі енергії.....	60
3 ПОБУДОВА СТРУКТУРИ СИСТЕМИ БЕЗДРОТОВОГО ЕЛЕКТРОЖИВЛЕННЯ ІМПЛАНТАТУ.....	67

3.1 Функціональна схема зовнішнього блоку живлення.....	67
3.2 Функціональна схема внутрішнього блоку живлення	68
3.3 Структурна схема експериментального стенду	70
3.4 Радіоканал телеметрії даних.....	71
3.5 Принципова схема електрична радіоканалу зв'язку	77
4 АНАЛІЗ ЕФЕКТИВНОСТІ ЗАПРОПОНОВАНИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ...	79
4.1 Опис експериментального стенду для дослідження бездротового електроживлення імплантатів	79
4.2 Розрахунок собівартості.....	79
4.3 Висновки маркетингового дослідження.....	84
ВИСНОВКИ	85
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ.....	86
ДОДАТОК А Структура методів бездротового живлення імплантатів.....	90
ДОДАТОК Б Елементи магніто-індукційної системи бездротового електроживлення.....	91
ДОДАТОК В Схема електрична принципова радіоканалу обміну даними між імплантованими та зовнішніми елементами системи бездротового електроживлення	92
ДОДАТОК Г Експериментальні залежності коефіцієнтів передачі від просторового розташування індукторів	93
ДОДАТОК Д Структурна схема експериментального стенду для дослідження бездротового живлення імплантатів.....	94

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

SPL – (Sound Pressure Level) звуковий тиск;

USB – (Universal Serial Bus) універсальна послідовна шина;

WREL – (Wireless Resonant Energy Link) технологія бездротової передачі електроенергії за допомогою магнітних полів;

НАСА – (National Aeronautics and Space Administration) Національне управління з авіації та дослідження космічного простору;

НВЧ – надвисокі частоти

ККД – коефіцієнт корисної дії;

КСХ – коефіцієнт стоячої хвилі;

ЕРС – електро рушійна сила.

ВСТУП

У галузі сучасної апаратної імплантології все більше уваги приділяється системам бездротового електроживлення. Існують добре вивчені методи та достатня кількість технічних засобів, що дозволяє використовувати бездротові системи передачі енергії в різних сферах, зокрема в медицині. Одним з потенційних застосувань бездротового електроживлення є вживання його для імплантатів.

Для імплантатів із низьким рівнем споживаної потужності, таких як кардіостимулятор або кохлеарний імплантат, проблема електроживлення вже вирішена. Однак імплантати із високим рівнем споживаної потужності, такі як апарат штучного серця або інсулінова помпа, стикаються із нерозв'язаною проблемою бездротового електроживлення.

Актуальність. Традиційно всі імплантовані пристрої великої потужності мають вихід назовні, зазвичай із черевної порожнини назовні виводять провід котрий підключається до зовнішнього джерела живлення, яким традиційно є акумулятор, оскільки через велику потужність імплантовані акумулятори не зможуть забезпечити достатній термін функціонування системи. Також слід згадати, що великою проблемою такого методу живлення є інвазивність методу, тобто порушення шкіряного покриву організму людини, місце виведення провідників є постійним джерелом дискомфорту, запалення та інфекцій. Особливо гострою постає проблема наявності джерела інфекцій якщо враховувати пригнічений стан імунітету людини у наслідок приймання імуносупресивних препаратів.

Розробка принципово нового або адаптація існуючих пристроїв для бездротового живлення потужних імплантатів значною мірою підвищить автономність пацієнта та дозволить позбутися небезпечного джерела інфекцій.

Через відсутність відомостей про стабільні та надійні системи бездротового електроживлення імплантатів із великим рівнем споживаної потужності (від 10 Вт) актуальною є задача їх розроблення.

Наукова новизна роботи полягає у введенні до структури системи бездротового електроживлення імплантатів радіочастотного каналу обміну даними між зовнішнім та імплантованим блоками.

Практична значимість: відпрацювання технічних рішень для запровадження при розробці макету системи бездротового електроживлення імплантатів.

Мета: побудова системи бездротового електроживлення імплантату з великою потужністю енергоспоживання та довготривалим використанням.

Об'єкт дослідження: процес бездротового електроживлення з використанням магнітно-індукційного способу.

Предмет дослідження: бездротова система електроживлення імплантатів із споживаною потужністю до 25 Вт.

Задачі які підлягають вирішенню:

- проведення аналітичного огляду методів бездротового живлення імплантатів;
- вибір методу бездротового електроживлення потужних імплантатів та технічних засобів його реалізації;
- побудова структури системи бездротового електроживлення імплантату;
- оцінювання ефективності запропонованих технічних рішень.

1 МЕТОДИ БЕЗДРОТОВОЇ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ

1.1 Ультразвуковий метод передачі енергії

Ультразвуковий метод передачі енергії використовує звукові хвилі з високою частотою, щоб передавати енергію між пристроями на відстані. Як і в інших способах бездротової передачі енергії, використовується приймач і передавач. Передавач випромінює ультразвук; приймач, в свою чергу, перетворює чутне в електроенергію.

Ультразвуковий спосіб передачі енергії винайдений студентами університету Пенсильванії Meredith Perry та Nora Dweck і вперше був представлений на виставці «The All Things Digital» (D9) в 2011 році. [1] На момент презентації відстань передачі досягало 7-10 метрів, і була необхідна пряма видимість приймача і передавача. Передана напруга сягала 8 В; одержувана сила струму не повідомляється. Використані ультразвукові частоти за затвердженнями авторів ніяк не діють на людину. Також немає відомостей і про негативний вплив ультразвукових частот на тварин. [2]

Практичне застосування ультразвуку для передачі енергії неможливо через дуже низького ККД, а також через обмеження у багатьох державах на максимальний рівень звукового тиску, що не дозволить передавати прийнятну потужність.

Проте незважаючи на недоліки та критику, компанія SonicEnergy у листопаді 2015 року випустила технічні специфікації на пропоновану систему. Система SonicEnergy буде передавати ультразвук на частотах від 45 до 75 кГц, з інтенсивністю звуку від 145 до 155 дБ SPL, і для напрямку променя буде використовуватися метод фазованної решітки. [3]

1.2 Метод електромагнітної індукції

Електромагнітна індукція, відкрита в 1831 р М. Фарадеєм, вона забезпечує роботу трансформатора.

При бездротовій передачі енергії методом електромагнітної індукції використовується ближнє електромагнітне поле на відстанях близько однієї шостої довжини хвилі.

Змінний струм первинної обмотки збуджує згідно із законом електромагнітної індукції змінний магнітний потік у сердечнику, який, в свою чергу, збуджує ЕРС індукції у вторинній обмотці. На жаль, передача електроенергії, яка прекрасно відбувається в трансформаторі, різко слабшає при віддаленні однієї котушки від іншої (рис.1.1).

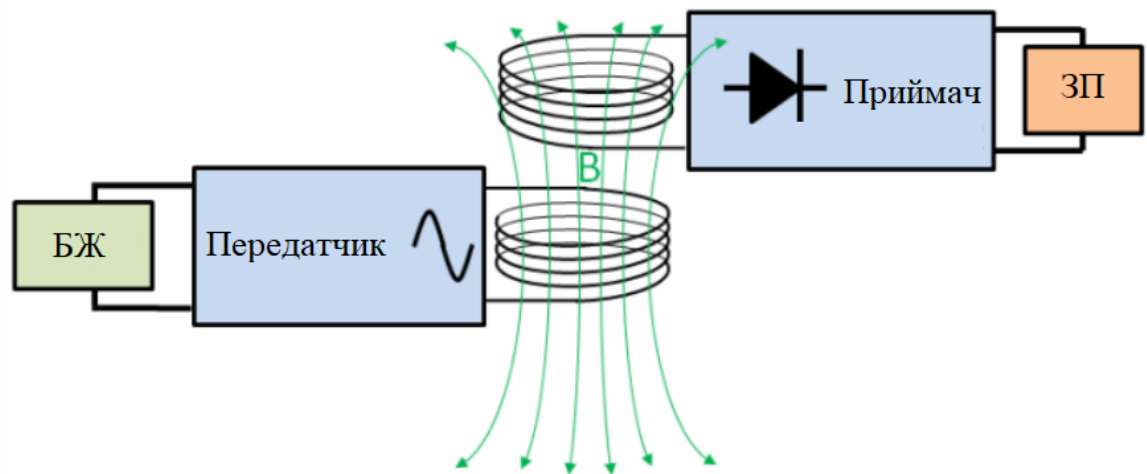


Рисунок 1.1 - Спрощена структура зарядного пристрою, працюючого за методом електромагнітної індукції [3]

У міру віддалення вторинної обмотки від первинної, все більша частина магнітного поля не досягає вторинної обмотки. Навіть на відносно невеликих відстанях індуктивний зв'язок стає вкрай неефективним, витрачаючи велику частину переданої енергії даремно. Електромагнітна індукція використовується

в безконтактних зарядних пристроях для мобільних телефонів і електричних зубних щіток (рис. 1.2). Цим методом можна безконтактно заряджати акумулятори електромобілів (рис.1.3), смартфонів і інших приладів, що працюють автономно, необхідно тільки прилад з акумулятором і вторинною котушкою розташувати в безпосередній близькості від первинної котушки, що живиться змінним струмом [4].

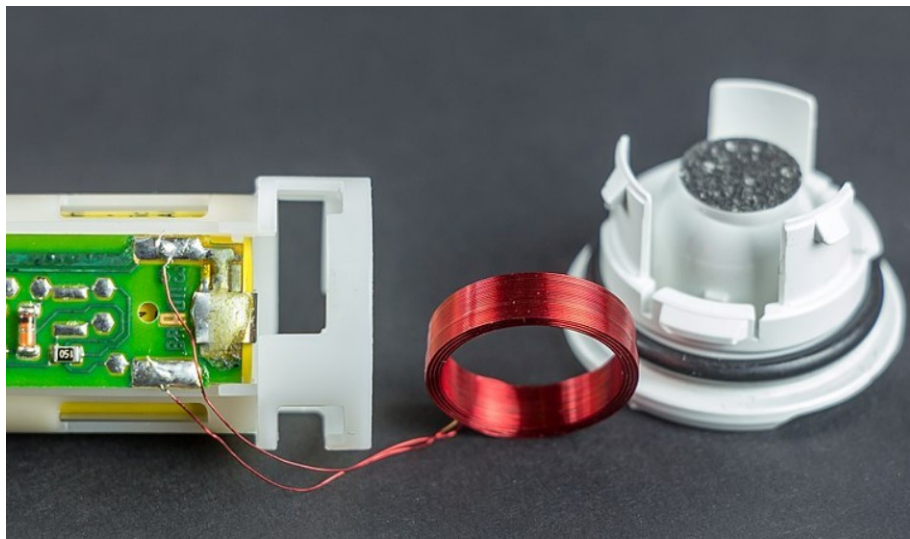


Рисунок 1.2 - Відкрита індукційна катушка електричної зубної щітки [4]



Рисунок 1.3 - Станція бездротової зарядки для електроавтобусів потужністю 200кВт, у США [4]

Вчені зі Стенфорда запропонували бездротовий метод зарядки електромобілів. Основними елементами системи є дві індукційні котушки. Одна (приймальня) розташовується в днищі автомобіля, а друга (передає) вбудовується прямо в дорожнє покриття на місці парковки автомобіля. Якщо автомобіль припаркований правильно, котушки знаходяться одна над іншою, як на рисунку (рис.1.4). До нижньої (передавальної) котушки подається змінний електричний струм, і котушкою створюється змінне магнітне поле. Через це, у другій котушці виникають індукційні струми, які і заряджають акумулятори електромобіля, технологія отримала назву WiTricity. У випадку з електромобілем, коли відстань між котушками не перевищує 15 см, ККД становитиме до 80%. Однак, при збільшенні відстані до 0,5 метрів - ККД стає мізерно малим. [5]



Рисунок 1.4 - Зображення взаємної орієнтації індукторів для ефективної зарядки електромобілів за технологією WiTricity [5]

Використання резонансу коливального контуру кілька збільшує дальність передачі. При резонансній індукції передавач і приймач налаштовані на одну частоту. Продуктивність може бути поліпшена ще більше шляхом зміни форми

хвилі керуючого струму від синусоїдальних до несинусоїдальних перехідних форми хвилі. Імпульсна передача енергії відбувається протягом декількох циклів. Таким чином, значна потужність може бути передана між двома взаємно налаштованими LC-ланцюгами з відносно невисоким коефіцієнтом зв'язку. Передавальна та приймальна котушки, як правило, представляють собою одношарові соленоїди або плоску спіраль з набором конденсаторів, які дозволяють налаштувати приймальний елемент на частоту передавача.

Існують і експериментальні установки для дослідження бездротової передачі енергії методом електромагнітної індукції. Розглянемо одну з таких, проте слід зазначити, що установка не орієнтована на медичну галузь.

На рис.1.5 представлена схема експериментальної установки для дослідження бездротової зарядки.

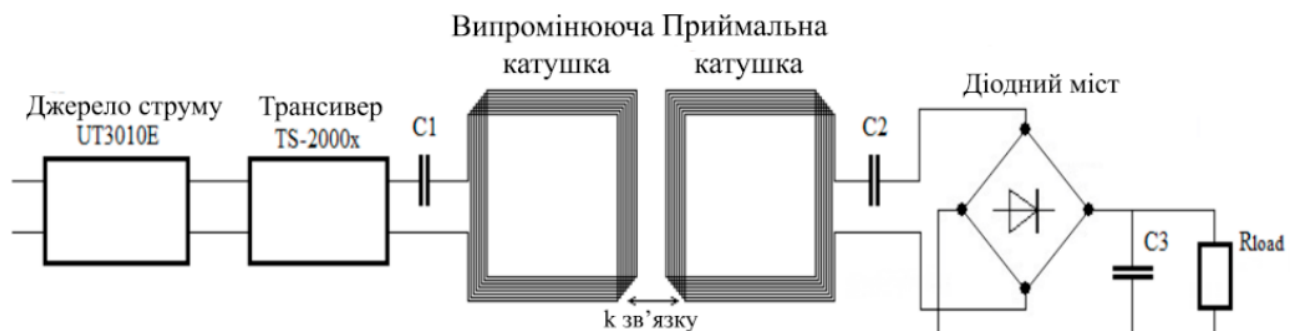


Рисунок 1.5 – Схема експериментальної установки для дослідження бездротової зарядки [28]

Джерело струму UT3010E перетворює змінну напругу мережі 220 В в постійну напругу = 13,8 В, для живлення трансивера TS-2000x. На виході трансивера, регульована високочастотна змінна напруга подається на послідовно підключений резонансний конденсатор C1 і передавальну котушку. Індукована напруга в приймаючій котушці через резонансний конденсатор C2 подається на

випрямляч зі згладжувальним конденсатором С3. Постійний струм подається на опір навантаження R_{load} . [28]

У трансивері TS-2000x встановлений високо-стабільний кварцовий генератор частоти, що забезпечує відмінну стабільність частоти - $\pm 0.5\text{ppm}$. У трансивері встановлений вбудований вимірювач потужності, який дозволяє вимірювати вихідну потужність передачі. Так само є вбудований КСХ-метр, що дозволяє відстежити частоту, при якій настає резонанс в системі. Трансивер обладнаний захистом від перевантаження та плавкими запобіжниками, що захищає трансивер від виходу з ладу. На рис 1.6 представлений зовнішній вигляд трансивера TS-2000x та його джерело постійного струму UT3010E. [28]



Рисунок 1.6 – Джерело постійного струму UT3010E і трансивер TS-2000x [28]

Випромінююча і приймальна котушки, виконані з декількох жил емаль-проводу ПЕТВ-2 діаметром 0,1 і 0,28 мм. намотаних на дерев'яному каркасі. Котушки розташовуються на каркасах, які перебувають на відстані від землі і виконаних без використання залізних з'єднувачів. Резонансні конденсатори С1 і С2 є набором послідовно-паралельно з'єднаних конденсаторів певної ємності. У первинному контурі встановлені високовольтні конденсатори для запобігання пробою. У вторинному контурі конденсатори змінної ємності для проведення

досліджень. Діодний міст зібраний з чотирьох потужних, швидких діодів SF56 5A / 150A, здатних пропускати досліджуваний діапазон частот 1,8 - 2 МГц. Конденсатор С3 ємністю 1мкФ служить для згладжування постійної напруги. Опір R_{load} є різні варіації навантажень .[28]

Для вимірювання рівня напруженості використовується вимірювач поля NARDA NBM550, представлений на рисунку 1.7. Широкопasmовий вимірювач напруги електромагнітного поля з використанням ізотропних зондів підходить для вимірювання електричних і магнітних полів в діапазоні частот від 100 кГц до 60 ГГц. NBM-550 застосовується для перевірки відповідності вимогам стандартів безпеки людини, в місцях, де спостерігаються електричні і магнітні поля з високою напругою. [28]



Рисунок 1.7 – Зовнішній вигляд вимірювача поля NARDA NBM-550 [28]

Дана експериментальна установка не має складних для монтажу і вивчення елементів і дозволяє провести дослідження для визначення ефективності та визначення переваг і недоліків даної системи бездротової зарядки.

Результати резонансної частоти первинного контуру для двох котушок наведені в таблиці 1.1

Таблиця 1.1 - Резонансні частоти первинного контуру для двох котушок

F, МГц	E, В/м		F, МГц	E, В/м	
	1 котушка	2 котушка		1 котушка	2 котушка
1,81	20,64	17,54	1,91	142,2	174,3
1,82	25,16	21,15	1,92	96,5	111,9
1,83	31,53	26,01	1,93	74,9	83,4
1,84	41,07	33,56	1,94	62,2	68,1
1,85	56,76	44,26	1,95	54,5	58,7
1,86	86,03	62,58	1,96	49,2	52,4
1,87	158,2	99,23	1,97	45,53	48,21
1,88	256,1	206,1	1,98	42,9	45,17
1,89	321,6	319,2	1,99	41,03	42,99
1,90	267,3	289,9			

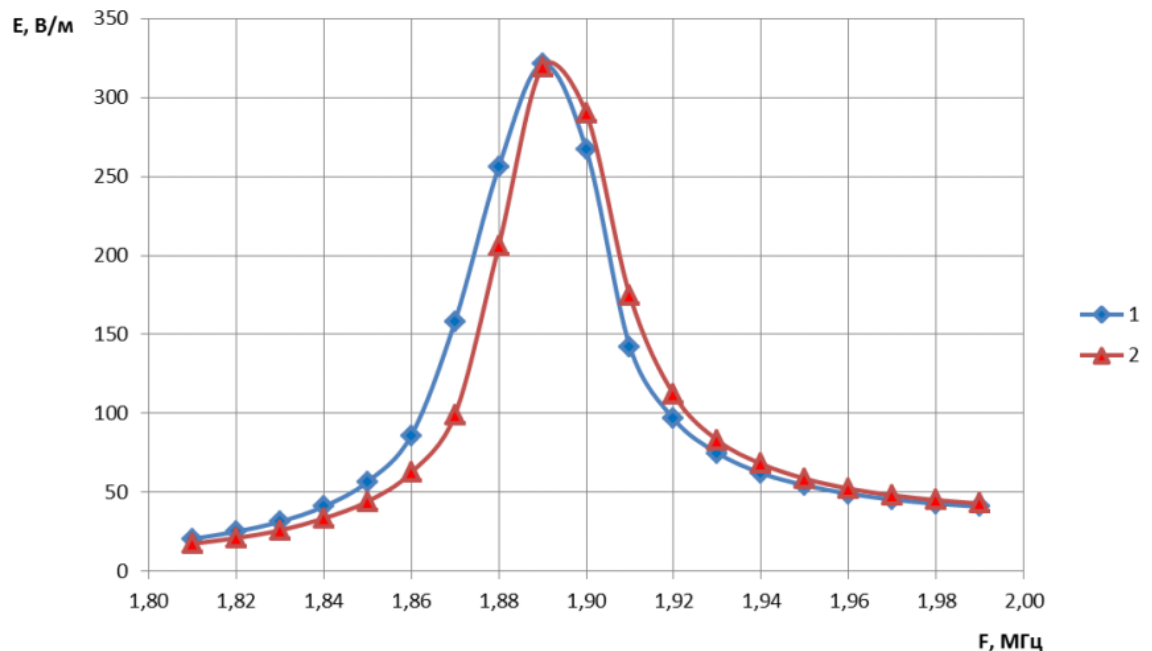


Рисунок 1.8 – Залежність напруги електричного поля від частоти [28]

За даними таблиці 1.1, побудуємо залежність, представлену на рис 1.8 . Із залежності видно, що резонансна частота двох котушок практично однакова, що

свідчить про практично однакові значення індуктивності двох котушок. Так само визначення резонансної частоти можливо за допомогою вбудованого КСХ-метра в трансивері, мінімальне значення якого збігається з піком напруги електричного поля вимірювача NBM-550. Значення резонансної частоти приблизно дорівнює 1,89 МГц.

На рис 1.9, представлена залежність напруги електричного поля від частоти на різній відстані від котушки. Із залежності видно, що межа вимірюваної напруженості електричного поля досягається на відстані 20 см від котушки. [28]

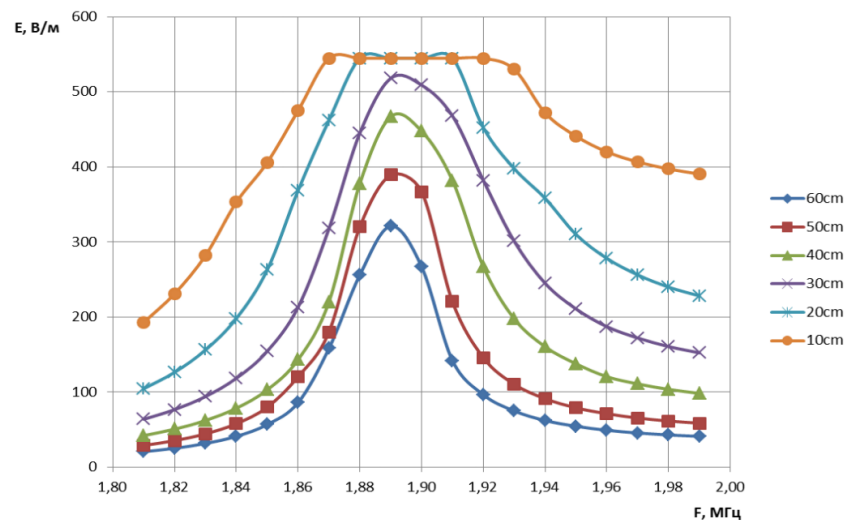


Рисунок 1.9 - Залежність напруги від частоти при різних відстанях між котушкою і вимірником [28]

Досліди проведені при різних відстанях між котушками, щоб оцінити вплив котушок один на одного. На основі дослідів побудовані тривимірні поверхні, за якими видно, при якому значенні ємності $C2$ і при якій частоті f , досягається максимум напруги $U2$ (рис 1.10 – 1.11)

В системі бездротової зарядки електромобіля близькі відстані виключені, тому що первинна котушка знаходиться всередині дорожнього полотна, а вторинна знаходиться на деякій відстані від землі на автомобілі.

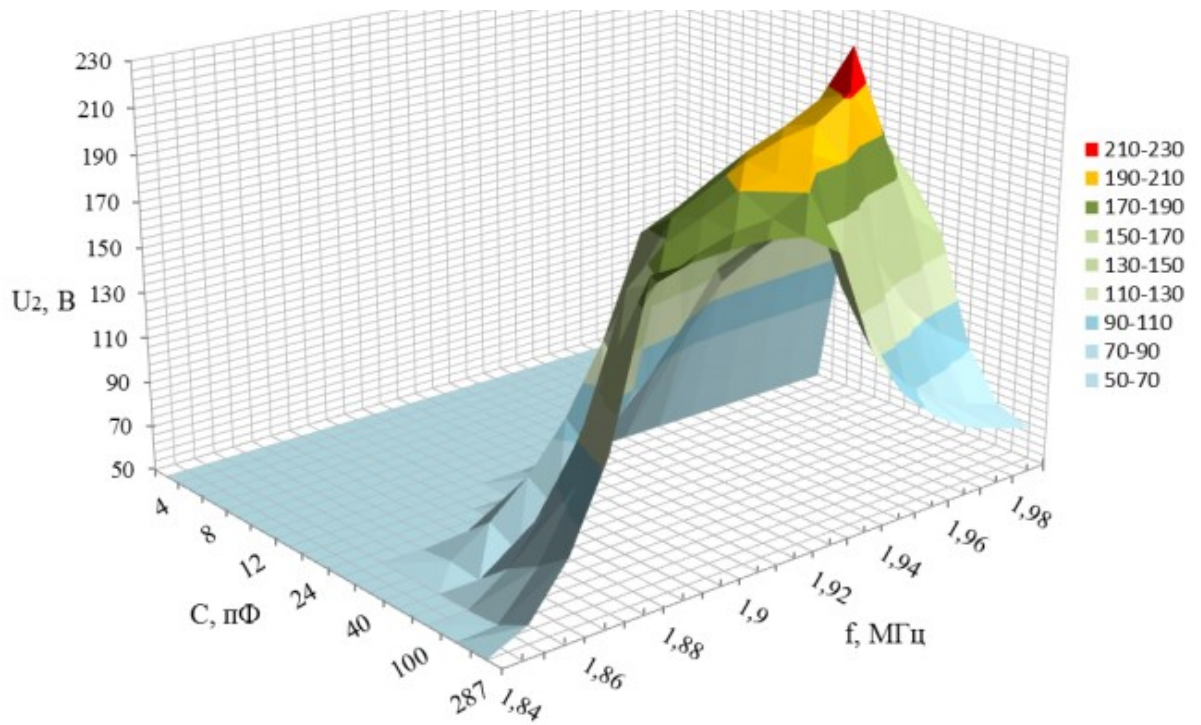


Рисунок 1.10 - Залежність напруги від частоти і ємності при відстані між котушками 6 см [28]

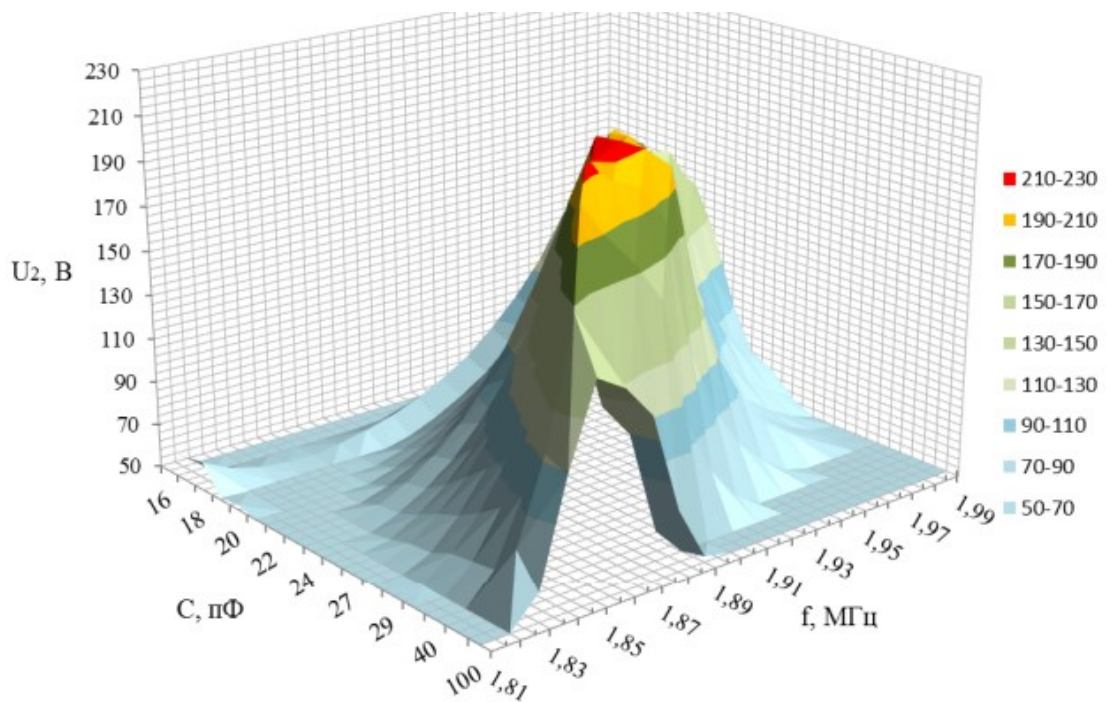


Рисунок 1.11 - Залежність напруги від частоти і ємності при відстані між котушками 12 см [28]

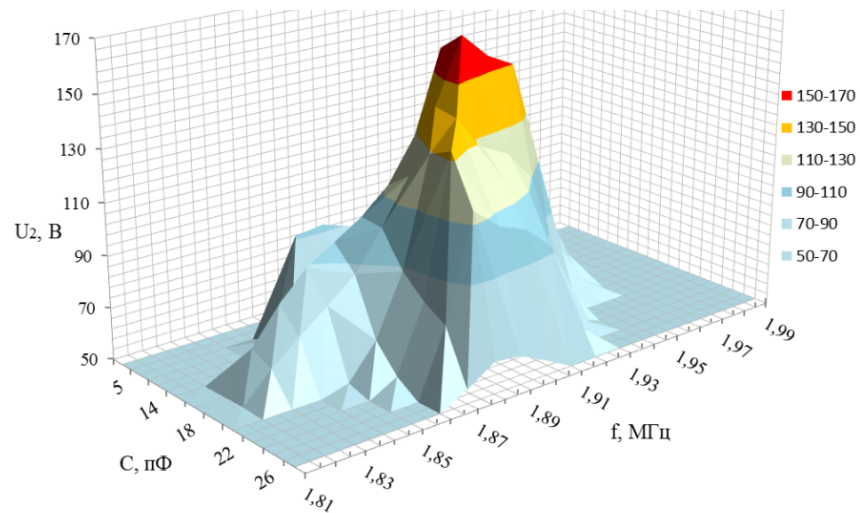


Рисунок 1.12 - Залежність напруги від частоти і ємності при відстані між котушками 20 см [28]

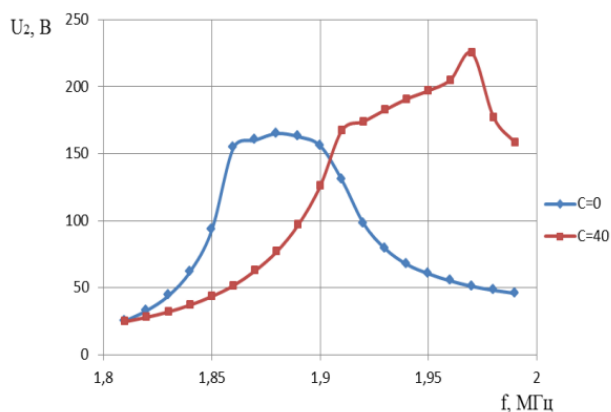
З проведених дослідів видно, що при різній відстані змінюється значення ємності, при якому відбувається резонанс, і змінюється частота, при якій настає максимум вихідних параметрів. Ємність, при різній відстані між котушками змінюється внаслідок зміни впливу котушок одна на одну. При відстані більшій 16 см видно, що резонанс відбувається при однаковому значенні ємності і на однаковій частоті, внаслідок слабкого зв'язку між котушками. Максимум параметрів зсувається по частоті зі збільшенням коефіцієнта зв'язку між контурами. Значення ємності і частоти, при якій спостерігається максимум напруги у вторинному контурі, наведені в таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Значення ємності і частоти, при якій спостерігається максимум напруги у вторинному контурі

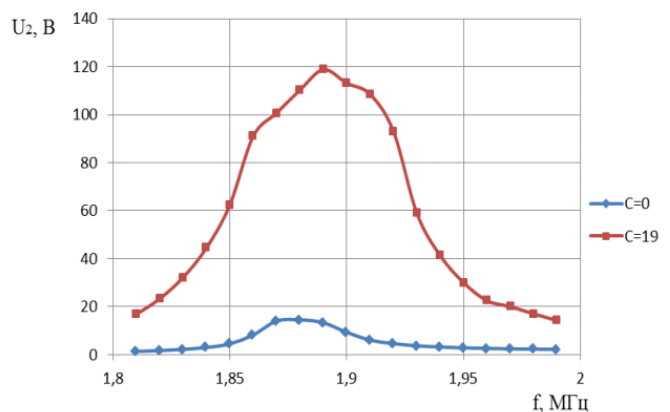
S, см	C, пФ	f, МГц
6	40	1,97
12	29	1,9
15	25	1,9
18	22	1,9
20	20	1,9

Значення ємності і частоти резонансу при відстані менше 6 см виміряти не вдалося, тому що резонанс зсувається за межі допустимої зміни діапазону частот. Щоб налаштувати систему на резонанс при відстані менше 6 см, потрібно змінити ємність первинного контуру. В системі бездротової зарядки електромобіля близькі відстані виключені, тому що первинна котушка знаходиться всередині дорожнього полотна, а вторинна знаходиться на деякій відстані від землі на автомобілі. Тому близькі відстані не розглядаються.

Для того щоб переконатися, що в системі дійсно настає резонанс, побудуємо залежність напруги U_2 від частоти f при наявності ємності і її відсутності у вторинному контурі. Залежності при відстані 6 і 20 см представлені на рис 1.13.



а.



б.

Рисунок 1.13 – Залежність напруги U_2 від частоти f при наявності ємності C_2 і відсутності C_1 : а. – $C = 40$; б. – $C = 19$ [28]

З рисунка 1.12 видно, що без ємності у вторинний контур передається енергії менше ніж при її наявності. При зменшенні відстані між котушками, відмінність, між переданою енергії з наявністю ємності і без, знижується.

Важливим фактором, що визначає ефективність системи бездротової зарядки, є зміщення котушок відносно одна одної.

На рис. 1.14 представлена схема експерименту, на відстані $X = 18$ см між котушками при опорі навантаження 1500 Ом. Виставивши ємність C_2 так, щоб величина струму I_2 була максимальною, змістимо котушки відносно одна одної вправо і вліво на відстань $\Gamma = 30$ см. Отримані результати представлені на рисунку 1.15. [28]

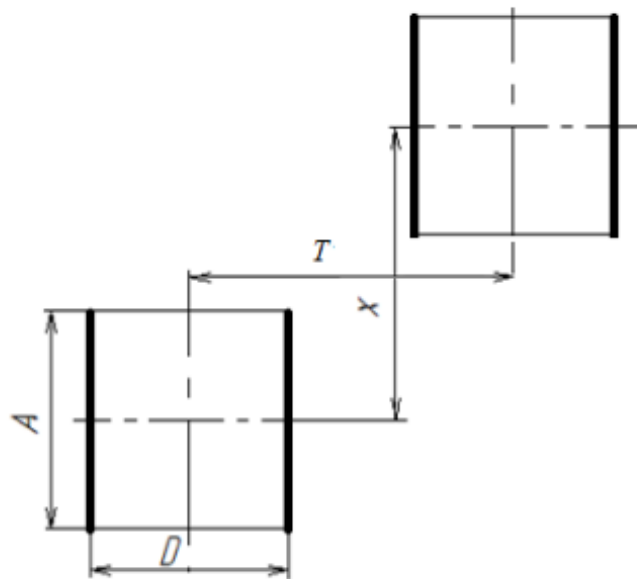


Рисунок 1.14 – Схема експерименту щодо зміщення котушок [28]

Із залежності можна зробити висновок, що зміщення, близько 5 см від співвісного розташування, не впливає на ефективність системи, подальше збільшення зсуву знижує вихідні параметри. При зміщенні 30 см, коли котушки виходять за рамки своїх розмірів, ефективність зводиться практично до нуля.

На основі проведеного досвіду можна зробити висновок, що зміщення на 16% від співвісного розташування котушок з розмірами каркаса 30 см не робить вплив на передану потужність в даній системі. З огляду на те, що при реально працюючому пристрої, котушки матимуть великі розміри, ніж випробовувані, ефективність системи з невеликим відхиленням котушок, при постановці електромобіля на заряд акумуляторів, знижуватися не буде. [28]

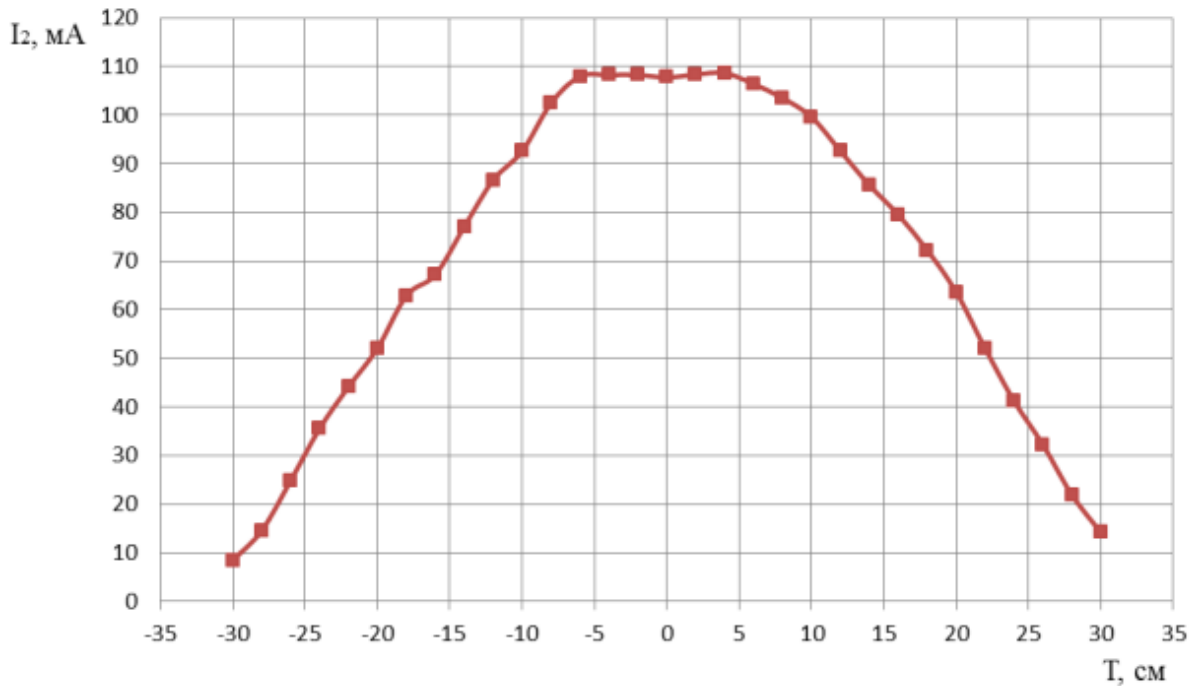


Рисунок 1.15 – Залежність струму I_2 від зсуву щодо центрів котушок [28]

1.2.1 Магнітнорезонансний метод

Метод полягає в резонансному зв'язуванні з допомогою магнітного поля приймача і передавача. У порівнянні з попереднім методом, саме, завдяки тому, що передає та приймає котушки однакові і налаштовані в резонанс один з одним, вдалося значно збільшити відстань передачі електроенергії, при цьому збільшенням потужності електропередачі з незрозумілих причин підвищується ККД.

Заснована ідея на резонансному магнітному зв'язку стала основою для створення WiTricity – технологія, яку вперше представив професор Мітсуо Катаї з Массачусетського технологічного інституту (MIT) та його дослідницький колектив. Катаї є ключовою фігурою у розвитку бездротового заряджання та технології бездротової передачі електроенергії.

Для роботи установки не потрібна пряма видимість між приймачем і передавачем, розташовані між котушками картонні і залізні листи на передачу

струму не впливали. Із зроблених до даного моменту пристроїв більш дієве містить дві котушки радіусом 30 см і генератор магнітного поля частотою в 10 МГц. Дана установка дозволяє передавати енергію з ККД 50% на відстань 2 м.

Колектив інституту розраховує довести дальність передачі до 7 м при ККД 70-80%. Подібні технології гарячково розробляються і іншими фірмами: компанія Intel демонструвала свою технологію WREL з ККД передачі енергії до 75%, в 2009 р фірма Sony продемонструвала роботу телевізора без підключення до мережі.

1.3 Метод електростатичної індукції

Електростатична індукція або ємнісний зв'язок являє собою проходження електроенергії через діелектрик. На практиці це градієнт електричного поля або диференціальна ємність між двома або більше ізольованими клемми, пластинами, електродами або вузлами, що підносяться над провідниковою поверхнею. Електричне поле створюється за рахунок заряду пластин змінним струмом високої частоти і високого потенціалу. Ємність між двома електродами і живильним пристроєм утворює різницю потенціалів. Електрична енергія, що передається за допомогою електростатичної індукції, може бути використана в приймальному пристрої, наприклад, такому, як бездротовій лампі. Діелектрик є перешкодою в разі постійного електричного струму, якщо застосувати змінний струм, то між пластинами конденсатора в діелектрику виникає змінне електричне поле. [6]

Якщо розташувати одну металеву пластину на стелі приміщення, а другу - під підлогою, то газорозрядні лампи будуть світитися в будь-якому місці цього приміщення без проводів. Напруга високого потенціалу на пластини подається високої частоти. Аналогічне світіння бездротових ламп демонстрував Н. Тесла.

На рисунку 1.16 зображено спрощену структуру передачі енергії методом електростатичної індукції.

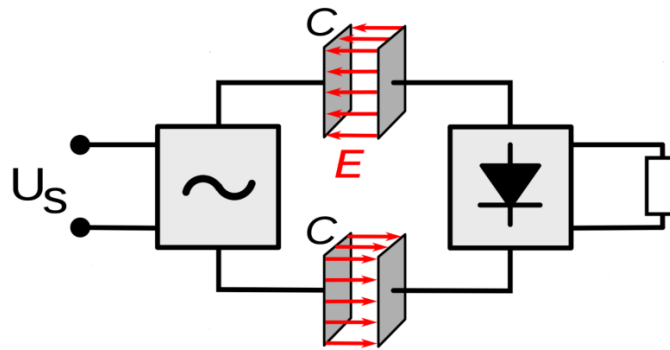


Рисунок 1.16 – Спрощена структура передачі енергії методом електростатичної індукції [6]

Електростатична індукція в провідниках.

Перерозподіл зарядів в металах при дії зовнішнього електричного поля відбувається до тих пір, поки заряди всередині тіла практично повністю не компенсують зовнішнє електричне поле. При цьому на протилежних сторонах [6] провідного тіла з'являються протилежні наведені (індуковані) заряди.

Електростатичною індукцією в провідниках користуються при їх зарядженні. Так, якщо провідник заземлити і піднести до нього заряджене негативно тіло, не торкаючись їм провідника, то деяка кількість негативних зарядів перетече в землю та заміниться позитивними. Якщо тепер прибрати заземлення, а потім і заряджене тіло, провідник залишиться позитивно зарядженим. Якщо ж зробити те ж саме, не заземляючи провідник, то після прибирання зарядженого тіла індуковані на провіднику заряди перерозподіляться, і всі його частини знову стануть нейтральними.

Найбільш масове застосування знаходить заснований на даному явищі електростатичний захист приладів і сполучних ланцюгів.

Ефект електростатичної індукції використовується в ряді приладів, зокрема, в електростатичних генераторах: Гольця, Уімсхерста, крапельниці Кельвіна, генераторі Ван-де-Граафа, пеллетроні та інших.

1.4 Метод мікрохвильового випромінювання

Радіохвильову передачу енергії можна зробити більш спрямованою, значно збільшивши відстань ефективної передачі енергії шляхом зменшення довжини хвилі електромагнітного випромінювання, як правило, до мікрохвильового діапазону. Для зворотнього перетворення мікрохвильової енергії в електрику може бути використана ректенна антена, ефективність перетворення енергії якої перевищує 95%. Даний спосіб був запропонований для передачі енергії з орбітальних сонячних електростанцій на Землю і живлення космічних кораблів, які покидають земну орбіту.

Експерименти з передачі десятків кВт електроенергії здійснювалися в штаті Каліфорнія, в 1975 р і в 1997 року – на острові Маврикій. В ході дослідів вдалася передача енергії на відстань близько 1 км.

Складністю в створенні енергетичного мікрохвильового променя є те, що для використання його в космічних програмах через дифракції, що обмежує спрямованість антени, необхідна діафрагма великого розміру. Наприклад, згідно з дослідженням НАСА 1978 року, для мікрохвильового променя частотою 2,45 ГГц знадобиться передавальна антена діаметром в 1 км, а приймальна ректенна антена діаметром в 10 км. Ці розміри можуть бути знижені шляхом використання більш коротких довжин хвиль, однак короткі хвилі можуть поглинатися атмосферою, а також блокуватися дощем або іншими краплями води. Для застосування на землі антена діаметром 10 км дозволить досягти значного рівня потужності при збереженні низької щільності пучка, що важливо з міркувань безпеки для людини і навколишнього середовища. Безпечний для людини рівень

щільності потужності становить $1 \text{ мВт} / \text{см}^2$, що на площі кола діаметром 10 км відповідає потужності в 750 МВт . Цей рівень відповідає потужності сучасних електростанцій.

На рисунку 1.17 зображено структуру передачі енергії методом мікрохвильового випромінювання. [7]

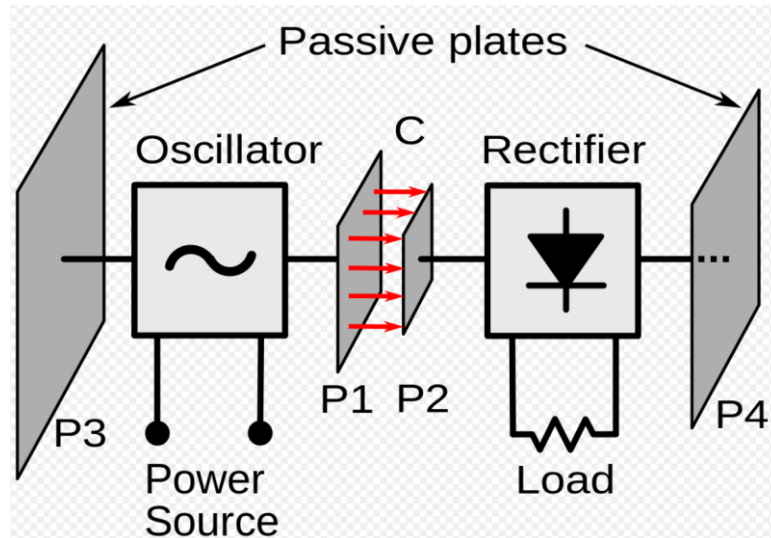


Рисунок 1.17 – Структура передачі енергії методом мікрохвильового випромінювання [7]

Структурна схема бездротової системи передачі енергії, яка використовує ємнісні пластини для передачі потужності. Це так звана «монополярна» схема, яка використовує лише одну пару пластин. Дві пластини **P1** і **P2** функціонують як конденсатор, а простір між ними - як діелектрик. Змінна напруга на пластині **P1** індукціює змінний потенціал на пластині приймача **P2** шляхом електростатичної індукції. Як передавач, так і приймач використовують "пасивні" пластини **P3** і **P4**, великі за площею порівняно з **P1** і **P2**, як "поглиначі заряду" або підстави, щоб усунути необхідність у "зворотному шляху" для змінного струму. Ця система застосовується для зарядки мобільних пристроїв, таких як ноутбуки. Ноутбук з ємнісною пластиною **P2**, вбудованою в нижню

поверхню, буде розміщений на зарядній колодці з вбудованою в її поверхню ведучою пластиною P1, передаючи потужність, яка буде випрямлена для зарядки акумуляторів. Перевагою цієї системи є те, що кожен пристрій має лише одну пластину, тоді як "біполярні" ємнісні системи мають по дві пластини, які для роботи зарядного пристрою повинні бути суміщені з двома відповідними пластинами на зарядній поверхні.

Японський дослідник Хідецугу Яги досліджував бездротову передачу енергії за допомогою створеної ним спрямованої антеною решітки. В лютому 1926 року ним була опублікована робота про пристрій, відомому зараз як антена Яги. Хоча вона виявилася неефективною для передачі енергії, сьогодні її широко використовують в радіомовленні і бездротових телекомунікації через її чудових робочих характеристик.

У 1945 році вчений Семен Тетельбаум опублікував статтю, в якій вперше розглядав ефективність мікрохвильової лінії для бездротової передачі електроенергії. [8]

У 1964 році був продемонстрований мініатюрний вертоліт, до якого енергія передавалася за допомогою НВЧ-випромінювання.

Бездротова передача енергії високої потужності з використанням мікрохвиль підтверджена експериментально. Досліди з передачі десятків кіловат електроенергії проводилися в обсерваторії Голдстоун (Goldstone, штат Каліфорнія) в 1975 році і в 1997 році в Гранд Бассині (Grand Bassin) на острові Реюньон. В ході експериментів досягнута передача енергії на відстань близько одного кілометра.

Експериментами по бездротової передачі енергії за допомогою НВЧ-випромінювання займався також академік Петро Капіца.

1.5 Лазерний метод передачі енергії

У тому випадку, якщо довжина хвилі електромагнітного випромінювання наближається до видимої області спектра (від 10 мкм до 10 нм), енергію можна передати шляхом її перетворення в промінь лазера, який потім може бути направлений на фотоелемент приймача.

Лазерна передача енергії у порівнянні з іншими методами бездротової передачі має низку переваг:

- передача енергії на великі відстані (за рахунок малої величини кута розходження між вузькими пучками монохроматичної світлової хвилі)
- зручність застосування для невеликих виробів (завдяки невеликим розмірам твердотілого лазера - фотоелектричного напівпровідникового діода)
- відсутність радіочастотних перешкод для існуючих засобів зв'язку, таких, як Wi-Fi
- можливість контролю доступу (Отримати електроенергію можуть тільки приймачі, освітлені лазерним променем).

У даного методу є і ряд недоліків:

- перетворення низькочастотного електромагнітного випромінювання в високочастотне, яким є світло, неефективно. Перетворення світла назад в електрику також неефективно, тому що ККД фотоелементів досягає 40-50%, хоча ефективність перетворення монохроматичного світла значно вище, ніж ефективність сонячних панелей;
- втрати в атмосфері;
- необхідність прямої видимості між передавачем і приймачем (як і при мікрохвильовій передачі).

Технологія передачі енергії за допомогою лазера раніше, в основному, досліджувалася при розробці нових систем озброєнь і в аерокосмічній промисловості, а в даний час розробляється для комерційної та споживчої електроніки в малопотужних пристроях. Системи бездротової передачі енергії із застосуванням в споживчих цілях повинні задовольняти вимогам лазерної безпеки стандарту IEC 60825.

Драйденський льотно-дослідний центр НАСА продемонстрував політ легкого безпілотною літака-моделі, що живиться лазерним променем. Це довело можливість періодичної підзарядки за допомогою лазерної системи без необхідності приземлення літального апарату. [9] У 2009 році в змаганні НАСА з передачі енергії лазером в космосі перше місце і приз в \$ 900 тис. Отримала компанія LaserMotive, продемонструвавши власну розробку, здатну діяти на відстані в один кілометр. Лазер переможця зміг передати потужність в 500 Вт на відстань в 1 км з 10% ККД.

Студентом Національного Дослідного Томського Політехнічного Університету Криловим В.Н. під керівництвом професора каф. «ЭПЭО» Зав'ялова В.М. був проведений експеримент з передачі енергії за допомогою Nd: YAG лазера і PowerSphere, рисунок структури експериментального стенду наведений на рис 1.18. [10]

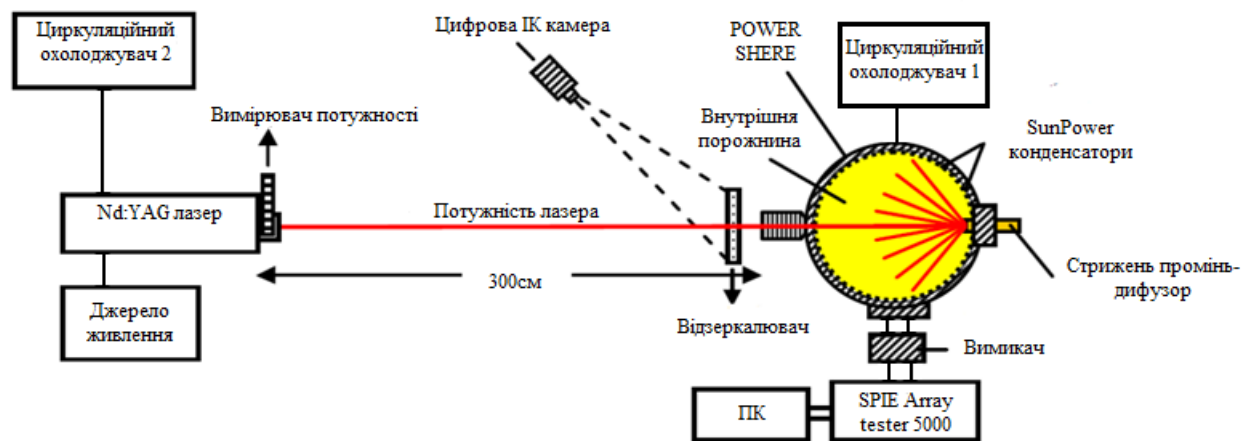


Рисунок 1.18 – Схема випробувальної установки Laser Power Beaming [10]

Як показано на рис.1.18, промінь потужністю 200 Вт Nd: YAG лазера спрямований на вхідний отвір світло відбиваючого параболічного концентратора, без будь-яких додаткових оптичних компонентів для того, щоб контролювати форму променя. Параболічний концентратор вносить світло у внутрішню частину сфери через маленький отвір ($D = 1,48$ см) в стінці сфери.

Діаметр променя на відстані 3 м від лазера становить приблизно 2,5 см. На рис. 1.19 показано пляму лазерного променя на мішені з молібдену.

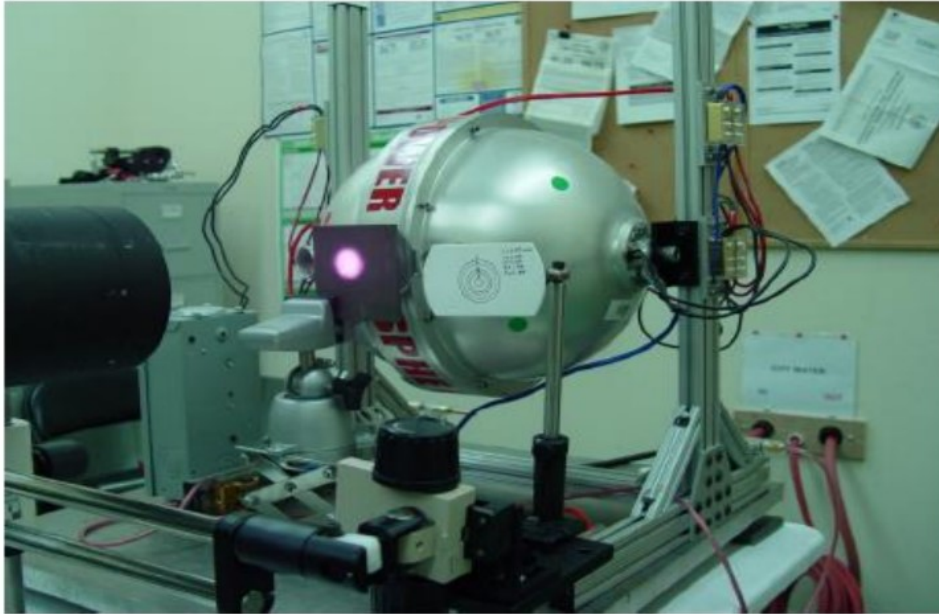


Рисунок 1.19 – Пляма лазерного променя на молібденовій мішені [10]

За результатами експерименту з точки зору фотоелектричної енергетичної установки, PowerSphere являє собою «антену», що складається з великої кількості міні модулів. Тому ефективність, яку вимірювали, повинна розглядатися як ефективність «антени», а не ефективність «модулів». У таблиці 1.1 наведені всі ключові вимірювання, отримані в ході тесту для PowerSphere, що знаходяться під впливом променя Nd: YAG лазера.

ККД наведеної експериментальної установки складає 14.2%.

Також існує ще один приклад досліджень можливості використання оптичного випромінювання для бездротової передачі енергії, у дослідженні наголошувалося що використання оптичного випромінювання є одним із можливих методів розв'язання задачі бездротової передачі енергії до приладів, що імплантуються. [26] Основними перевагами застосування оптичного випромінювання є:

- висока щільність енергії випромінювання та, відповідно, мінімізація розмірів приймача енергії;
- захищеність тракту передачі енергії;
- відсутність проблеми забезпечення електромагнітної сумісності з побутовими та медичними приладами, що випромінюють у радіодіапазоні.

Таблиця 1.3 - Система ключових параметрів і ефективність системи

Параметр	Значення
Оптичні втрати	10%
Потужність променя	160 Вт
Діаметр променя	2,5 см
Температура клітини	410 °C
V_{oc}	15,8 В
I_{sc}	1,5 А
P_{max}	18,96 Вт
Вимірjana ефективність	11,9%
Ефект з поправкою на оптичні втрати і температуру 250 °C	14,2%

Ефект багаторазового розсіювання оптичного випромінювання в біологічних тканинах істотно впливає на просторові характеристики пучка фотонів, випущених джерелом випромінювання. Опис цього впливу дозволяє підвищити ефективність передачі енергії за рахунок зміни форми приймача випромінювання (рис. 1.20).

Очевидно, що збільшення площі поверхні приймача випромінювання веде до зростання енергії, переданої приймачеві, проте характер залежності змінюється з збільшенням площі. Дослідження цієї залежності було виконано на основі уточненої дифузійної моделі. [26] Були побудовані залежності частки

енергії випромінювання джерела, що надійшло на круглий детектор, від радіусу детектор.

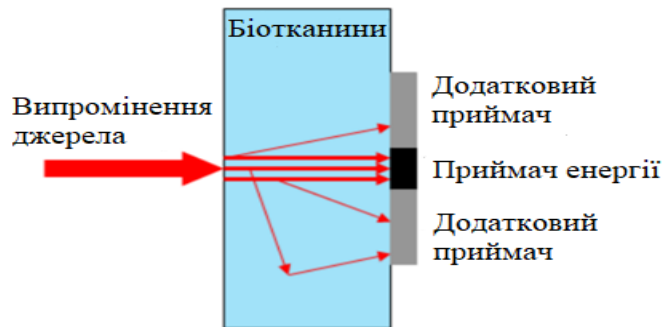


Рисунок 1.20 – Схема збирання енергії розсіяного оптичного випромінювання за допомогою додаткових приймачів енергії [26]

Моделювання виконувалося для нескінченно тонкого пучка фотонів, що падає на межу розділу середовищ під прямим кутом, вплив френелівського відображення, для простоти, не враховувалося. Значення коефіцієнта поглинання та редукованого коефіцієнта розсіювання вибиралися як відповідні довжині хвилі 862 нм і 900 нм. Моделювання виконувалося для трьох значень товщини розсіювального шару: 1, 2 та 3 мм. Результати розрахунків представлені на рис. 1.21-1.24.

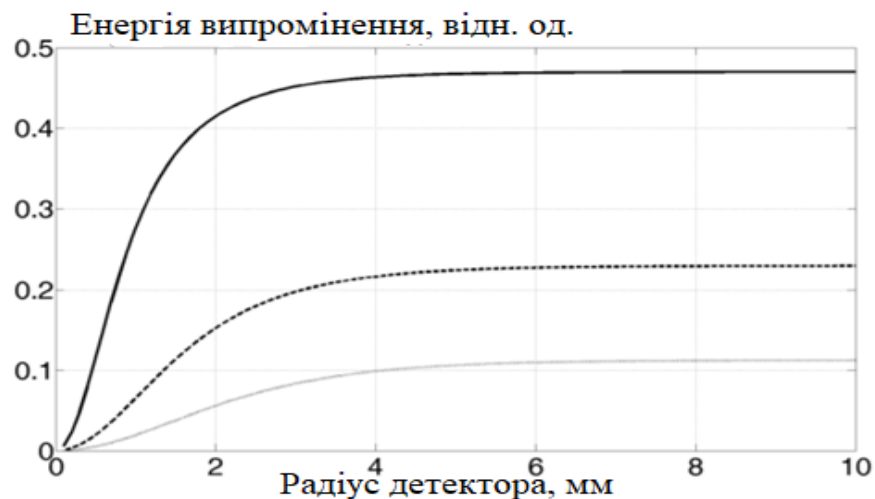


Рисунок 1.21 - Залежність від сили світла, що надійшло на круговий сенсор, від радіуса детектора для розсіюючого шару товщиною 1 мм (суцільна лінія), 2 мм (штрихова лінія) та 3 мм (пунктирна лінія). Коефіцієнт поглинання 0,1 1/мм, коефіцієнт розсіювання 1,59 1/мм. [26]

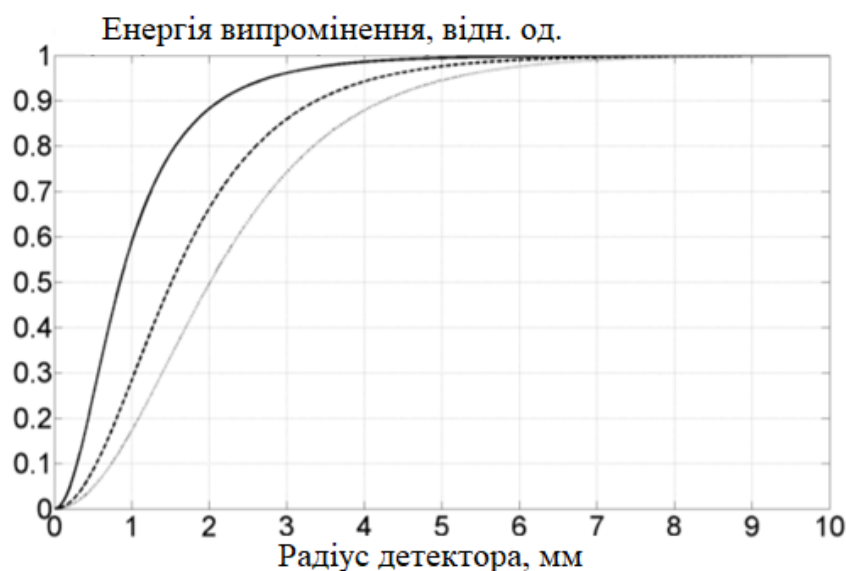


Рисунок 1.22 - Нормована на максимум залежність енергії випромінювання, надходячого на круглий детектор, від радіусу детектора, для розсіюючого шару товщиною 1 мм (суцільна лінія), 2 мм (штрихова лінія) та 3 мм (пунктирна) лінія). Коефіцієнт поглинання $0,1 \text{ 1/мм}$, коефіцієнт розсіювання $1,59 \text{ 1/мм}$. [26]

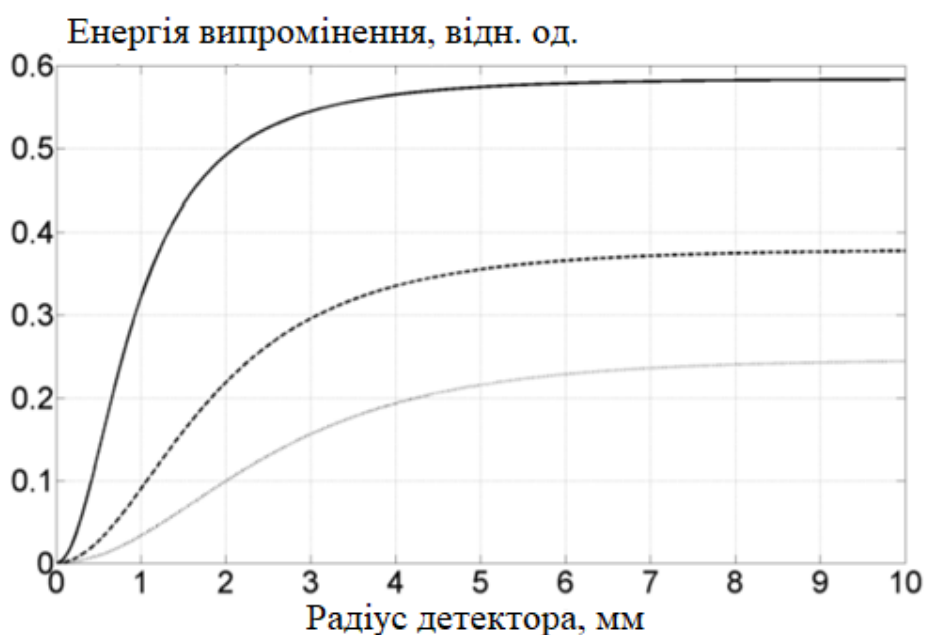


Рисунок 1.23 - Залежність енергії випромінювання, що надходить на круглий детектор, від радіуса детектора для розсіюючого шару товщиною 1 мм (суцільна лінія), 2 мм (штрихова лінія) та 3 мм (пунктирна лінія). Коефіцієнт поглинання $0,043 \text{ 1/мм}$, коефіцієнт розсіювання $1,4 \text{ 1/мм}$. [26]

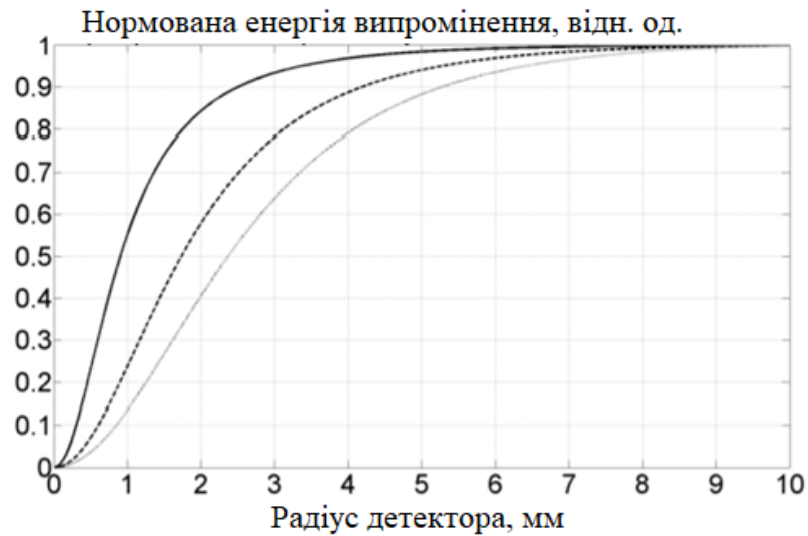


Рисунок 1.24 - Нормована на максимум залежність енергії випромінювання, що надходить на круглий детектор, від радіуса детектора, для розсіюючого шару товщиною 1 мм (суцільна лінія), 2 мм (штрихова лінія) та 3 м (пунктирна) лінія). Коефіцієнт поглинання 0,043 1/мм, коефіцієнт розсіювання 1,4 1/мм. [26]

Отримані результати показали, що використання круглого детектора радіусом $R = 2...3z$ є оптимальним з технічного погляду, оскільки подальше збільшення розмірів детектора веде до повільного зростання енергії зареєстрованого випромінювання. Теоретична межа сумарна енергії прямопроминаючих фотонів можна визначити на основі виразу, яке при $R \rightarrow \infty$ набуває наступного вигляду:

$$U_s(z, k, D) = \frac{3}{2} U_0 e^{-k|z|} \left(Dk + \frac{1}{2} \right).$$

На рис. 1.25 представлені залежності частки енергії прямо минулих фотонів, що надійшла на детектори, радіус яких у 2, 3 та 4 рази більший товщини

розсіюючого шару. Детектор радіусу $R = 3z$ збирає більше 90% енергії прямо минулих фотонів, величина якої визначено відповідно до виразу (1.1).

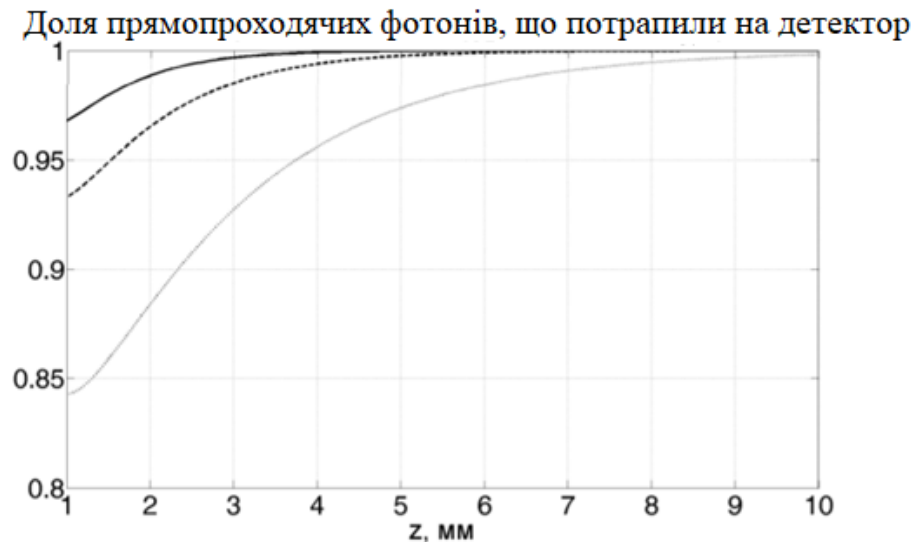


Рисунок 1.25 - Залежність частки фотонів, що прямо пройшли, зареєстрованих детектором, від товщини розсіюючого шару для детекторів з радіусом $R = 2z$ (пунктирна лінія), $R = 3z$ (штрихова лінія) та $R = 4z$ (суцільна лінія). Коефіцієнт поглинання 0,043 1/мм, коефіцієнт розсіювання 1,4 1/мм [26]

Для оцінки гранично досяжного рівня потужності струму, що генерується в приймачі, було виконано розрахунок ефективності передачі енергії в залежності від товщини шару шкіри для детектора фіксованого радіусу (5 мм) та детектора радіусом $R = 3z$ (Рис. 1.26). Було встановлено, що ефективність передачі енергії досягає 20% при глибині імплантації детектора 2 мм та 10% при глибині імплантації 3 мм. При локальному опроміненні біологічних тканин *in vivo* щільність потужності ІЧ-випромінювання не повинна перевищувати 20 мВт/см² [26]. За результатами моделювання можна зробити висновок, що при використанні випромінювання з щільністю потужності, що відповідає встановленим межах, приймачі випромінювання площею ~1...2 см², тобто. мають радіус 5...8 мм, і квантовий вихід порядку 50%, можуть забезпечити

функціонування ІМП із споживаною потужністю 1...2 мВт. Цей результат узгоджується з наведеними у літературі експериментальними даними.

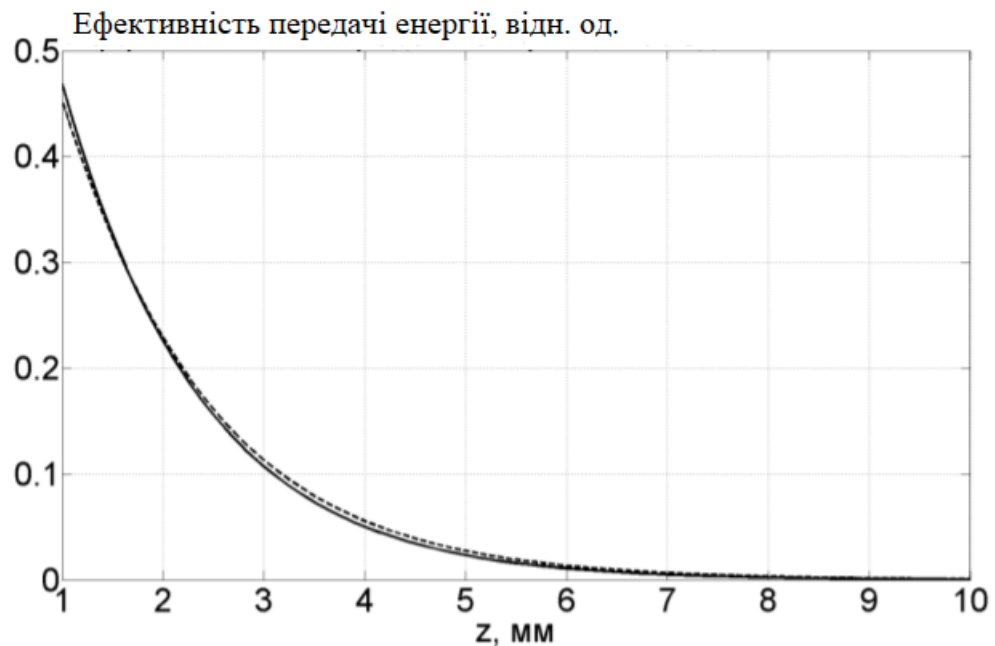


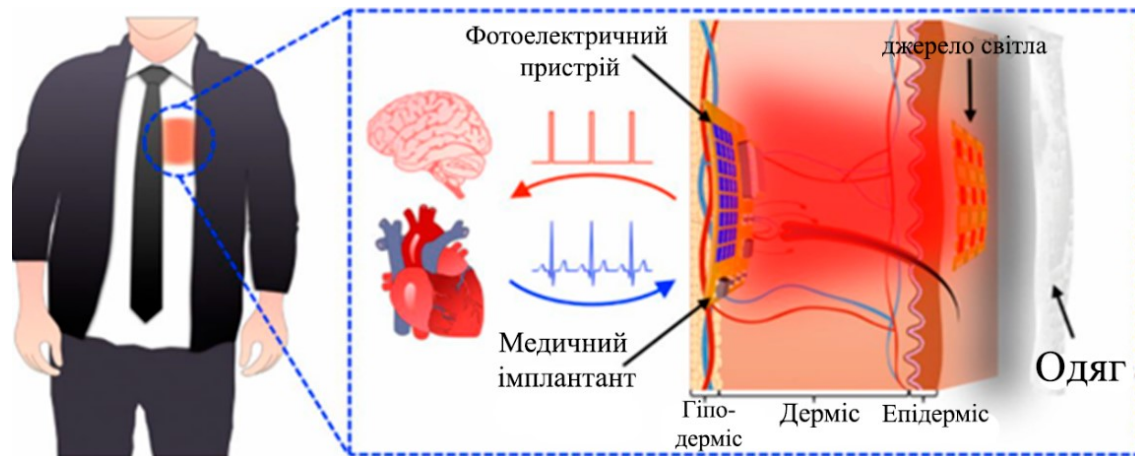
Рисунок 1.26 - Залежність ефективності передачі енергії від товщини розсіюючого шару для детектора радіусом 5 мм (суцільна лінія) та детектора радіусом $R = 3z$ (Штрихова лінія). Коефіцієнт поглинання $0,1$ 1/мм, коефіцієнт розсіювання $1,59$ 1/мм. [26]

Експеримент передачі енергії за допомогою фотонів.

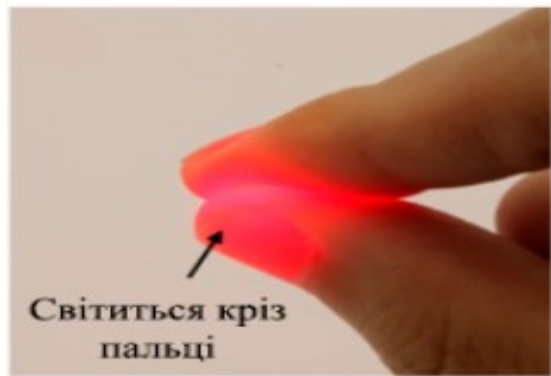
Активна система передачі фотонної енергії складається з прикріпленого до шкіри пластиру джерела фотонів і масиву фотоелектричних пристроїв, інтегрованих в гнучкий медичний імплантат. Накладається на шкіру пластр активно випромінює фотони, які можуть проникати через живі тканини і поглинатись фотоелектричним пристроєм в медичному імплантаті. Система бездротової передачі енергії дуже проста, наприклад, передача активної потужності від постійного струму (DC) до постійного струму без додаткових ланцюгів, і може використовуватися для імплантується медичної електроніки незалежно від погоди, прикриваючись одягом, в приміщенні або на вулиці вдень і вночі. Продемонстрована здійсненність цього підходу, представляючи теплову

і механічну сумісність з м'якими живими тканинами при одночасному генеруванні достатньої кількості електроенергії в живих тілах за допомогою експериментів на тваринах.

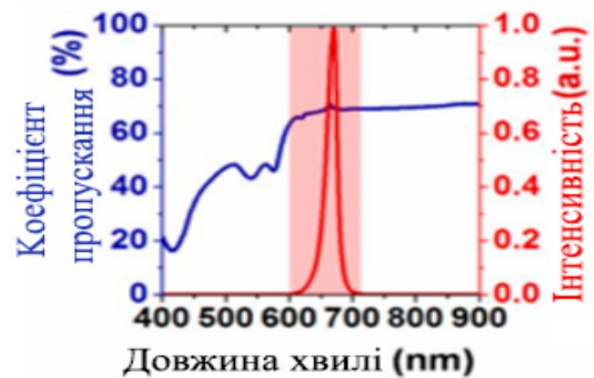
На рисунку 1.27, показана концептуальна ілюстрація передачі фотонної бездротової енергії в живе тіло для стійкої роботи гнучкого медичного електронного імплантату. Джерело світла, прикріплене до шкіри, випромінює світло, що складається з фотонів, енергія і глибина проникнення яких залежать від їх довжини хвилі. Наприклад, фотон з довжиною хвилі 670 нм несе 1,85 eV і проникає через живі тканини приблизно на 2,5 мм, глибше, ніж дерма шкіри людини, як показано на рис. 1.27 а - а. З фотоелектричними (ФЕ) пристроями, інтегрованими в тонкий гнучкий електронний імплантат, фотони можуть бути захоплені і перетворені в електрику в живому тілі для сталого живлення медичного електронного імплантату для діагностики і терапії. Рис. 1.27 - б демонструє проникнення світла через живі тканини. Світиться червоне світло крізь людські пальці видно навіть тоді, коли джерело світла (4 × 4 світлодіода) повністю закритий пальцями. Більш докладні вимірювання оптичного пропускання через ізольовану біологічну тканину (шкіра безволосої миші, SKH1-Hrhr, товщина: ~0,55 мм) за допомогою оптичного спектрометра (avaspec-ULS2048L, Avantes Corp.) і подвійних інтегруючих сфер вказують на відносно високий коефіцієнт пропускання (60 -70%, оптичне вікно) на більш високій довжині хвилі (> 600 нм) при відносно низькому коефіцієнті пропускання близько 30-50% при 450-600 нм, як показано синьою лінією на рис. 1.27 - в. Для матеріалів джерел світла, піковий спектр електролюмінесценції (EL) (наприклад, 670 нм, AlGaInP, червона лінія на рис.1.27 - в) знаходиться в межах оптичного вікна, велика частина (наприклад, 60-70% для шкіри миші) фотони (енергія фотона: 1,85 eV) повинні мати можливість проникати через біологічну тканину, і вони можуть бути поглинені і перетворені в електрику за рахунок ефекту з фотоелектричними матеріалами, ширина забороненої зони яких (наприклад, GaAs, $E_g = 1,42$ eV) менше, ніж у фотонів . енергія (1,85 eV). [29]



а



б

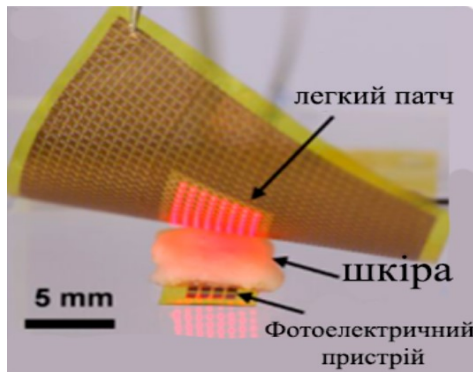


в

Рисунок 1.27 а – Приклад фотонної бездротової передачі енергії за допомогою пластиру джерела світла, що прикріплюється до шкіри: а - концептуальна ілюстрація фотонного бездротового передавання потужності в живе тіло для стабільного вживання медичного імплантату в організмі; б - зображення пальців, що світяться через пропускане світло через живу тканину, навіть якщо джерело світла повністю покритий пальцями; в - оптичний коефіцієнт пропускання через ізольовану безволосу шкіру миші та спектр EL червоного мікро-світлодіода [29]

На рис. 1.27 б - г показана пара підключаються до шкіри мікро-світлодіодних накладок джерела світла (AlGaInP , 670 нм, подробиці в наступних абзацах) і гнучкого масиву фотоелектричних пристроїв (GaAs , $E_g = 1,42$ eV), поміщених під ізольованим безволосої шкірою миші. На рис. 1.27 б - д і 1.27 - е показані концептуальний малюнок і фотографія патча на мікро-LED схемі,

прикріпленого до миші. Патч генерує фотони (червоне світло) в тілі без будь-яких складних схем управління, крім звичайної 3-вольтової батареї (CR2025). Приєднаний до шкіри пластир є перевагою, оскільки він може надійно передавати фотони з поверхні шкіри, навіть коли шкіра покрита тканиною при більш слабкому навколишньому освітленні, як показано на рис.1.27 б – ж. [29]



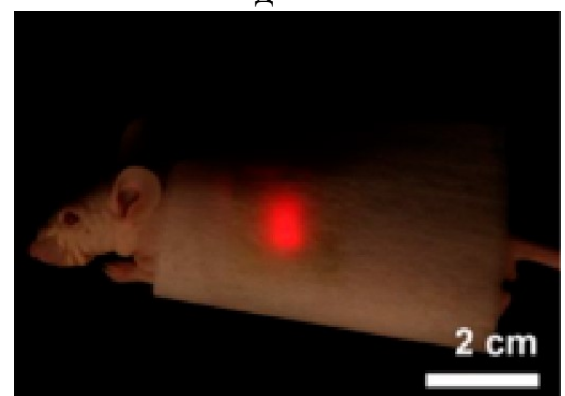
Г



Д



е



ж

Рисунок 1.27 б – Приклад фотонної бездротової передачі енергії за допомогою пластиру джерела світла, що прикріплюється до шкіри: г- фото прикріпленого до шкіри мікро-світлодіодного пластиру джерела світла, що висвітлюється над ізольованою шкірою миші без волосся, під якою розміщені фотоелектричні пристрої; д - концептуальний малюнок та, е - фотографія мікро-світлодіодного патча джерела світла, прикріпленого на тильній стороні миші. ж. - світиться мікро-світлодіодний пластир, прикріплений до шкіри миші під тканиною [29]

Передавач (патч джерела світла) повинен бути якомога ближче до приймача (фотоелектричним пристроїв), тобто патч джерела світла повинен бути прикріплений до шкіри, щоб максимізувати передачу енергії, оскільки

інтенсивність світла обернено пропорційна відстані в квадраті. Однак прикріплення пластиру-джерела світла до деформованої шкірі повинно включати конструкцію, що дозволяє мінімізувати механічні або термічні пошкодження самих пристроїв або біологічних тканин.

Передавач (патч джерела світла) повинен бути якомога ближче до приймача (фотоелектричним пристроїв), тобто патч джерела світла повинен бути прикріплений до шкіри, щоб максимізувати передачу енергії, оскільки інтенсивність світла обернено пропорційна відстані в квадраті. Однак прикріплення пластиру-джерела світла до деформованої шкірі повинно включати конструкцію, що дозволяє мінімізувати механічні або термічні пошкодження самих пристроїв або біологічних тканин.

На ефективність передачі фотонної енергії може впливати товщина шкіри або поперечне вирівнювання між джерелом світла (LED) і приймачем (PV). Тільки для вимірювання продуктивності, без урахування теплових або механічних характеристик, ми підготували різні світлодіодні матриці (крок по горизонталі: 2,1 мм і крок по вертикалі: 1,425 мм для матриці 4×4 , крок: 1,3 мм для матриці 4×1 , 6×1 , Масивів 8×1 , 10×1) з наявними у продажу пристроями (SML-P12UT, Rohm Semiconductor). На рис. 1.28 - а показана настроюється експериментальна установка, за допомогою якої ми можемо регулювати вертикальне відстань і поперечне вирівнювання між світлодіодною матрицею (4×4), закріпленої на двох-осьовому похилому тримачі зверху, і фотоелектричним пристроєм (700×560 мкм², товщина: ~ 4 мкм), встановлений на мікростатик внизу. Результати вимірювання нормалізованого струму, переданого від світлодіодної матриці до фотоелектричному пристрою через шкіру миші різної товщини, показані на рис. 1.28 - б. Ми використовували кілька шарів ізольованою шкіри миші (1 шар: $\sim 0,65$ мм) для більшої глибини проникнення. Як і очікувалося, що передається по бездротовій мережі струм обернено пропорційний товщині шкіри, оскільки відбувається більше ослаблення через більш високу ймовірність поглинання в більш товстих тканинах шкіри. [29]

Переносний ток відносно менш чутливий до бічного вирівнювання між джерелом світла і приймачем, як показано на рис. 1.28 - в. Різниця в переданому струмі становить близько 10% в залежності від поєднання з матрицею світлодіодів (крок: $\sim 1,3$ мм).

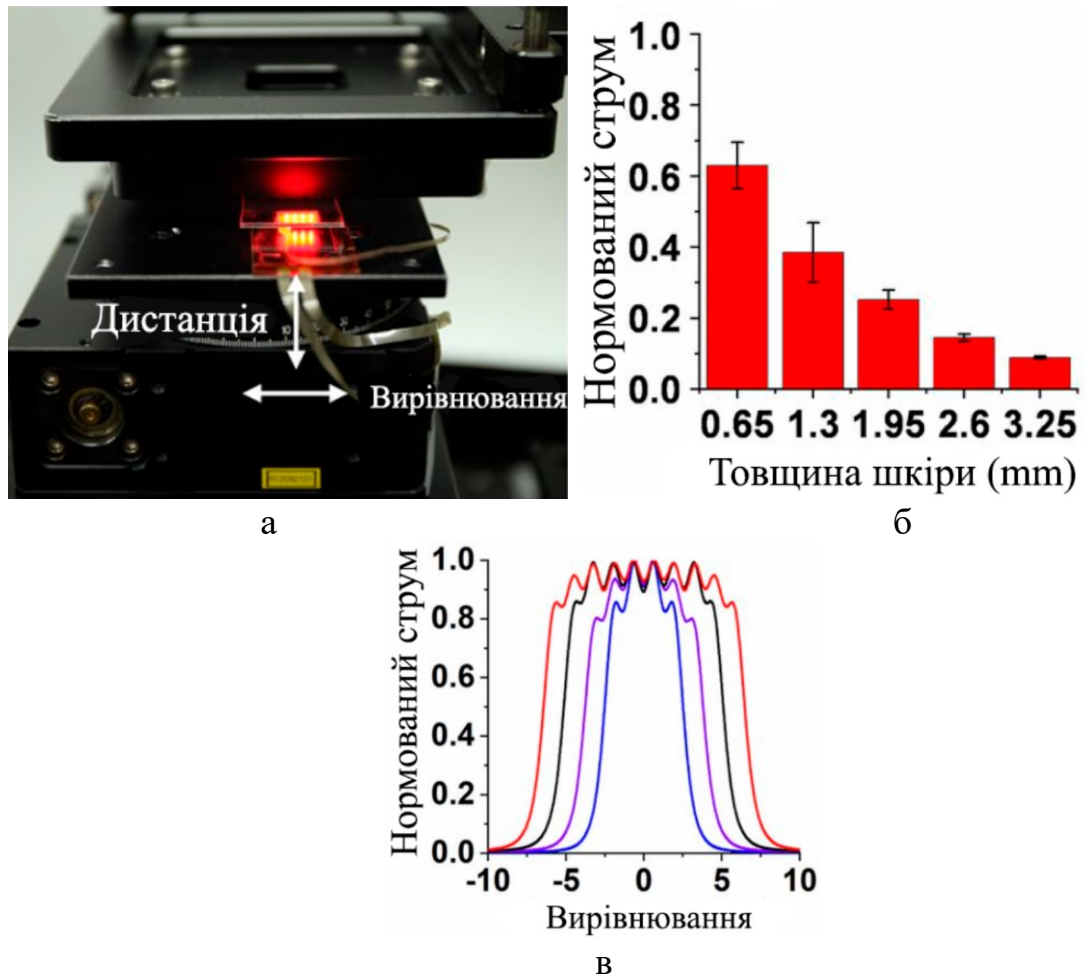


Рисунок 1.28 – Експлуатаційні характеристики в залежності від товщини та вирівнювання шкіри: а - експериментальна установка для вимірювань; б. - нормалізований струм, що передається через шкіри миші різної товщини; с. - нормалізований струм залежно від бічного вирівнювання між світлодіодною решіткою та PV-пристроєм світлодіодні масиви (крок: $\sim 1,3$ мм): 4×1 (синій), 6×1 (фіолетовий), 8×1 (чорний), 10×1 (червоний) [29]

Результати також показують, що покрита область ($> 90\%$ переданого струму), стійка до неузгодженості, може бути розширена простим збільшенням розміру масиву (кількості світлодіодів), наприклад, закрита область: $\sim 2,0$ мм для 4×1 , $\sim 4,3$ мм для 6×1 , $\sim 7,4$ мм для 8×1 , $\sim 9,7$ мм для масиву 10×1 . Ця

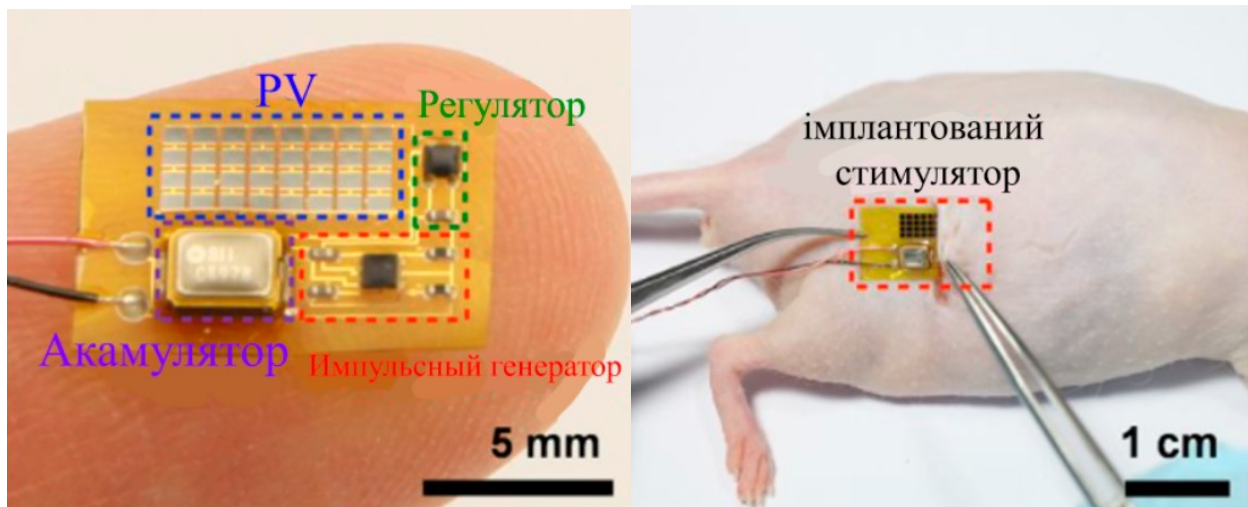
властивість може бути корисно для бездротової передачі енергії через деформуються тканини без точного вирівнювання. [29]

Експерименти з моделями живих мишей демонструють здійсненність концепції бездротової передачі енергії фотонами в тіла. Крихітний імплантується стимулятор (розмір: $1 \times 0,65 \text{ см}^2$), спеціально розроблений і виготовлений на гнучкій плівці (PI, $12,5 \text{ мкм}$), показаний на рис. 1.29 - а. Замість великої батареї, обсяг якої зазвичай перевищує 50% обсягу звичайного кардіостимулятора (розрахунковий об'єм: $10\text{-}15 \text{ см}^3$), стимулятор включає в себе дуже тонкі фотоелектричні пристрої (синій ящик, 4×8 , GaAs, кожне: $700 \times 560 \text{ мкм}^2$, кожна активна площа: $0,35 \text{ мм}^2$, загальна активна площа: $11,1 \text{ мм}^2$, товщина: $\sim 4 \text{ мкм}$) і невелика перезаряджається мікро-батарея (фіолетова коробка, розмір: $3,2 \times 2,5 \text{ мм}^2$, товщина: $0,9 \text{ мм}$, Seiko) на додаток до низько-регулятор випадає напруги (зелений прямокутник) і генератор імпульсів (червоний прямокутник), що складається з інверторів, резисторів і конденсаторів. Середній струм і споживана потужність стимулятора складають $\sim 1,9 \text{ мкА}$ і $\sim 2,3 \text{ мкВт}$ відповідно. Стимулятор повністю імплантується через невеликий розріз (рис. 1.29 - б). [29]

Приєднання до криси з подальшим включенням патча джерела світла дозволяє передавати фотонну бездротову потужність на імплантований стимулятор, як показано: ток-напруга (червона лінія) і потужність з вольт - амперною (синя лінія) характеристикою на рис. 1.29 - в. Потужність, що передається по бездротовій мережі на імплантований стимулятор (активна область PV: $0,11 \text{ см}^2$), становить $8,2 \text{ мкВт}$ (при $2,12 \text{ В}$), що вище, ніж необхідна потужність, споживана виготовленим на замовлення стимулятором ($\sim 2,3 \text{ мкВт}$) або наявними у продажу кардіостимуляторами ($1\text{--}10 \text{ мкВт}$). [29]

Потужність, що передається по бездротовій мережі ($\sim 8,2 \text{ мкВт}$) через шкіру, достатня для генерації періодичних стимулюючих імпульсів (рис. 1.18, частота: $\sim 3,2 \text{ Гц}$, ширина імпульсу: $0,9 \text{ мс}$, робочий цикл: $0,29\%$) і зарядки

додаткової потужності ($\sim 5,9$ мкВт) на вбудовану мікробатарей, як показано з зарядно-розрядними характеристиками на рис. 1.29 – д. [28]



а

б

Рисунок 1.29 а – Демонстрація фотонного бездротового передавання потужності на імплантований медичний стимулятор: а. - Оптичне зображення імплантованого стимулятора (розмір: $1 \times 0,65$ см²), інтегрованого на гнучку ПП-плівку з PV-пристроями (синій ящик, 4×8 , GaAs, кожен: 700×560 мкм², товщина: ~ 4 мкм), регулятор напруги з низьким відключенням (зелений ящик), акумуляторна мікроакумуляторна батарея (фіолетова коробка, Seiko) та генератор імпульсів (червоний ящик); б. - стимулятор повністю імплантується, крім проводів, що використовуються лише для вимірювання продуктивності [29]

Потужність, що передається по бездротовій мережі ($\sim 8,2$ мкВт) через шкіру, достатня для генерації періодичних стимулюючих імпульсів (рис. 1.29, частота: $\sim 3,2$ Гц, ширина імпульсу: 0,9 мс, робочий цикл: 0,29%) і зарядки додаткової потужності ($\sim 5,9$ мкВт) на вбудовану мікробатарей, як показано з зарядно-розрядними характеристиками на рис. 1.29 – д. [28]

Вимірювання проводились з імплантованим стимулятором, який отримує бездротове харчування тільки від прикріплюватися до шкіри пластиру.

Навіть після того, як пластир з джерелом світла вимкнений через 106 хв, імплантований стимулятор, що живиться від зарядженої батареї, продовжує працювати ще 90 хв.

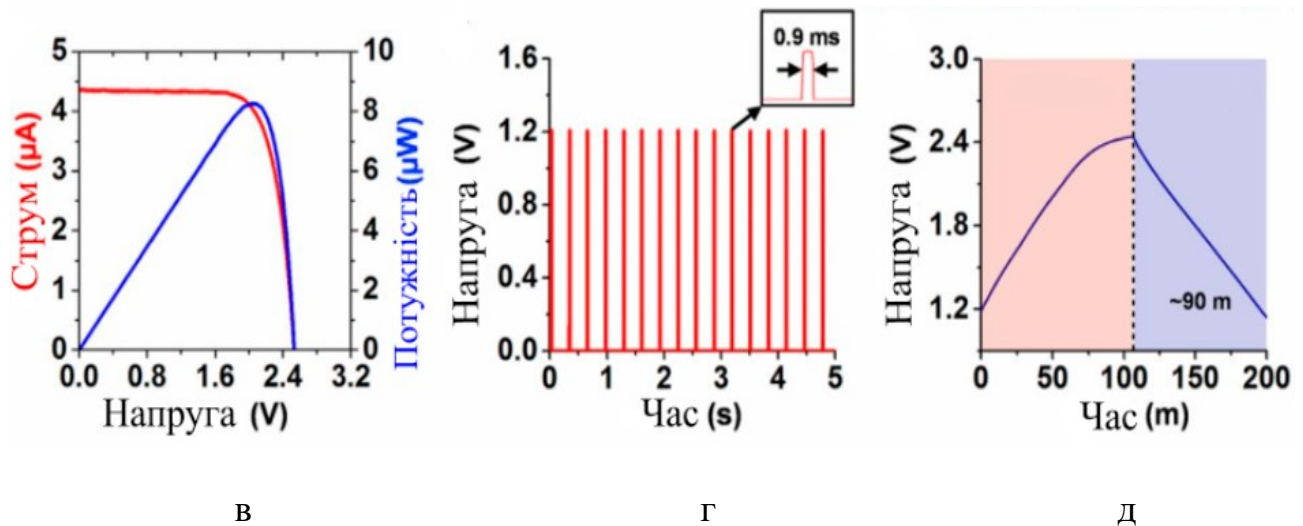


Рисунок 1.29 б – Демонстрація фотонного бездротового передавання потужності на імплантований медичний стимулятор: в - характеристики струму напруги (червона лінія) та напруги живлення, що передаються бездротовим способом до імплантованого стимулятора від прикріпленого патча джерела світла; г - періодичні стимулюючі імпульси (частота: $\sim 3,2$ Гц, ширина імпульсу: 0,9 мс, робочий цикл: 0,29%), виміряні з імплантованого стимулятора; д - характеристики заряду-розряду імплантованого стимулятора, що живиться бездротовим способом, що кріпиться до шкіри [29]

Була проведена торакотомія (рис. 1.29 в - е), щоб продемонструвати регулювання серцевого ритму миші з імплантованим стимулятором при бездротовому харчуванні від прикріпленого до шкіри пластиру. Імплантований стимулятор генерує імпульси з частотою 3,3 Гц (червона лінія на рис. 1.29 - ж). Як тільки вихідні дроти імплантованого стимулятора входять в контакт з правим передсердям і лівим шлуночком миші при брадикардії (0-5,5 с, синя лінія на рис. 1.29 - ж) через 5,5 с, серце починає регулярно битися. при $\sim 3,3$ Гц така ж частота генеруючих імпульсів імплантованого стимулятора. [28]

Була проведена торакотомія (рис. 1.29 - е), щоб продемонструвати регулювання серцевого ритму миші з імплантованим стимулятором при бездротовому харчуванні від прикріпленого до шкіри пластиру. Імплантований стимулятор генерує імпульси з частотою 3,3 Гц (червона лінія на рис. 1.29 - ж).

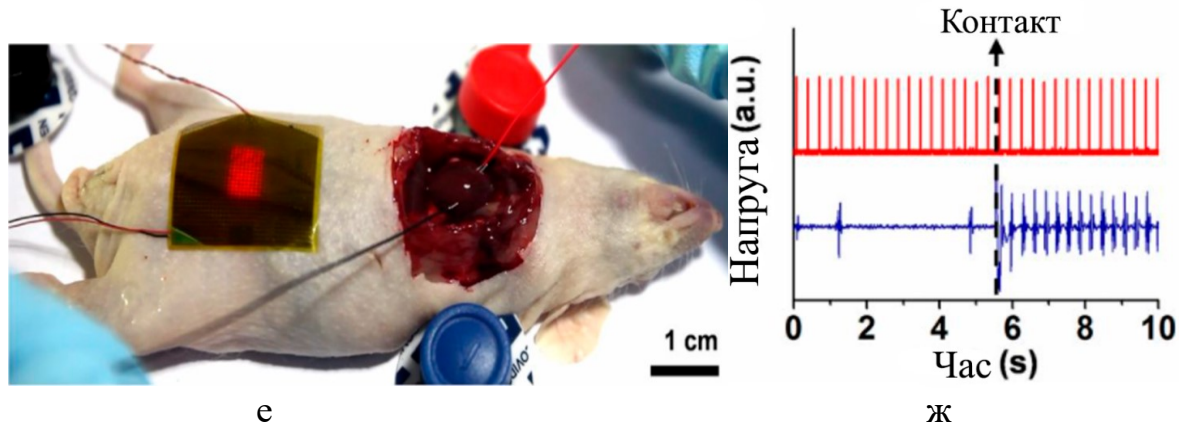


Рисунок 1.29 в – Демонстрація фотонного бездротового передавання потужності на імплантований медичний стимулятор: е - демонстрація *in vivo* стимулювання серця миші за допомогою імплантованого стимулятора під час бездротового живлення від прикріпленого до шкіри пластиру; ж - сформовані імпульси ($\sim 3,3$ Гц, червона лінія, верхня) від імплантованого стимулятора та виміряні сигнали електрокардіограми (синя лінія, нижня) миші при брадикардії

Як тільки вихідні дроти імплантованого стимулятора входять в контакт з правим передсердям і лівим шлуночком миші при брадикардії (0-5,5 с, синя лінія на рис. 1.29 - ж) через 5,5 с, серце починає регулярно битися. при $\sim 3,3$ Гц така ж частота генеруючих імпульсів імплантованого стимулятора. [28]

Експерименти успішно демонструють ключову біомедичну функцію (електричну стимуляцію) найбільш імплантується медичної електроніки, такий як кардіостимулятори, глибокі стимулятори головного мозку (DBS), стимулятори спинного мозку і багато інших. Передана потужність ($\sim 8,2$ мкВт, $\sim 74,1$ мкВт / cm^2 для активної області PV) з повною системою вже приблизно дорівнює споживаній потужності для комерційних стимуляторів (наприклад, кардіостимуляторів: 1-10 мкВт) в залежності від режимів роботи. Для кардіостимулятора, що вимагає 10 мкВт, мінімальна активна площа PV

становить $13,5 \text{ мм}^2$. Слід зазначити, що реакція на чужорідне тіло може викликати розростання додаткових тканин (таких як фібробласти і імунні клітини) над імплантатом. Тканина може додатково розсіювати або поглинати проходить світло, знижуючи ефективність передачі електроенергії. При розробці системи передачі фотонної енергії слід ретельно враховувати вплив додаткових тканин. За допомогою оптоелектронних пристроїв промислового стандарту потужність може бути збільшена до рівня 100 мкВт . Хоча аналогічну кількість потужності може бути досягнуто за допомогою інших підходів, таких як індуктивний зв'язок, передача фотонної потужності забезпечує комбінацію явних переваг [28]:

- 1) дуже прості схеми (передача потужності від постійного струму до постійного струму),
- 2) відсутність вимог до точного налаштування по деформуванню тканини,
- 3) просте збільшення або зменшення потужності шляхом регулювання розміру пристрою.

На закінчення, розробка, виготовлення і експерименти на рівні повної системи доводять можливість активної бездротової передачі фотонної енергії для медичних електронних імплантатів. Демонстрація включає ключову біомедичну функцію. Конструкції доводять, що потенційні проблеми, такі як механічна і термічна сумісність, можуть бути усунені і контролюватися. Переданої потужності за допомогою цього підходу навіть з використанням спеціально виготовлених оптоелектронних пристроїв вже досить для зарядки і роботи імплантируемого стимулятора, і її слід значно поліпшити за допомогою промислового стандартного виробництва в спеціалізованих приміщеннях з оптимізованими епіструктурами, що призведе до прискорення розробки медичних імплантатів з розширеними і різноманітними функціями, які обмежені обмеженою електричною потужністю в живих тілах.

2 ВИБІР МЕТОДУ БЕЗДРОТОВОГО ЕЛЕКТРОЖИВЛЕННЯ ПОТУЖНИХ ІМПЛАНТАТІВ ТА ТЕХНІЧНИХ ЗАСОБІВ ЙОГО РЕАЛІЗАЦІЇ

2.1 Вибір методу передачі енергії для бездротового електроживлення імплантатів

При виборі бездротового методу передачі енергії для живлення імплантатів слід враховувати що їх потужність може сягати 20 Вт як наприклад штучне серце AbioCor а також важливо дотримувати безпечний температурний режим.

Ультразвуковою метод має дуже низький ККД, у багатьох країнах має обмеження по максимальному рівню звукового тиску, що значно обмежує потужність передачі. Також вплив ультразвуку різної частоти та інтенсивності потребує попереднього вивчення.

Мікрохвильовий метод має серйозний вплив на організм людини, безпечним рівнем щільності потужності є $1\text{мВт}/\text{см}^2$, що є не достатньо високим рівнем для забезпечення живлення потужних імплантатів.

Недоліком лазерного метода є низький ККД, згідно дослідження шкіра людини є суттєвою завадою для передачі енергії, для досягнення достатнього рівня потужності на вході приймаючого елемента необхідно значно підвищити потужність лазера, що призведе до перегріву біотканин людини, це недопустимо. Також потужній лазер може бути небезпечний для зору.

Найбільш підходящим методом для через шкірної передачі енергії є метод електромагнітної індукції. Це метод є досить вивченим, згідно з досліджень електромагнітне поле є безпечним для людини, а при частотах порядку 100кГц досягається найбільш оптимальний зв'язок між індукторами при передачі через тканини людини, мінімізується втрати у середовищі що призводить до суттєвого зменшення нагріву тканин. Зважаючи на специфіку процесу передачі енергії,

відстань між індукторами досить мала, що дозволяє знехтувати зменшенням ККД при віддалення індукторів один від одного.

2.2 Поширені конструкції бездротового живлення електронних засобів

На даний час на ринку існує безліч технічних засобів для бездротового електроживлення, найбільш розповсюдженими є бездротові зарядні пристрої для мобільних пристроїв таких як наприклад телефон, саме ця категорія технічних засобів є найбільш підходящою для живлення імплантатів через невеликий розмір та доступність. Під час вибору існуючих технічних засобів орієнтуємося на необхідність живлення потужного імплантату, потужність якого складає 20 Вт.

2.2.1 Мобільний зарядний пристрій Tesla Model 3 Wireless Phone Charger

Як зрозуміло з назви пристрій від компанії Tesla, згідно з вказаними виробником параметрами системи, цей пристрій не задовольняє потребам електроживлення потужних імплантатів, через недостатньо велику потужність. [11]

Параметри:

- вхідна напруга по USB : 5В/1А
- вихідна напруга та струм QI: 5В/2А
- вхідний інтерфейс: USB A plug
- вихідний інтерфейс : QI wireless

Електрична схема та інші деталі виробник не приводить через комерційну таємницю. Щоб адаптувати цей пристрій для бездротового електроживлення потужних імплантатів необхідно опрацювати технічну документацію та дещо змінити робочі параметри.

2.2.2 Зарядний пристрій LTC4125

LTC4125 пристрій розроблений компанією AnalogDevices. [12] LTC4125 - це простий і високопродуктивний монолітний повномостовий резонансний драйвер, здатний видавати понад 5 Вт потужності бездротово на правильно налаштований приймач. Пристрій контролює поточний потік у послідовно підключеній LC мережі котушки передачі, щоб створити простий, безпечний та універсальний бездротовий передавач потужності.

Параметри LTC4125 вказані виробником зазначені у таблиці 2.1

Таблиця 2.1 – Параметри LTC4125

Параметр	Значення
Діапазон вхідної напруги	від 3 до 5,5 в
Діапазон частот	від 50 до 250 кГц
Вихідна напруга	5 Вт
Інтегрований повний мостовий вимикач	100 мОм

Аналізуючи параметри вказані виробником можна зробити виновок про неможливість адаптації цього пристрої під задану задачу через низьку потужність та неможливість вдосконалення.

2.2.3 Модулі бездротової передачі енергії DC2554A та DC2386A-B

DC2554A - це комплект передавача DC2556A, що містить LTC4125, приймач DC2555A-A / DC2555A-B, що має LT3652HV.

Приймач DC2555A-A / DC2555A-B може заряджати одну літій-іонну батарею до 650 мА з повітряним зазором від 3,0 до 12,0 мм між котушками передачі та прийому. Передавач DC2556A підтримує функції оптимального

пошуку потужності та виявлення сторонніх предметів через LTC412. [13] Зовнішній вигляд наведено на рисунку 2.1.

DC2386A-B - це набір DC2330A LTC4125EUF, DC2445A-A / DC2445A-B LTC4120EUD, може передавати до приймальної плати до 1,68 Вт з інтервалом до 12 мм між котушками передачі та прийому. [13] Зовнішній вигляд наведено на рисунку 2.2.



Рисунок 2.1 – Зовнішній вигляд DC2386A [13]

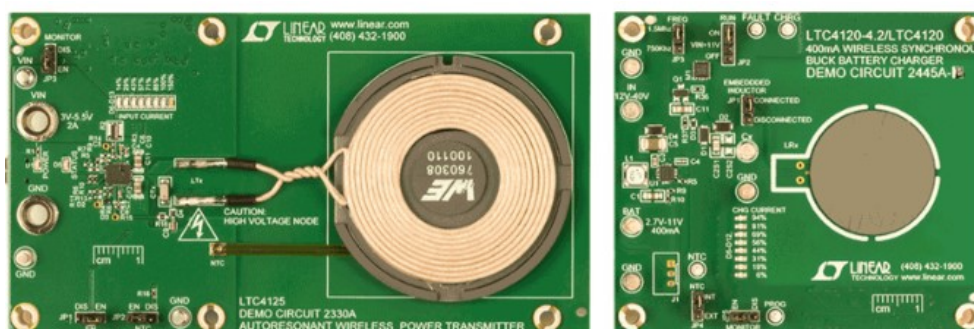


Рисунок 2.2 – Зовнішній вигляд DC2386A-B [13]

Задача електроживлення малопотужних імплантатів таких як наприклад кардіо стимулятор або пристрої корекції слуху більш менш вирішена, проте жоден з наведених у 2-му розділі пристроїв та велика кількість розглянутих пристроїв поза роботою не можуть бути доцільно адаптовані під задачу

безконтактного живлення потужних імплантатів таких як наприклад апарат штучне серце або інсулінова помпа, через:

- низьку вихідну потужність;
- нестабільний зв'язок;
- неможливість корегування частоти, як наслідок робота у частотах неефективних для передачі енергії через біологічні тканини через великі втрати, це провокує високий нагрів тканин ,
- адаптація передбачуватиме не модернізацію, а повну заміну всіх елементів пристрою, що рівносильно виготовленню нового пристрою, тому адаптація цих пристрої є неефективна з економічної точки зору та з точки зору часових втрат.

2.3 Моделювання магніто-індукційного способу електроживлення

2.3.1 Індуктивно зв'язані елементи

При наявності в безпосередній близькості двох котушок індуктивності в останній котушці, завдяки індукції, буде з'являтися електрорушійна сила взаємоіндукції, що визначається згідно із законом Фарадея - Максвелла. Таким чином, між котушками встановиться індуктивний зв'язок. [14]

Ступінь індуктивного зв'язку двох елементів ланцюга оцінюється коефіцієнтом індуктивного зв'язку k , який описується наступним виразом:

$$k = \frac{M}{\sqrt{L_1 * L_2}}, \quad (2.1)$$

де M - взаємна індуктивність елементів ланцюга;

L_1, L_2 - індуктивність першого і другого елементів ланцюга відповідно.

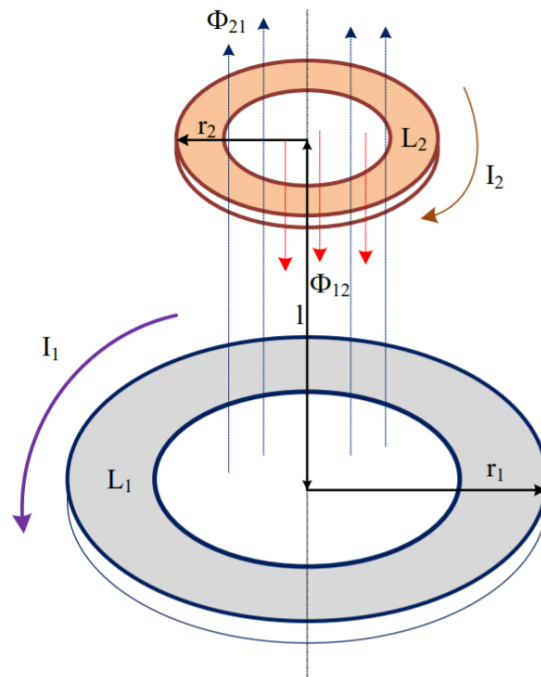


Рисунок 2.3 - Система двох індуктивно пов'язаних котушок [14]

Коефіцієнт зв'язку залежить від багатьох факторів, таких як: відстань між котушками, співвідношення діаметрів первинної та вторинної котушок, розташування вторинної котушки щодо первинної, форми котушок та інші.

Для збільшення ефективності передачі енергії між індуктивно пов'язаними контурами використовують резонансні контури з індуктивною зв'язком. Такі системи застосовуються в різноманітних радіотехнічних пристроях протягом останніх десяти років. Розглянемо явище резонансу в індуктивно зв'язаних контурах.

2.3.2 Резонанс в індуктивно зв'язаних контурах

У пристроях електроніки та радіотехніки поряд з поодинокими послідовними і паралельними контурами застосовуються і пов'язані контури. Контури можуть мати індуктивний зв'язок або ємнісний різного виду.

Розглянемо резонансні явища для випадку двох однакових контурів, що мають індуктивний (трансформаторний) зв'язок (рис. 2.4).

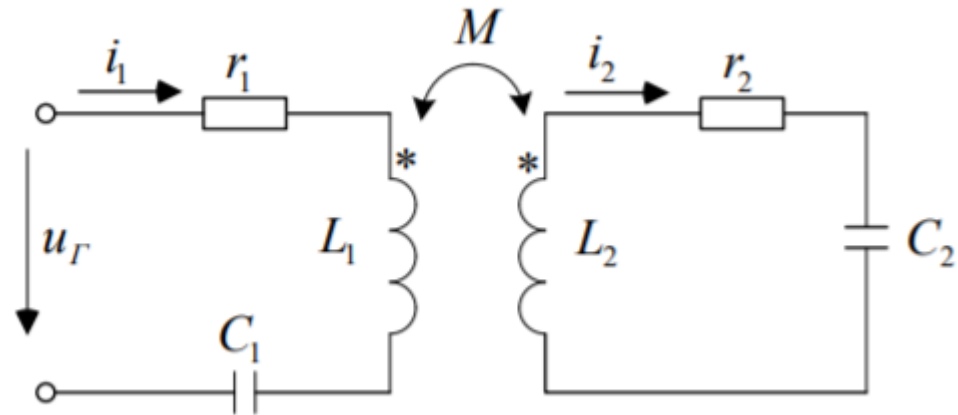


Рисунок 2.4 - Спрощена еквівалентна схема індуктивно зв'язаних

Котушок [15]

В електричній схемі індуктивно зв'язаних контурів представлені наступні параметри:

i_1, i_2 - ток протікає по обмотці, А;

r_1, r_2 - активний опір провідника, Ом;

L_1, L_2 - індуктивність обмотки, Гн;

C_1, C_2 - ємність обмотки, Ф;

M - взаємна індуктивність контуру, Гн;

U_G - напруга на джерелі, В.

де індекс параметрів електричної схеми 1 і 2 позначає первинну і вторинну обмотку. [15]

Режим ланцюга визначається двома рівняннями :

$$\left. \begin{aligned} (r + jx) \cdot \underline{I}_1 - j\omega M \underline{I}_2 &= \underline{U}_1; \\ (r + jx) \cdot \underline{I}_2 - j\omega M \underline{I}_1 &= 0, \end{aligned} \right\} \quad (2.2)$$

де $x = \omega L - 1 / \omega C$.

З (2.2) випливає, що струм $\underline{I}_{1p} = r \cdot \underline{U}_1 / (r^2 + \omega_0^2 M^2)$, співпадає по фазі з напругою \underline{U}_1 , і ланцюг налаштовано в резонанс. Струм у вторинній обмотці знаходиться як :

$$\underline{I}_{2p} = j\omega_0 M \cdot \underline{I}_{1p} / r = \frac{j\omega_0 M}{r} \cdot \frac{\underline{U}_1 \cdot r}{(r^2 + \omega_0^2 M^2)} = \frac{j\omega_0 M \cdot \underline{U}_1}{(r^2 + \omega_0^2 M^2)}. \quad (2.3)$$

При будь-якій іншій частоті з (1.2) струм у вторинній обмотці дорівнює:

$$\underline{I}_2 = j\omega M \cdot \underline{U}_1 / [(r + jx)^2 + \omega^2 M^2] \quad (2.4)$$

У відносних одиницях:

$$\begin{aligned} \frac{\underline{I}_2}{\underline{I}_{2p}} &= \frac{j\omega M \cdot \underline{U}_1}{[(r + jx)^2 + \omega^2 M^2]} \cdot \frac{(r^2 + \omega_0^2 M^2)}{j\omega_0 M \cdot \underline{U}_1} = \\ &= \frac{\omega}{\omega_0} \cdot \frac{r^2 + \omega_0^2 M^2}{[(r + jx)^2 + \omega^2 M^2]} = \omega_* \cdot \frac{r^2 + \omega_0^2 M^2}{[(r + jx)^2 + \omega^2 M^2]} \end{aligned} \quad (2.5)$$

Отже, підставляючи отримані многочлени в вираз виходить наступне вираз:

$$\frac{\underline{I}_2}{\underline{I}_{2p}} = \omega_* \cdot \frac{1 + (k \cdot Q)^2}{(1 + j\xi)^2 + (k \cdot Q)^2} \quad (2.6)$$

У виразі (2.6) прийнято, що при побудові резонансної кривої контуру з досить великою добротністю можна прийняти множник $\omega_* = \omega / \omega_0 = 1$ і при обчисленні добротності Q вважати $\omega L \approx \omega_0 L$, тоді резонансна крива описується наступним виразом:

$$\frac{I_2}{I_{2p}} = \omega_* \cdot \frac{1 + (k \cdot Q)^2}{\sqrt{[1 - \xi^2 + (k \cdot Q)^2]^2 + 4 \cdot \xi^2}} \quad (2.7)$$

Отже, смуга пропускання пов'язаних контурів при слабкій зв'язку менше, ніж у послідовно контуру (рис. 2.5).

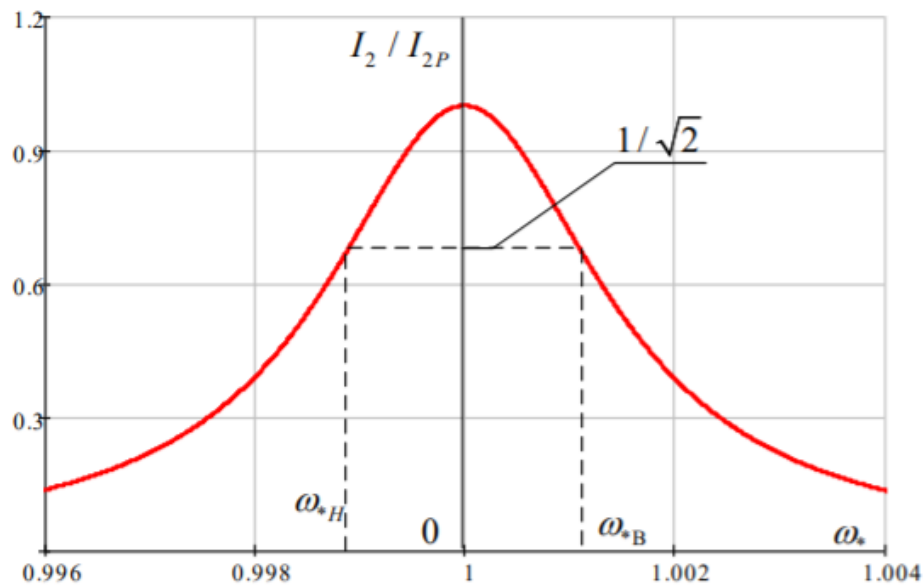


Рисунок 2.5 - Частотний діапазон при слабкому зв'язку контурів [25]

При $k \cdot Q = 1$ - критичний зв'язок, то

$$\frac{I_2}{I_{2p}} = \frac{1+1}{\sqrt{(1-\xi^2+1)^2+4\cdot\xi^2}} = \frac{1}{\sqrt{1+\xi^4/4}} \quad (2.8)$$

У цьому випадку на межах смуги пропускання більше, ніж у послідовного контуру (рис.2.6)

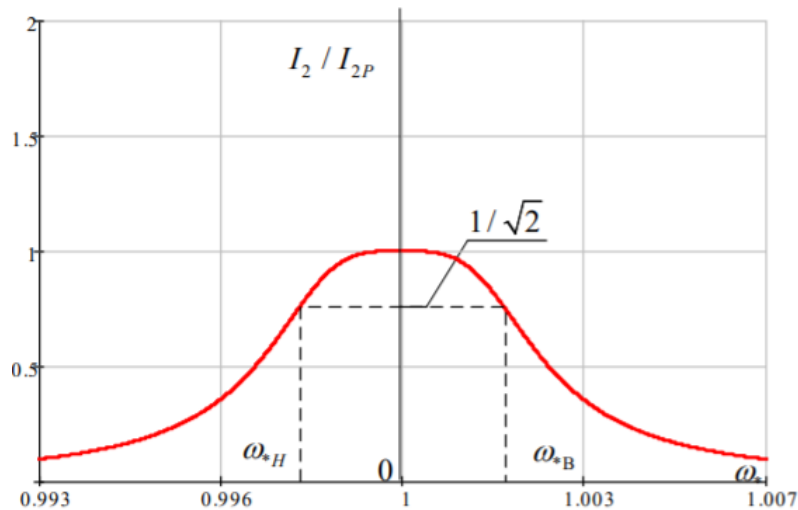


Рисунок 2.6 - Частотний діапазон при критичній зв'язку контурів [25]

2.3.3 Опис математичної моделі магнітного поля

Для проведення розрахунку потрібно врахувати, що подається напруга на котушку від джерела живлення відбувається в високочастотному діапазоні, отже, при подачі такого напруження на передавальну котушку, будуть протікати високочастотні струми таким чином, що щільність розподілу струму по перетину буде концентруватися поблизу поверхні котушки. Таке явище називається скін-ефектом і характеризує залежність опору і індуктивності від частоти.

Зробимо розрахунок щільності розподілу струму в поперечному перерізі провідника за допомогою системи рівнянь Максвелла, яка дозволяє отримати рівняння для векторного магнітного потенціалу A . [16]

Рівняння для постійного струму, що зв'язує магнітну індукцію B і векторний магнітний потенціал A , описується виразом :

$$\mathbf{B} = \nabla A = \begin{pmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial z} \\ A_x & A_y & A_z \end{pmatrix} = \mathbf{i} \left(\frac{\partial}{\partial y} A_z - \frac{\partial}{\partial z} A_y \right) + \mathbf{j} \left(\frac{\partial}{\partial z} A_x - \frac{\partial}{\partial x} A_z \right) + \mathbf{k} \left(\frac{\partial}{\partial x} A_y - \frac{\partial}{\partial y} A_x \right) \quad (2.9)$$

Рівняння для постійного струму, що зв'язує напруженість магнітного поля \mathbf{H} і вектор щільності струму \mathbf{J} , описується виразом:

$$\nabla \mathbf{H} = \begin{pmatrix} \mathbf{i} & \mathbf{j} & \mathbf{k} \\ \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial z} \\ H_x & H_y & H_z \end{pmatrix} = \mathbf{i} \left(\frac{\partial}{\partial y} H_z - \frac{\partial}{\partial z} H_y \right) + \mathbf{j} \left(\frac{\partial}{\partial z} H_x - \frac{\partial}{\partial x} H_z \right) + \mathbf{k} \left(\frac{\partial}{\partial x} H_y - \frac{\partial}{\partial y} H_x \right) = \mathbf{J} \quad (2.10)$$

Поєднуючи вирази (2.9) і (2.10) отримуємо рівняння Пуассона для векторного потенціалу \mathbf{A} через щільність струму \mathbf{J} :

$$\Delta \mathbf{A} = \frac{\partial^2}{\partial x^2} \mathbf{A} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} \mathbf{A} + \frac{\partial^2}{\partial z^2} \mathbf{A} = \mathbf{J} \quad (2.11)$$

Для змінного струму, вирішуючи рівняння Гельмгольца щодо вираження (2.9) виходить такий вираз:

$$(j\omega\sigma - \omega^2 \varepsilon_0 \varepsilon) \mathbf{A} + \nabla \mathbf{H} = \mathbf{J}, \quad (2.12)$$

де, $\omega = 2\pi f$ - кутова частота;

σ - питома електрична провідність провідника;

ε - діелектрична проникність речовини;

ε_0 - діелектрична проникність у вакуумі.

Умова для завдання граничного значення вектора магнітного потенціалу на зовнішньому кордоні області моделі описується:

$$\mathbf{A}|_{\Gamma_{air}}, \quad (2.13)$$

Після визначення розподілу величини магнітного потенціалу необхідно розрахувати щільність струму і струм у витку дроти за такими виразами:

$$\mathbf{J} = \nabla \times (\mu^{-1} \nabla \times \mathbf{A}); \quad (2.14)$$

$$I = \pi \int_0^R \mathbf{J} r^2 dr, \quad (2.15)$$

Магнітна енергія обчислюється згідно з виразом:

$$W = 2\pi \int_0^R \mathbf{A} r dr \quad (2.16)$$

З виразу (2.14) при відомому струмі (2.15) можна визначити індуктивність за допомогою співвідношення [17]:

$$L = \frac{2W}{|I^2|} \quad (2.17)$$

2.3.4 Розрахунок індуктивності та ємності катушки

Індуктивність кільця в області високих частот при $R \gg r$ обчислюється за формулою :

$$L = \mu_0 R \left(\ln \frac{8R}{r} - 2 \right) \quad (2.18)$$

Власна ємність провідника форми кругового кільця розраховується відповідно до виразу: [16]

$$C_0 = 4\pi^2 \varepsilon R \cdot \left(\ln \left(\frac{8R}{r} \right) \right)^{-1}, \quad (2.19)$$

2.4 Методи компенсації зміщення індукторів у системах індуктивної черезшкірної передачі енергії

Розробка та модернізація технологій бездротового електроживлення є одним з основних напрямів розвитку імплантованих медичних пристроїв (ІМП). Найбільшими перевагами використання технологій бездротової передачі енергії

(БПЕ) є суттєве зниження вартості лікування та зменшення ризику розвитку післяопераційних ускладнень. [18, 19]

Найбільш широко використовується метод БПЕ на основі індуктивного зв'язку. Як правило, використовують пару резонансних LC-контурів з плоскими спіралеподібними котушками близьких розмірів (діаметром від 3 до 10 см), робоча частота зазвичай знаходиться в межах 0.1...10 Мг. Такий вибір частот дозволяє мінімізувати втрати енергії у тканинах та відповідно передавати відносно велику потужність з відносно високою ефективністю без шкоди для організму пацієнта.

Зміщення котушок є однією з основних особливостей та складностей використання індуктивного зв'язку для передачі енергії до ІМП.

Стабільність роботи є однією з основних характеристик системи енергозабезпечення ІМП, особливо в том случає, якщо ІМП заміщує життєво важливу функцію. У зв'язку з цим компенсація зміщення котушок є однією з найбільш важливих задач при побудові систем індуктивної передачі енергії

Зміщення котушок можуть бути викликані рухом пацієнта та біологічними причинами. Можна виділити три основні типи зміщення:

- повільні нерегулярні: викликані зміною стану біологічних тканин у місці імплантації котшок індуктивності(після операційний набряк, запалення, міграція імплантату);

- швидкі нерегулярні: викликані рухом пацієнта, змінюючимися положеннями тіла в цілому;

- швидкі регулярні: викликані ходою або диханням.

Нерегулярні зміщення можуть бути скомпенсовані прямими методами, тобто при наявності відповідної інформації оптимальне положення котушок може бути відновлено. Для компенсації швидких регулярних зсувів потрібні непрямі методи, що ґрунтуються на зміні робочих характеристик передавальної частини системи або оптимізації форми котушок.

Ці методи, відповідно, можуть застосовуватися й у компенсації нерегулярних зсувів. Геометрично зсуви можуть бути поділені на поздовжні, бокові, кутові та обертальні (рис. 2.7). [20] Для поздовжніх та кутових зсувів можна досить точно визначити діапазон можливих значень, не більше 30 мм та 30° відповідно. Величина бічних та обертальних зсувів не може бути свідомо визначена так само точно. Крім того, якщо бічні, кутові та обертальні рухи можуть бути компенсовані безпосередньо, то для поздовжніх зміщень (викликаних відтоком або міграцією імплантату) можлива тільки непряма компенсація.

Механічна фіксація положення індукторів. Одним з варіантів вирішення проблеми зсувів є використання куполоподібного корпусу імплантованої катушки. [20], [21] При цьому на поверхні тіла пацієнта виникає штучна нерівність.

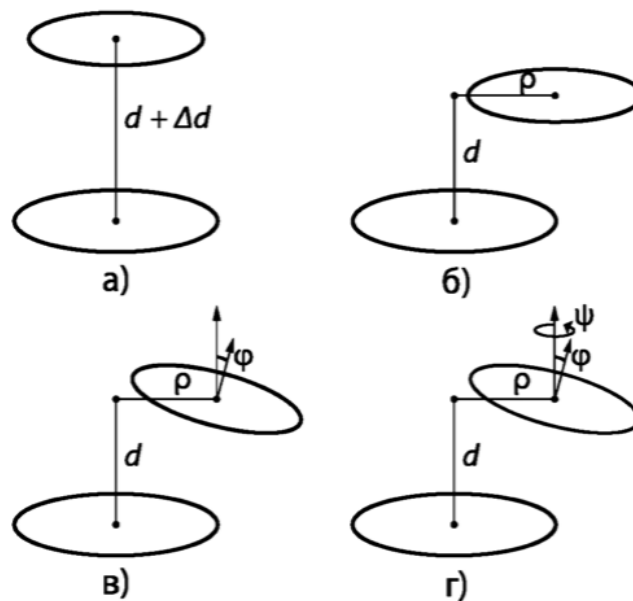


Рисунок 2.7 - Зміщення котушок індуктивності в системах бездротової передачі енергії: а) повздовжні; б) бокові; в) кутові; г) обертальні [20]

Це дозволяє визначити положення імплантованої катушки і зафіксувати зовнішній індуктор (рис. 2.8), наприклад за допомогою адгезивних матеріалів. [21] Істотним недоліком методу є обмеження форми передавальної катушки. Така фіксація не вирішує проблему поздовжніх, кутових та обертальних зсувів.

Зрештою, це рішення є нефізіологічним. Проте цей метод був використаний у системі LionHeart 2000

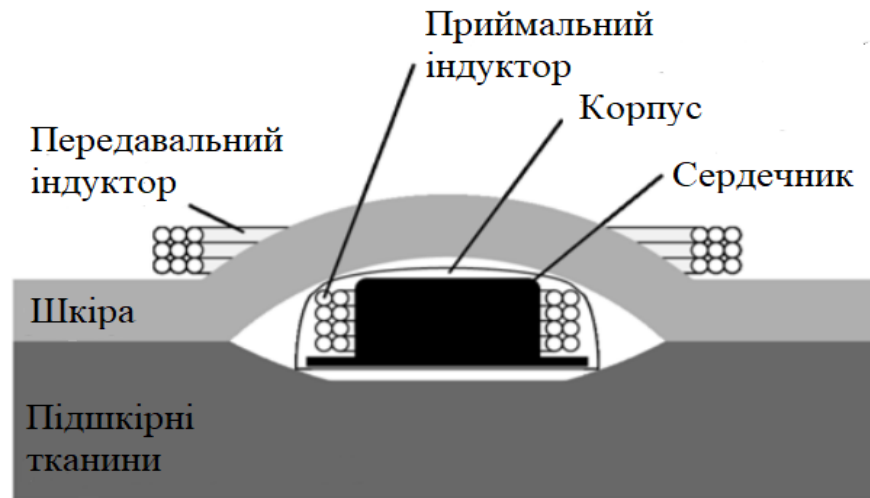


Рисунок 2.8 - Один з варіантів фіксації положення індукторів [20]

Іншим способом фіксації положення котушок є використання магнітів, розташованих на осі приймальної та передаючої катушок. Спосіб знайшов широке застосування в кохлеарних імплантатах, для яких характерне розміщення катушок на порівняно малорухливій поверхні голови пацієнта. Однією із суттєвих складнощів у цьому випадку є проблеми, пов'язані з можливістю застосування магнітно-резонансної томографії для обстеження пацієнтів з ІМП. [21] Якщо катушки розташовуються не на голові пацієнта, а на більш рухливих частинах тіла (наприклад, на животі або грудях), то фіксація положення за допомогою магнітів виявляється недостатньо сильною.

Визначення взаємного положення катушок. Іншим можливим вирішенням проблеми компенсації зсувів є визначення взаємного положення приймальної катушок, що передає. При цьому отримана інформація може бути використана як для корекції положення катушки, що передає, так і для зміни параметрів роботи передавальної частини системи.

Положення катушки, що імплантується, в тілі пацієнта може бути визначено за допомогою оптичної або ультразвукової системи позиціонування.

Основною перевагою використання системи позиціювання є висока точність, до числа недоліків можна віднести ускладнення системи, збільшення розмірів та приріст споживаної енергії. Такі методи можуть бути розглянуті для ІМП з високим рівнем споживаної потужності, коли доля споживаної енергії системи позиціювання у системі не велика.

Альтернативою прямим методам виявлення положення катушок є метод пасивного детектування зсувів, заснований на оцінюванні зміни взаємної індукції M . [22] Оскільки конкретному значенню M відповідає нескінченний набір комбінацій зсувів, цей метод дозволяє лише зафіксувати сам факт зміщення. Це дозволяє скоригувати параметри роботи передавальної частини, але корекція положення катушок для досягнення оптимальної позиції неможлива.

Існує також методика пасивного визначення взаємного положення катушок, заснована на використанні додаткового набору катушок індуктивності в передавальній частині. В основі цього методу лежить оцінка зміни взаємної індуктивності. [23] Оскільки така оцінка виконується не для однієї, а для декількох катушок (16 катушок у матриці 4×4), завдання визначення координат приймаючої катушки в системі відліку, пов'язаної з передавальною катушкою, може бути вирішена. Пасивна система детектування зміщень не вимагає живлення, проте до її недоліків можна віднести ускладнення передавальної частини системи та додаткові втрати енергії, спричинені генерацією струму в катушках-детекторах.

Оптимізація форми катушок. Першим ІМП з індуктивною передачею енергії був розроблений у Швеції наприкінці 50-х років минулого століття діостимулятор. [24] Імплантат був укомплектований акумулятором, що заряджається за допомогою пари катушок імплантованої, діаметром 5 см, і зовнішньої - діаметром 25 см. Завдяки істотно великим розмірам передаючої катушки, система демонструвала високу стійкість до зсувів, що дозволяло виконувати зарядку акумуляторів під час сну пацієнта, при цьому передаюча

катушка фіксувалась не на тілі пацієнта а у кроваті. Аналогічне рішення використовувалося і пізніше, проте надалі від застосування котушок суттєво різних розмірів відмовилися, в першу чергу через низьку ефективність передачі енергії.

В даний час основним способом геометричної оптимізації котушок з метою мінімізації впливу зміщень є використання передавальної катушки, зовнішній радіус якої в 1,3 ... 1,8 рази більше, а внутрішній радіус дорівнює зовнішньому радіусу катушки, що приймає. Так, для енергозабезпечення повністю штучного серця «ReinHeart» використовуються імплантована спіральна катушка із зовнішнім діаметром 70 мм і фактором заповнення (відношення внутрішнього діаметра до зовнішнього) $\ll 1$, та передаюча катушка із зовнішнім радіусом 100мм та внутрішнім діаметром 70мм. [25] Відносно велике значення внутрішнього діаметра вибрано для забезпечення компенсації зміщень: стабільна передача енергії забезпечується для поздовжніх і бічних зсувів до 30 мм. Недоліком методу є зниження ефективності передачі енергії, оскільки величина оптимального, з точки зору ефективності, фактора заповнення передавальної катушки становить приблизно 0,4. [24]

Керування робочою частою системи. Однією з суттєвих особливостей застосування індуктивного зв'язку для чезсшкірної БПЕ є робота поблизу так званого критичного, або сильного зв'язку. Розміри котушок зазвичай можна порівняти або вони більше поздовжньої відстані між катушками. У такій конфігурації коефіцієнт зв'язку може досягати величини порядку 0,1 і вище. Такі значення зазвичай відповідають сильному зв'язку між катушками, при якій виникає так званий ефект розбіжності частот: унімодальна амплітудно-частотна характеристика, що відповідає слабкому зв'язку, перетворюється на бімодальну; при цьому локальні максимуми потужності в приймальній частині системи відповідають не власній резонансній частоті системи, а так званим парній і непарній частотам, величини яких залежать від величини коефіцієнта зв'язку і відповідно від взаємного положення котушок.

Одним з варіантів використання ефекту розходження частот для стабілізації вихідних характеристик системи є вибір такої геометрії котушок, при якій система працює в режимі надкритичного зв'язку, але на власній резонансній частоті. Таке рішення забезпечує стабільні вихідні характеристики системи за значних коливань коефіцієнта зв'язку. При цьому може досягатись висока ефективність передачі енергії. У той же час істотно зменшується амплітуда вихідного сигналу. Відповідно, метод може бути застосовуватися у системах з низьким рівнем споживаної потужності.

Найбільш перспективним підходом є побудова систем БПЕ з підстроюванням параметрів роботи передавальної частини. Так, можна регулювати вихідну потужність, змінюючи напругу джерела живлення на основі даних зворотної телеметрії напруги на навантаженні. Головним недоліком такого рішення є низька ефективність передачі енергії при значних зсувах котушок. Іншим поширеним способом підстроювання є зміна імпедансу системи за допомогою масиву конденсаторів або котушок з індуктивністю, що підлаштовується. У такому разі висока ефективність передачі енергії зберігається у широкому діапазоні зсувів. Деградація електронних компонентів, обмежений крок підстроювання номіналів компонентів, а також збільшення габаритів передавача/приймача істотно ускладнюють застосування цього рішення.

Жоден з існуючих методів компенсації зсувів не вирішує проблему у повному обсязі, серед розглянутих для використання у системі експериментального стенду було обрано метод підстроювання параметрів роботи передавальної частини на основі даних зворотної телеметричних даних, метод є досить вивченим та достатньо універсальним для застосування, у якості каналу передачі даних зворотної телеметрії застосовано технології Bluetooth.

3 ПОБУДОВА СТРУКТУРИ СИСТЕМИ БЕЗДРОТОВОГО ЕЛЕКТРОЖИВЛЕННЯ ІМПЛАНТАТУ

3.1 Функціональна схема зовнішнього блоку живлення

Зовнішній блок живлення повинен моделювати бездротову черезшкірну передачу енергії для електроживлення імплантатів, імітувати можливі поперечні, повздовжні та кутові зсуви, з огляду на втрати у блоці стабілізації та при передачі енергії між індукторами повинен забезпечити напругу живлення - 30 В, та потужність на виході передавального індуктора - 50 Вт, мати блок радіоканалу для прийняття зворотної телеметрії даних та блок обробки цієї інформації, мати систему автоматичної корекції робочих параметрів напруги та частоти, з урахування оптимальної частоти черезшкірної передачі енергії, робоча частота повинна бути в межах 70...150 кГц.

Структура системи, що задовільняє цим вимогам наведена на рисунку 3.1.

Напруга живлення надходить з генератора (блок 1) на підсилювач (блок 2), з підсилювача сигнал надходить до імпульсного стабілізатора напруги (блок 3), готовий до випромінення сигнал надходить до блоку узгодження (блок 6) для контрольного вимірювання величини струму та напруги, інформація про які надходять з блоку 6 до блоку прийняття рішень, у якості якого використовується мікроконтролер (блок 4), паралельно з цим до блоку 4 надходить інформація про вхідні параметри внутрішнього блоку живлення (блок 7), отримана інформація надходить на пристрій відтворення інформації (блок 5) а також використовується для корегування робочих параметрів генератора та підсилювача, після блоку узгодження сигнал випромінюється зовнішнім індуктором (блок 8), також для додаткового контролю є можливість ручного керування робочих параметрів генератора та підсилювачів.

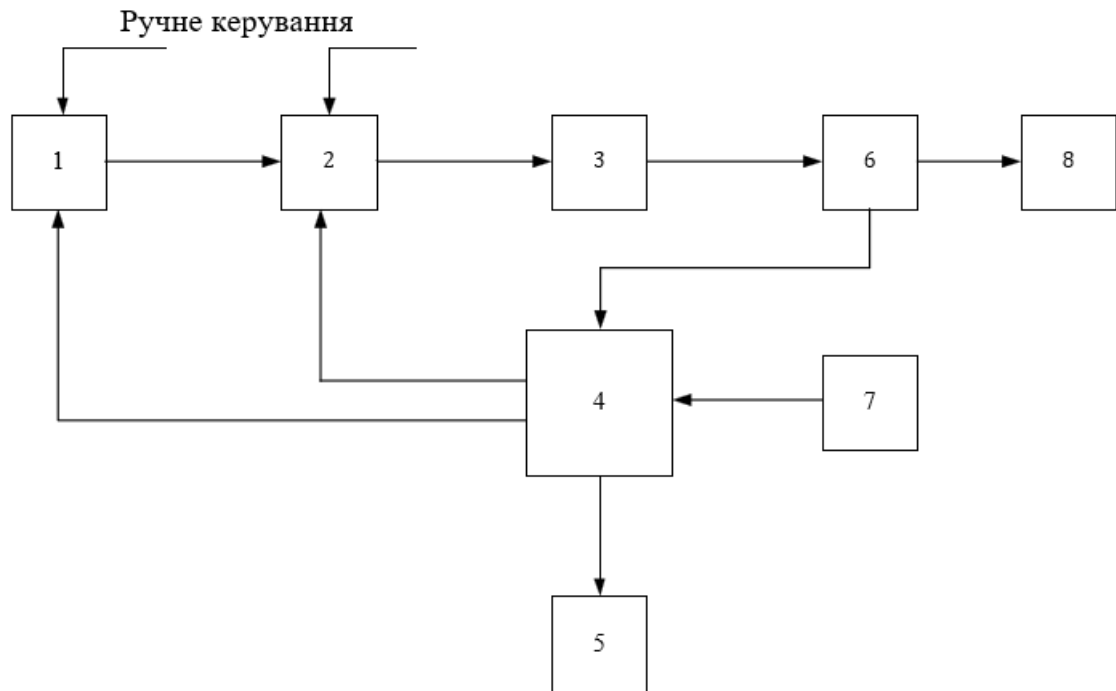


Рисунок 3.1 – Структурна схема зовнішнього блоку електроживлення: 1 – генератор напруги живлення, 2 – підсилювач, 3 – імпульсний стабілізатор, 4 – блок прийняття рішень, 5 – зовнішній пристрій відтворення інформації, 6 – блок узгодження, 7 – блок радіоканалу, 8 – передавальний індуктор

3.2 Функціональна схема внутрішнього блоку живлення

Внутрішній блок живлення повинен моделювати приймальну частину бездротової системи черезшкірної передачі енергії, оскільки пристрій орієнтовано на потужні імпланти внутрішній блок повинен забезпечити напругу живлення – 12 В та потужність – 20 Вт, мати блок зворотного зв'язку із зовнішнім блоком електроживлення, блок прийняття рішень при аваріях ситуаціях або зміні вхідних параметрів системи, прийнятий сигнал повинен бути випрямлений для подальшого використання.

Структура системи, що задовільняє цим вимогам наведена на рисунку 3.2.

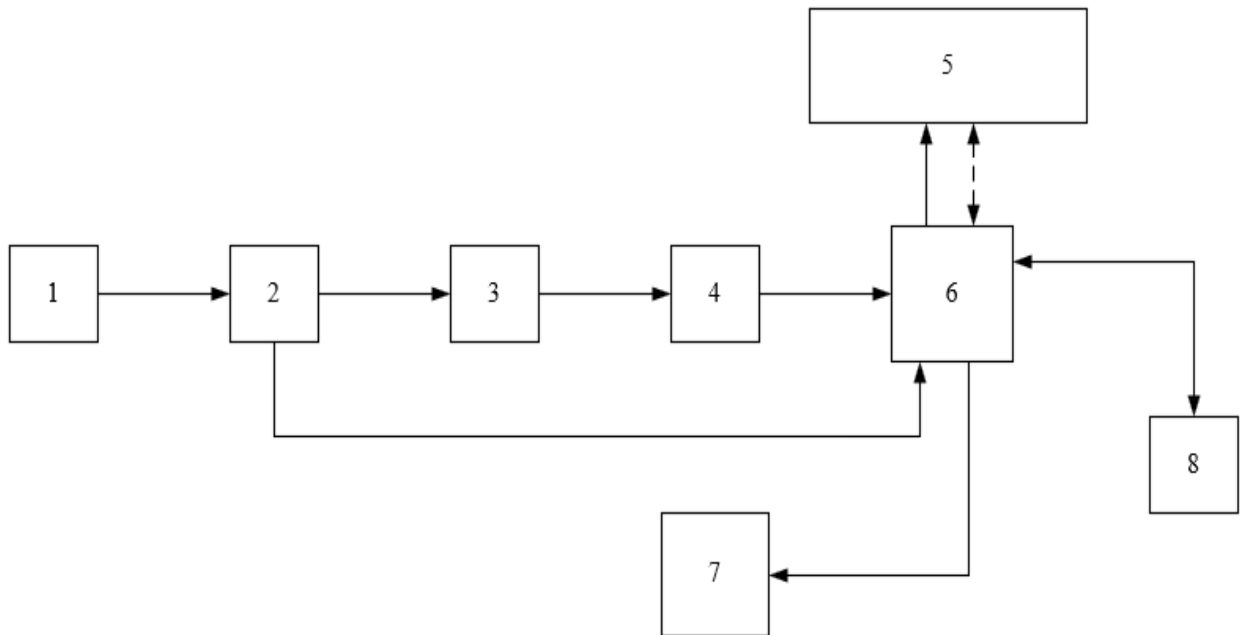


Рисунок 3.2 - Структурна схема внутрішнього блоку електроживлення: 1 – приймальний індуктор, 2 – блок узгодження, 3 – блок випрямлення напруги, 4 – блок стабілізації, 5 – імітатор протезу, 6 – блок регулювання та комутації, 7 – блок радіоканалу, 8 – блок акумулятору.

Прийнятий сигнал з внутрішнього індуктора (блок 1) надходить на блок узгодження (блок 2) а потім на блоки випрямлення та стабілізації (блок 3 та 4), із блока узгодження інформація про входні параметри надходить на блок прийняття рішень (блок 6), сигнал після стабілізації надходить до блоку регулювання та комутації, опираючись на інформацію отриману з блоку 2, блок 6 приймає рішення про джерело живлення для імітатора протезу (блок 5), у разі незадовільних входних параметрів блок 6 переключує блок 5 на живлення від блоку акумулятора (блок 8), також блок регулювання та комутації забезпечує зарядку акумулятора блока 8, інформація про входні параметри блоку живлення надходить у зовнішній блок живлення за допомогою блоку радіоканалу (блок 7), де в подальшому ця інформація використовується для корекції робочих параметрів зовнішнього блоку живлення.

3.3 Структурна схема експериментального стенду

Розглянемо принцип дії експериментального стенду згідно з рис. 3.3.

Напруга живлення надходить з генератора (блок 1) на підсилювач (блок 2), з підсилювача сигнал надходить до імпульсного стабілізатора напруги (блок 5), готовий до випромінення сигнал надходить до зовнішнього блоку узгодження (блок 7) для контрольного вимірювання величини струму та напруги, інформація про які надходять з блоку 7 до блоку прийняття рішень, у якості якого використовується мікроконтролер (блок 3), паралельно з цим до блоку 6 надходить інформація про входні параметри внутрішнього блоку живлення (блок 8), отримана інформація надходить на пристрій відтворення інформації (блок 4) а також використовується для корегування робочих параметрів генератора та підсилювача, після блоку узгодження сигнал випромінюється зовнішнім індуктором, також для додаткового контролю є можливість ручного керування робочих параметрів генератора та підсилювачів.

Прийнятий сигнал з внутрішнього індуктора надходить на внутрішній блок узгодження (блок 8) а потім на блоки випрямлення та стабілізації (блок 8 та 9), із блока узгодження інформація про входні параметри надходить на блок регулювання та комутації (блок 12), сигнал після стабілізації надходить до блоку регулювання та комутації, опираючись на інформацію отриману з блоку 8, блок 12 приймає рішення про джерело живлення для імітатора протезу (блок 1), у разі незадовільних входних параметрів блок 12 переключає блок 11 на живлення від блоку акумулятора (блок 14), також блок регулювання та комутації забезпечує зарядку акумулятора блока 14, інформація про входні параметри блоку живлення надходить у зовнішній блок живлення за допомогою блоку радіоканалу (блок 13), де в подальшому ця інформація використовується для корекції робочих параметрів зовнішнього блоку живлення.

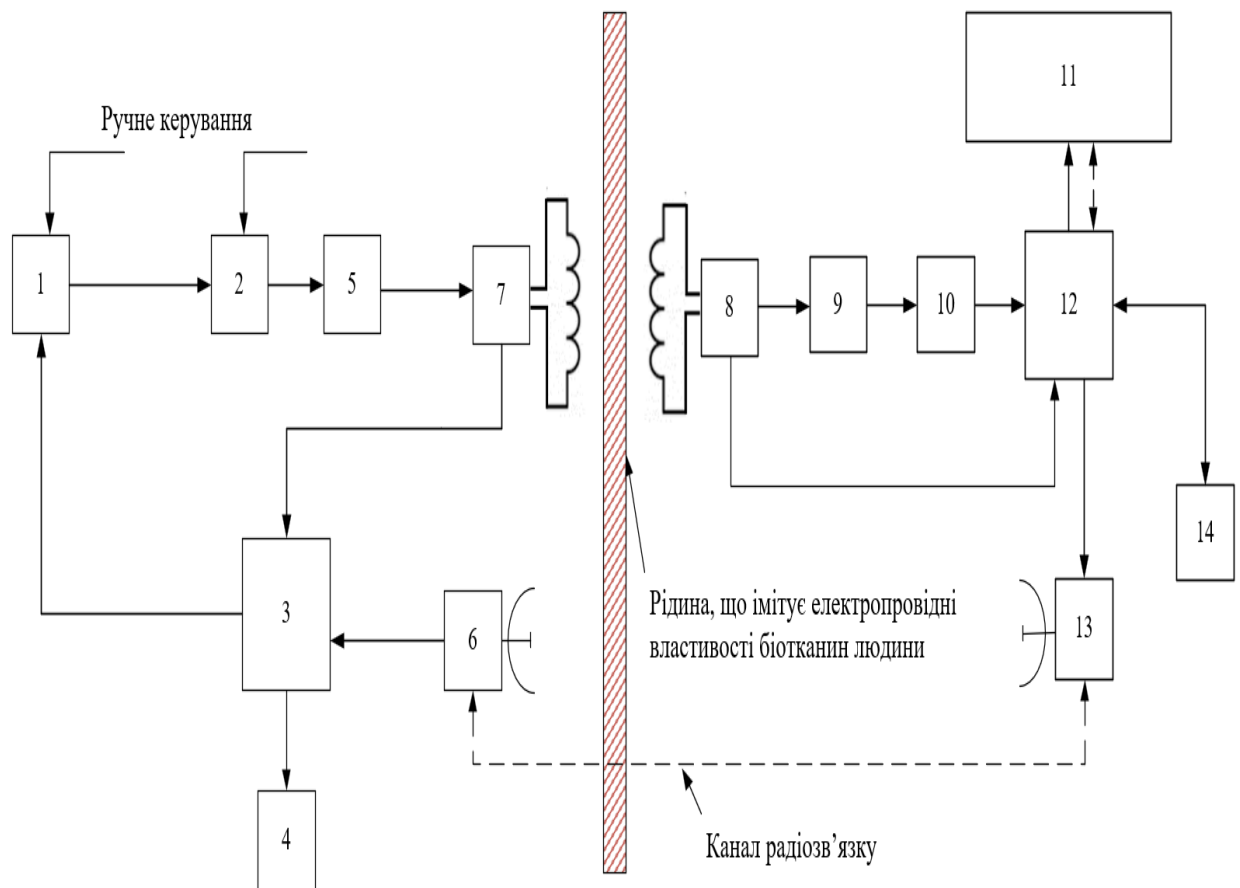


Рисунок 3.3 - Структурна схема експериментального стенду. Зовнішній блок електроживлення: 1 – генератор напруги живлення, 2- підсилювач, 3 – блок прийняття рішень, 4 – пристрій відтворення інформації, 5 – блок стабілізатор, 6- блок радіоканалу, 7 – блок узгодження. Внутрішній блок електроживлення : 8- блок узгодження, 9 – блок випрямлення напруги, 10 – блок стабілізації напруги, 11 – імітатор протезу, 12 – блок регулювання та комутації, 13 – блок радіоканалу, 14 – блок акумулятору

3.4 Радіоканал телеметрії даних

Як було зазначено раніше, для зворотної телеметрії даних буде використано пристрої Bluetooth. Це технологія бездротового зв'язку, створена 1998 року групою компаній: Ericsson, IBM, Intel, Nokia, Toshiba. В даний час

розробки в області Bluetooth ведуться Bluetooth SIG (Special Interest Group), до якої входять також Lucent, Microsoft та багато інших. [27]

Основне призначення Bluetooth - забезпечення економічного (за рівнем споживаного струму) та дешевого радіозв'язку між різними типами електронних пристроїв, причому чимале значення надається компактності електронних компонентів, що дає можливість застосовувати Bluetooth у малогабаритних пристроях розміром із наручний годинник.

Інтерфейс Bluetooth дозволяє передавати як голос (зі швидкістю 64 Кбіт/сек), так і дані. Для передачі даних можуть бути використані асиметричний (721 Кбіт/сек в одному напрямку та 57,6 Кбіт/сек в іншому) та симетричний методи (432,6 Кбіт/сек в обох напрямках). Які працюють на частоті 2.4 ГГц, приймач, яким є Bluetooth-чіп, дозволяє в залежності від ступеня потужності встановлювати зв'язок в межах 10 або 100 метрів. Різниця у відстані, безумовно, велика, проте з'єднання в межах 10 м дозволяє зберегти низьке енергоспоживання, компактний розмір та досить невисоку вартість компонентів. Так, малопотужний передавач споживає лише 0.3 мА в режимі standby та в середньому 30 мА при обміні інформацією. [27]

Bluetooth працює за принципом FHSS (Frequency-Hopping Spread Spectrum). Коротко це можна пояснити так: передавач розбиває дані на пакети і передає їх за псевдовипадковим алгоритмом стрибкоподібної перебудови частоти (1600 разів на секунду), або шаблон (pattern), складеному з 79 підчастот. "Зрозуміти" один одного можуть тільки ті пристрої, які налаштовані на той самий шаблон передачі - для сторонніх приладів передана інформація буде звичайним шумом.

Основним структурним елементом мережі Bluetooth є так звана "пікосеть" (piconet) - сукупність від 2 до 8 пристроїв, що працюють на тому самому шаблоні. У кожній пікосеті один пристрій працює як master, а решта як slave. Master визначає шаблон, на якому будуть працювати всі slave-пристрої його пікосети, та синхронізує її роботу. Стандарт Bluetooth передбачає з'єднання незалежних і

навіть не синхронізованих між собою пікосіток (до 10) у так звану "scatternet" (один із варіантів коректного перекладу цього терміна to scatter звучить як "розсіювати"). Для цього кожна пара пікомереж повинна мати як мінімум один загальний пристрій, який буде master'ом в одній і slave'ом в іншій. Таким чином, в межах окремої scatternet з інтерфейсом Bluetooth може бути одночасно пов'язано максимум 71 пристрій, проте ніхто не обмежує застосування пристроїв-гейтів, що використовують той самий Internet для подальшого зв'язку.

Частотний діапазон Bluetooth у більшості країн вільний від ліцензування, але у Франції, Іспанії та Японії через законодавчі обмеження необхідно використовувати відмінні від зазначених вище частоти.

Говорячи про бездротовий зв'язок, не можна не порушити питання безпеки такого з'єднання. Крім фокусу з частотними шаблонами і необхідності синхронізації прийому передачі в стандарті Bluetooth передбачено шифрування переданих даних з ключем ефективною довжини від 8 до 128 біт і можливістю вибору односторонньої або двосторонньої аутентифікації (звичайно, можна обійтися взагалі без аутентифікації), що дозволяє встановлювати стійкість результату із законодавством кожної окремої країни (у деяких країнах заборонено використання сильної криптографії:). [27] На додаток до шифрування на рівні протоколу може бути застосоване шифрування на рівні додатків - тут уже застосування скільки завгодно стійких алгоритмів ніхто не обмежує.

Варто також зауважити, що стандарт Bluetooth розроблявся з розрахунком на малу потужність, тому його вплив на організм людини зведено до мінімуму.

Основним напрямком використання Bluetooth має стати створення так званих персональних мереж (PAN або private area networks), що включають такі різнопланові пристрої, як мобільні телефони, PDA, MP3-плеєри, комп'ютери і навіть мікрохвильові печі з холодильниками. Можливість передачі голосу дозволяє вбудовувати інтерфейс Bluetooth у бездротові телефони або, наприклад, бездротові гарнітури для мобільних телефонів. Можливості застосування

Bluetooth на практиці безмежні: крім синхронізації PDA з настільним комп'ютером або підключення щодо низькошвидкісної периферії на кшталт клавіатур або мишей, інтерфейс дозволяє дуже просто і з невеликими витратами організувати домашню мережу. Причому вузлами цієї мережі можуть бути будь-які пристрої, які потребують інформації або мають необхідну інформацію.

Порівняємо Bluetooth з іншим не менш відомим інтерфейсом бездротового зв'язку - IEEE 802.11, тим більше, що обидва рішення вже доступні на широкому ринку. Основні відмінності між ними можна звести до наступного (таблиця 3.1):

Таблиця 3.1 - Порівняння основних відомостей про IEEE 802.11 і Bluetooth [27]

	IEEE 802.11	Bluetooth
Призначення	Бездротові домашні/офісні мережі	Заміна кабельних з'єднань для компактних комунікаційних засобів
Робоча частота	2.4 ГГц 2.4 ГГц	2.4 ГГц 2.4 ГГц
Максимальна швидкість передачі даних	11 Мбіт/сек (IEEE 802.11b), 2Мбіт/сек (IEEE 802.11)	721 Кбіт/сек
Дальність дії	100м	10м або 100м
Голосові канали	Ні (опціонально)	3 канали

Продовження таблиці 3.1

	IEEE 802.11	Bluetooth
--	-------------	-----------

Максимальна кількість вузлів	128 пристроїв на мережу	8 пристроїв на одну пікомережу, максимум 10 пікомереж, тобто до 71 пристроїв на один scatternet
Ціна	\$100-\$400 за вузол	Близько \$5 за вузол

На основі наведених відомостей можна зробити висновок, інтерфейс Bluetooth набагато краще пристосований для використання в бездротових пристроях зв'язку, де немає необхідності у високих швидкостях і бажано низьке енергоспоживання.

Для використання розглядалися наступні Bluetooth модулі:

1) MS50SFA (рис.3.4)

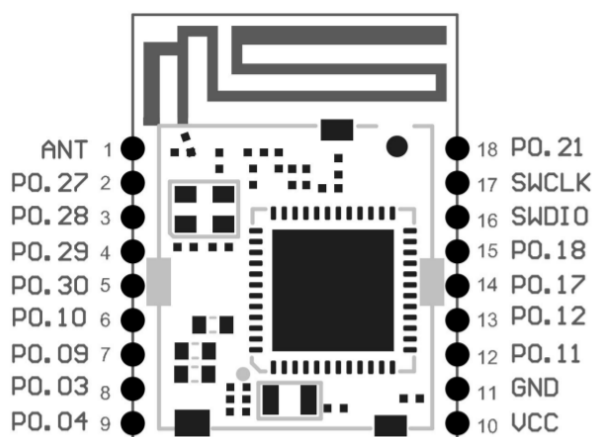


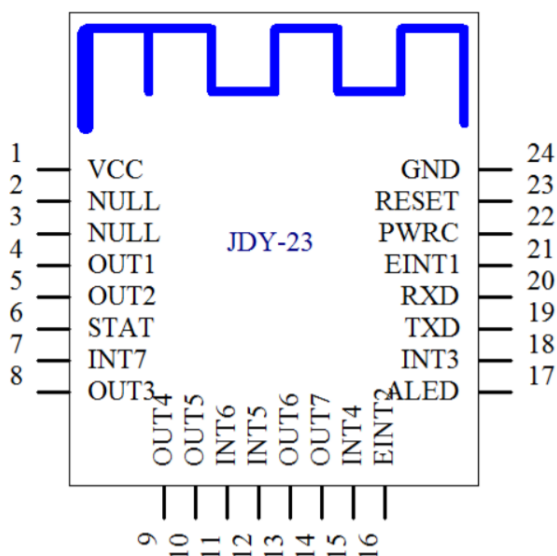
Рисунок 3.4 – Розташування контактів та їх найменування у Bluetooth модулі MS50SFA [30]

Основні параметри MS50SFA:

- частота: 2402 ... 2480 МГц;
- максимальна вихідна потужність +4 dBm;
- напруга живлення: 1.8 – 3.6 В;

- робоча дистанція: до 60м у відкритому просторі;
- розмір оперативної пам'яті: 24 Кбайт;
- геометричні розміри: 19.6 * 14.94 * 1.8 мм
- ітерфейс обміну даними: UART.

2) JDY-23 (рис.3.5)



Риснок 3.5 - Розташування контактів та їх найменування у Bluetooth модулі JDY-23 [31]

Основні параметри JDY-23:

- частота: 24 ГГц;
- максимальна вихідна потужність 4 мВт;
- напруга живлення: 1.8 – 3.6 В;
- робоча дистанція: до 60м у відкритому просторі;
- геометричні розміри: 15.8 * 12.0 * 2.0 мм
- ітерфейс обміну даними: UART.

3) HC-05 (рис.3.6)

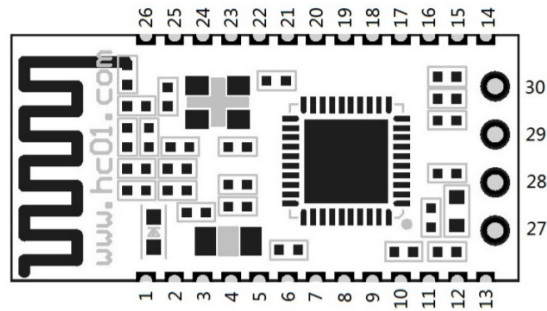


Рисунок 3.6 - Розташування контактів у Bluetooth модулі HC-05 [32]

Основні параметри HC-05 :

- частота: 24 ГГц;
- максимальна вихідна потужність +4 dBm;
- напруга живлення: 1.8 – 3.6 В;
- робоча дистанція: до 60м у відкритому просторі;
- геометричні розміри: 26.9 * 13.0 * 2.5 мм
- ітерфейс обміну даними: UART.

Серед усіх розглянутих, найбільш підходячим є JDY-23, через свої розміри, Bluetooth модулі на зовнішній та внутрішній частинах стенду ідентичні.

3.5 Принципова схема електрична радіоканалу зв'язку.

Обидві частини експериментального стенду базуються на мікроконтролері STM32F051K8T6, схема електрична принципова наведена у додатку А.

У роботі був проведений експеримент у результаті якого були отримані дані щодо доцільності використання Bluetooth для черезшкірної передачі сигналу від імплантованого блоку. [33] У ході експерименту Bluetooth модуль qсаб174а розташовувався у соляному розчині що імітував за своїми електрохімічними та діелектричними властивостями біотканини людини. Результати експерименту наведено на рис. 3.7

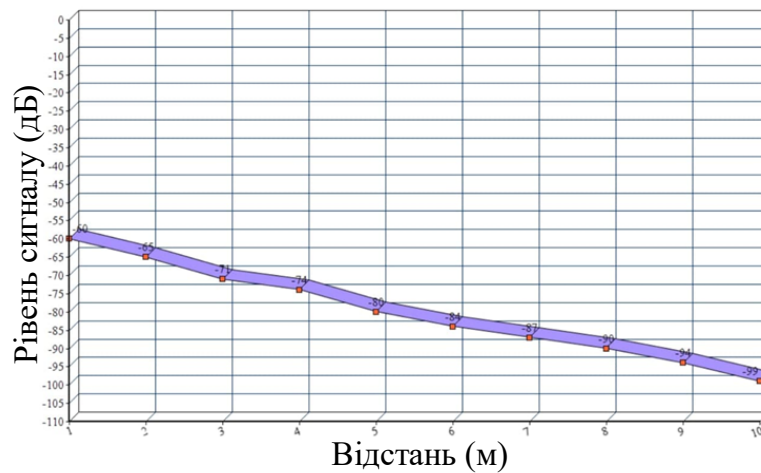


Рисунок.3.7 - Графік залежності рівня сигналу від відстані, згідно результатів експерименту

Більш детальна інформація про дослідження наведена у додатку Б.

Також був проведений екперимент з дослідженням впливу відстані на коефіцієнт передачі (рис. 3.8).

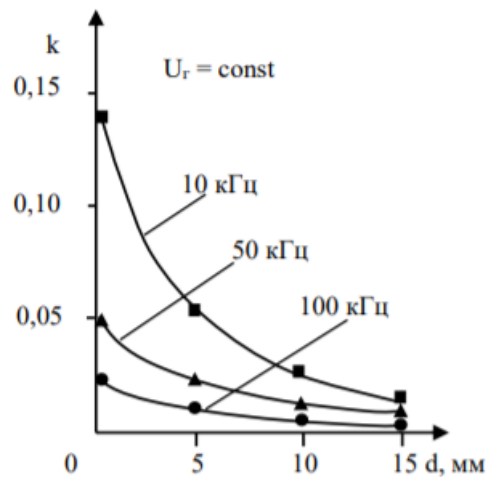


Рисунок 3.8 - Залежності коефіцієнту передачі для трансформаторної схеми

4 АНАЛІЗ ЕФЕКТИВНОСТІ ЗАПРОПОНОВАНИХ ТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ

4.1 Опис експериментального стенду для дослідження бездротового електроживлення імплантатів.

Розроблена структура експериментального стенду для дослідження бездротового електроживлення імплантатів призначеного для дослідження черезшкірної передачі енергії та відпрацювання технічних рішень. Метою роботи є розробка структури пристрою, електричної принципової схеми радіоканалу.

4.2 Розрахунок собівартості

У даному розділі представлені оцінка собівартості проєкту «Побудова експериментального стенду для дослідження бездротового електроживлення імплантатів».

Було спрогнозовано, що для ведення всього проєкту в цілому і керівництва ходом робіт, необхідна посада керівника. Для проєктування системи, її подальшого налагодження та введення в експлуатацію, для розробки електричних принципових схем та проєктування вузлів потрібні два інженери, для розробки програмного забезпечення потрібен програміст.

Було встановлено тривалість робіт для кожного із співробітників, а також тривалість роботи над проєктом в цілому. Перелік робіт виконуваних співробітниками і їх тривалість наведена в таблиці 4.2 і становить 22 робочих дні на місяць. У таблиці 4.1 наведено прелік персоналу, що працює над реалізацією даного проєкту, а також його щоденні та щомісячні посадові оклади.

Проведемо розрахунки з урахуванням посад робітників, які будуть приймати участь в розробці.

Таблиця 4.1 – Склад виконавців робіт

Посади	Посадові оклади, грн	
	Місячні	Денні
Керівник	22000	1000
Інженер	16000	727.27
Помічник інженера	14000	636.36
Програміст	14500	659.09

Таблиця 4.2 – Розрахунок трудомісткості робіт

Вид робіт	Тривалість, дні	Трудомісткість, Люд-дні	Виконавець			
			Керівник проекту	Інженер	Помічник інженера	Програміст
Підготовка до виконання робіт						
Постановка задачі	2	2	+	–	–	–
Аналіз області розробки	4	16	+	+	+	+
Разом	6	18	6	4	4	4
Технічне завдання (ТЗ)						
Розробка вимог до системи	3	6	+	+	–	–
Затв. ТЗ	2	8	+	+	+	+
Разом	5	14	5	5	2	2
Розробка схеми, топології друкованої плати , ПЗ, закупка елементної бази і монтаж пристрою						
Розробка структурної схеми	8	16	–	+	+	–

Продовження таблиці 4.2

Вид робіт	Тривалість, дні	Трудомісткість, Люд-дні	Виконавець	Вид робіт	Тривалість, дні	Трудомісткість, Люд-дні
Розробка схеми електричної принципової	21	42	—	+	+	—
Розробка програмного забезпечення	17	17	—	—	—	+
Купівля компонентів	2	2	+	-	—	—
Монтажні роботи	2	4	—	+	+	—
Налаштування	1	3	—	+	+	+
разом	52	84	2	29	29	18
Всього	63	116	13	38	38	24

Розрахунок собівартості почнемо з розрахунку фонду основної заробітної плати (ЗП). Обчислимо основну ЗП розробників фільтрів, з урахуванням трудовитрат, кількості виконавців і середньоденної ЗП. Для цього кількість днів, відпрацьованих окремими виконавцями за стадіями, множать на їх оклади:

$$OЗП_{д} = \sum N_i * ЗП_{ср}, \quad (4.1)$$

де N_i - кількість відпрацьованих днів i -ми виконавцями за стадіями;

$ЗП_{ср}$ - денні оклади i -х виконавців, грн.

Отже:

$$\text{ОЗП}_L = 13 * 1000 + 38 * 727.27 + 636.36 * 38 + 24 * 659. = 22000 + 27636.26 + 24181.4 = 73817,76$$

Зробимо розрахунок додаткової заробітної плати (ДЗП), яка дорівнює 20% від ОЗП.

$$\text{ДЗП} = 20\% \text{ОЗП}_L. \quad (4.2)$$

Отже:

$$\text{ДЗП} = 0.2 * 73817,76 = 14763,$$

Загальний фонд заробітної плати становить

$$\text{ФЗП} = \text{ОЗП} + \text{ДЗП}. \quad (4.3)$$

Отже:

$$\text{ФЗП} = 73817,76 + 14763 = 103\,334.312$$

Нарахування на заробітну плату у відсотках від основної і додаткової заробітної плат (єдиний соціальний внесок) складає 22%.

$$\text{З}_{\text{соц}} = \text{ФЗП} \frac{H_{\text{соц}}}{100}. \quad (4.4)$$

Отже:

$$\text{З}_{\text{соц}} = 103\,334.312 * \frac{22}{100} = 26\,671.93,$$

Таблиця 4.3 - Собівартість основних матеріалів

№ п/п	Виріб	Кількість	Ціна за одиницю товару, грн	Сума, грн
1	Робоче місце керівника	1	6200	6200
2	Ноутбук	2	20000	40000
3	Робоче місце інженера	1	6000	6000
4	Робоче місце помічника інженера	1	6000	6000
5	Лазерний принтер	1	7000	7000
6	Елементна база	1	8762	8762
Разом				74962

Таким чином, основні витрати на матеріали складають 74962 грн. У таблиці 4.4 представлені витратні матеріали.

Таблиця 4.4 - Витратні матеріали

№ п/п	Матеріал	Кількість, од.	Ціна за одиницю, грн	Сума, грн
1	Wi-Fi роутер	1	400	400
2	Комп'ютерна миша	2	300	600
3	USB накопичувач	1	200	200
4	Папір офісний А4, 500 аркушів	1	100	100
5	Прозорі файли А4,	1	45	45
6	Папка для файлів А4	4	15	60
7	Степлер	3	35	105
8	Ручка	3	7	21
Разом				1531

Для визначення собівартості необхідно ще врахувати амортизацію основних засобів:

$$A_{OЗ} = \frac{OЗ * N_{AM} * T_{П}}{100 * T_{год}}, \quad (4.5)$$

де OЗ - основні засоби, грн; N_{AM} - норма амортизації, грн; $T_{год}$ - кількість робочих днів у році.

$T_{П}$ - кількість днів необхідних на реалізацію. Тоді:

$$A_{OЗ} = \frac{74962 * 25 * 22}{100 * 251} = 2128.68,$$

Для реалізації проєкту потрібно приміщення, де будуть розміщено обладнання та меблі. Для цього потрібно орендувати офіс, що б не було нагромадження був обраний офіс площею 18м². Ціна оренди включає в себе вартість оплати комунальних послуг і становить 5000грн / міс.

Собівартість проєкту «побудова експериментального стенду для дослідження бездротового електроживлення імплантатів»

$$CB = OЗП_л + ДЗП + ЄСВ + A_{OЗ} + B_{мат} + IBB + O_{пом} \quad (4.6)$$

$$CB = 73817,76 + 14763 + 13127,68 + 2128,68 + 1531 + 14454,36 + 5000 \\ = 128\,393,66$$

Калькуляційні статті на розробку сайту представлені в таблиці 4.5

Таблиця 4.5 - Собівартість і ціна продукту

№ п/п	Стаття калькуляції	Витрати, грн	Примітки
1	Основна заробітна плата	73817,76	Формула (4.1)
2	Додаткова заробітна плата	14763	Формула (4.2)
3	Єдиний соціальний внесок	26 671.93	Формула (4.4)
№ п/п	Стаття калькуляції	Витрати, грн	Примітки
4	Амортизація	2128.68	Формула (4.5)
5	Витратні матеріали	1531	Таблиця 4.4
6	Інші виробничі витрати	14454.36	15% ОЗПл
7	Оренда	5000	-
8	Собівартість розробки	128 393,66	Формула (4.6)

4.3 Висновки по маркетинговому дослідженню

В даному розділі були проведено вартісне обґрунтування розробки проекту «Побудова експериментального стенду для дослідження бездротового електроживлення імплантатів». Було розроблено ТЗ і складено схему витрат. Для цього було розраховано основну та додаткову заробітну плату робочих, єдиний соціальний внесок, амортизацію основних засобів, собівартість витратних матеріалів, оренда приміщення та інші виробничі витрати. Собівартість розробки проекту «Побудова експериментального стенду для дослідження бездротового електроживлення імплантатів» склала 128 393,66 грн.

ВИСНОВКИ

1. Проведено аналітичний огляд методів бездротового живлення імплантатів, обрано магніто-індукційний метод, розглянуті моделі взаємного розташування індукторів;

2. Розроблена структура системи бездротового електроживлення імплантату, яка включає зовнішній блок і внутрішній (імлантований) блок.

- До основних складових зовнішнього блоку введені: генератор електричних коливань діапазону 50 кГц ... 5 МГц (робочий діапазон), підсилювач потужності з елементами регулювання, блок узгодження, елементи зовнішньої частини радіоканалу.

- Внутрішній блок складається з приймального індуктора, блоку регулювання та комутації, протезу (потужність споживання до 25 Вт), акумулятора, радіоканалу зв'язку .

3. Детально розроблена конструкція радіоканалу зв'язку між зовнішнім та внутрішнім блоками. Радіоканал базується на використанні типових Bluetooth модулів JDY-23, його параметри:

- робоча частота 2402 ... 2480 МГц;
- максимальна вихідна потужність: 4 мВт;
- напруга живлення: 1.8 – 3.6 В;
- робоча дистанція: до 60м у відкритому просторі;
- розмір оперативної пам'яті: 24 Кбайт;
- геометричні розміри: 15.8 x12.0 x2.0 мм
- інтерфейс обміну даними: UART.

4. Запропоноване технічне рішення дозволяє побудувати універсальний експериментальний стенд для відпрацювання як методів бездротового живлення так і можливості застосування існуючих електронних блоків, модулів та індукторів з урахуванням медичних вимог.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. uBeam wireless power's CEO Meredith Perry steps aside amidst B2B pivot, стаття, Josh Constine, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: https://techcrunch.com/2018/09/20/ubeam/?guccounter=1&guce_referrer=aHR0cHM6Ly93d3cuZ29vZ2xlLmNvbS8&guce_referrer_sig=AQAAAFVsCbydfpJug9X5UZTm0qy8mgNVVYrjBWLkj2Tei0OL-6wWcnW0SRVsMgdjO4ZTvl_fs0ChKhxyQuKEwIDZIs04fupoLfpfbKsubK1Qa0J1GmCcalwPPs1v9uZwesz7-zAlftfSC-zcW-P7HLwq--vuoiaTzzyOzYgY8S199g9
2. The uBeam FAQ, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://www.eevblog.com/forum/chat/the-ubeam-faq/?PHPSESSID=ikl60q8dfrok2d955v1seb5137>
3. Офіційний сайт компанії SonicEnergy, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://www.crunchbase.com/organization/ubeam#/entity>
4. Метод електромагнітної індукції при бездротової передачі енергії, стаття, Андрій Повний, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <http://elektrik.info/device/1608-metod-elektromagnitnoy-indukcii-pri-besprovodnoy-peredache-energii.html>
5. «Метод електромагнітної індукції при бездротової передачі енергії», стаття, С.С. Ананічева, П.И. Бартоломей, А.Л. Мизін, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://xn----dtbchbawj2amueleii7b6i.xn--p1ai/shemy/metod-elektromagnitnoj-induksii-pri-besprovodnoj-peredache-energii.html>
6. «Електростатична індукція», стаття, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: https://en.wikipedia.org/wiki/Electrostatic_induction
7. «Бездротова передача електрики», стаття, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: https://en.wikipedia.org/wiki/Wireless_power_transfer

8. Тетельбаум С. І. Для бездротової передачі електроенергії на великі відстані за допомогою радіохвиль // Електрика. – 1945. – № 5. – С. 43-46.
9. Офіційний сайт NASA, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://www.nasa.gov/>
10. Tesla Model 3 Wireless Phone Charger, Telsa, datasheet, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://www.tesla.com/support/model-3-wireless-phone-charger>
11. CD30, Celduc Relais, datasheet, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/264917/CELDUC/CD30.html>
12. LTC4125, AnalogDevices, datasheet, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://www.analog.com/en/products/ltc4125.html#product-overview>
13. DEMO GUIDE DC2554A-A-KIT / DC2554A-B-KIT, AnalogDevices, datasheet, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/user-guides/DC2554A-A-KIT-DC2554A-B-KIT.pdf>
14. Запасний А.І. Основи теорії кіл: Навчальний посібник. - М .: РІОР,- 2006. (Вища освіта).
15. Калантаром П.Л. Розрахунок індуктивностей: Довідкова книга / П.Л. Калантаром, Л.А. Цейтлін. - 3-е изд., Перераб. і доп. Л .: Вища школа. Ленингр. отд-ня, 1986.
16. Ландау Л.Д., Ліфшиц Е.М. Теоретична фізика Т. 2: Теорія поля. - М .: Наука, 2001.
17. Тамм І.Є. Основи теорії електрики. -М .: Фізматліт, 2003.
18. Amar A.B., Kouki A.B., Power Approaches for Implantable Medical Devices // Sensors. 2015.

19. Danilov A.A., Itkin G.P., Selishchev S.V. Progress in methods for transcutaneous wireless energy supply to implanted ventricular assist devices // Biomedical Engineering. 2010.

20. Carlson M L., Neff B.A., Link M.J., Lane J.I. et al Magnetic Resonance Imaging with Cochlear Implant Magnet in Place: Safety and Imaging Quality // Otology & Neurotology. 2015.

21. Dormer K.J., Richard G.L., Hough J.V., Nordquist R.E. The use of rare-earth magnet couplers in cochlear implants // Laryngoscope. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <http://publications.rwth-aachen.de/record/723561/files/723561.pdf>.

22. Friedmann J., Groedl F., Kennel R, A Novel Universal Control scheme for Transcutaneous Energy Transfer Applications // IEEE Journal of Emerging and Selected Topics in Power Electronics. 2015.

23. Hu L., Fu Y., Ruan X., Xie H., Fu X. Detecting Malposition of Coil Couple for Transcutaneous Energy Transmission // American Society for Artificial Internal Organs Journal, 2016.

24. Larsson B., Elmqvist H., Ryden L., Shueller H. Lessons from the first patient with an implanted pacemaker: 1958-2001 // Anal Pacing and Clinical Electrophysiology. 2003.

25. Pelletier B., Spiliopoulos S., Finocchiaro T., Graef F. et al. System overview of the fully implantable destination therapy ReinHeart-total artificial heart // European Journal of Cardio Thoracic Surgery. 2015.

26. Олійник В.П. Безконтактне електроживлення імплантатів [Текст] / В. П. Олійник, Д. В. Теличко // Радіоелектронні і комп'ютерні системи: Науково-технічний журнал – Х.: Нац. аерокосм. ун-т „Харк. авіац. ин-т”, 2019, №3 (91). – С. 30 – 39. Doi: 10.32620/reks.2019.3.03

27. Камшилін А., Стаття «Bluetooth: технологія та її застосування», 2001р. [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://www.ixbt.com/mobile/review/bluetooth-2.shtml>

28. Активна фотонна бездротова передача енергії в живі тканини, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://www.pnas.org/content/117/29/16856#ref-25>

29. Дослідження енергетичних характеристик системи бездротової зарядки електромобіля, [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://core.ac.uk/download/pdf/84473919.pdf>

30. MINEW, nRF52810 Module MS50SFA, datasheet [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: http://static.abstore.pl/design/accounts/soyter/img/dokumentacje/ms50sfa-1-4_v2-3_52810-datasheet.pdf

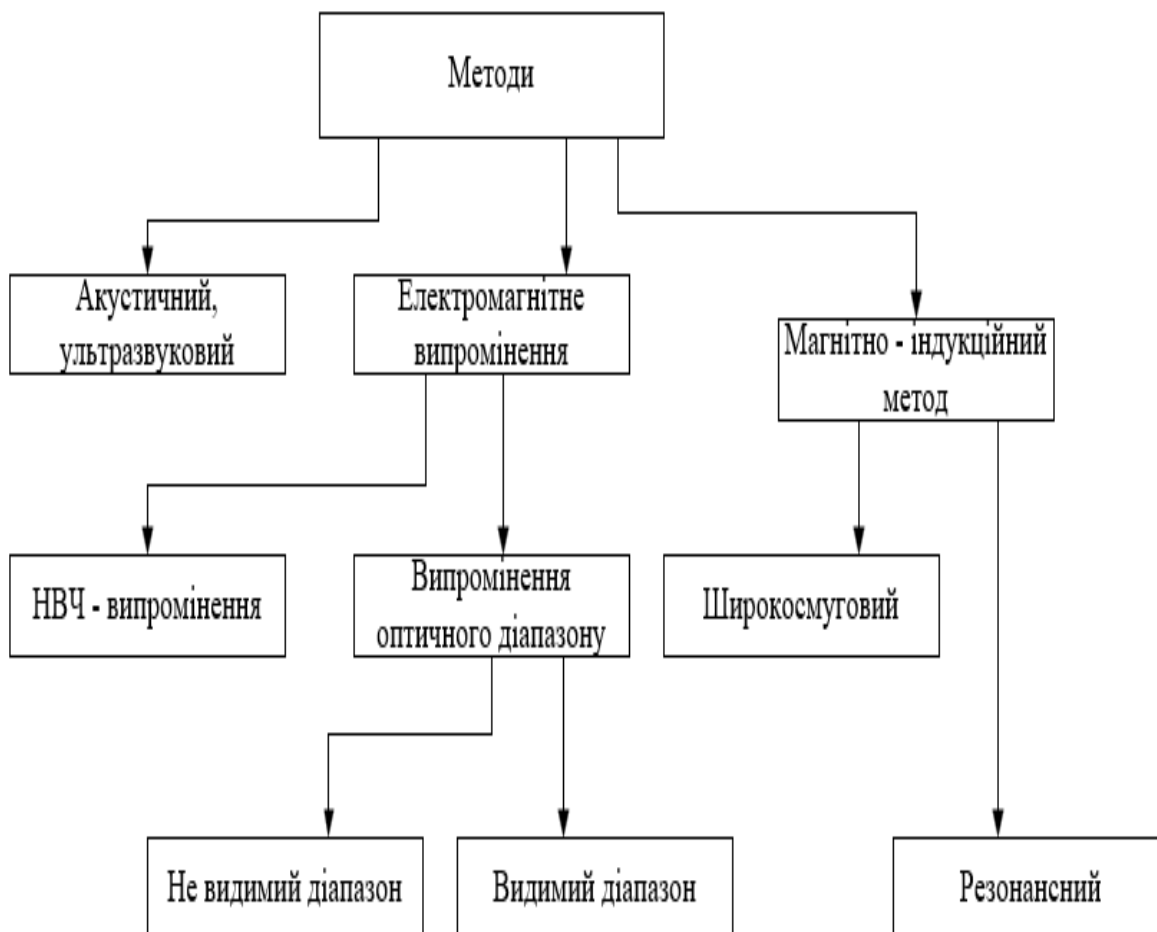
31. User Manual of JDY-23 Slave Bluetooth Module, datasheet [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <https://fcc.report/FCC-ID/2AXM8-JDY-23/4936741.pdf>

32. Texas Instruments, HC-08 BLUETOOTH UART COMMUNICATION MODULE V3.1, datasheet [Електронний ресурс]. – Режим доступу до сайту: <http://www.hc01.com/downloads/HC-08A%20version%20english%20datasheet.pdf>

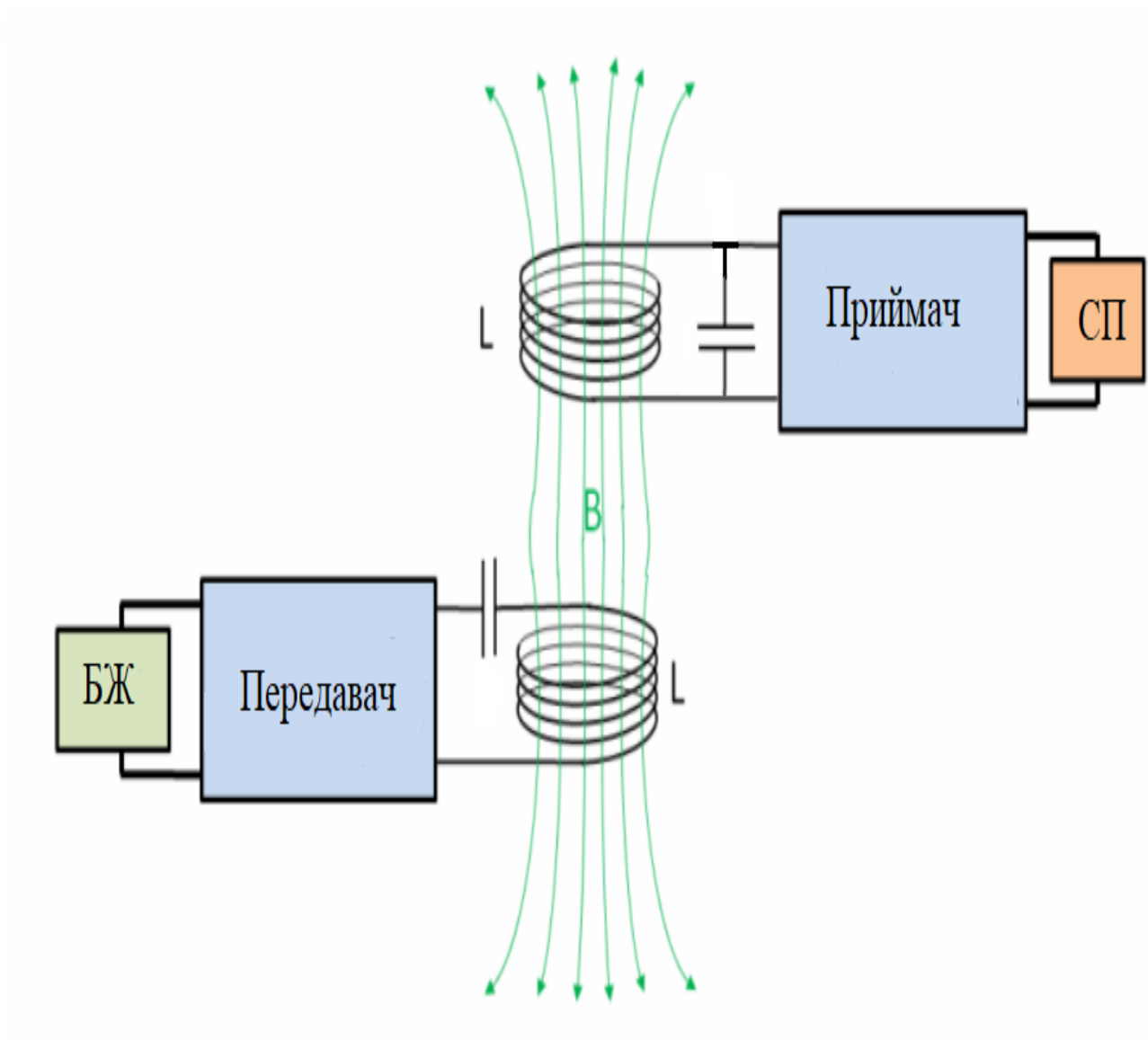
33. Олійник, В. П. Радіоканал передачі даних системи бездротового живлення імплантату / В. П. Олійник, Р. О. Цецхладзе // Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії : матеріали Міжнародної науково-практичної конференції, присвяченої 125-річному ювілею Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» (13-14.12.2023, м. Київ) : ел. збірник / Упоряд.: О. І. Голембіовська – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – С. 170.

ДОДАТОК А

Структура методів бездротового живлення імплантатів



ДОДАТОК Б
Елементи магніто-індукційної системи бездротового
електроживлення



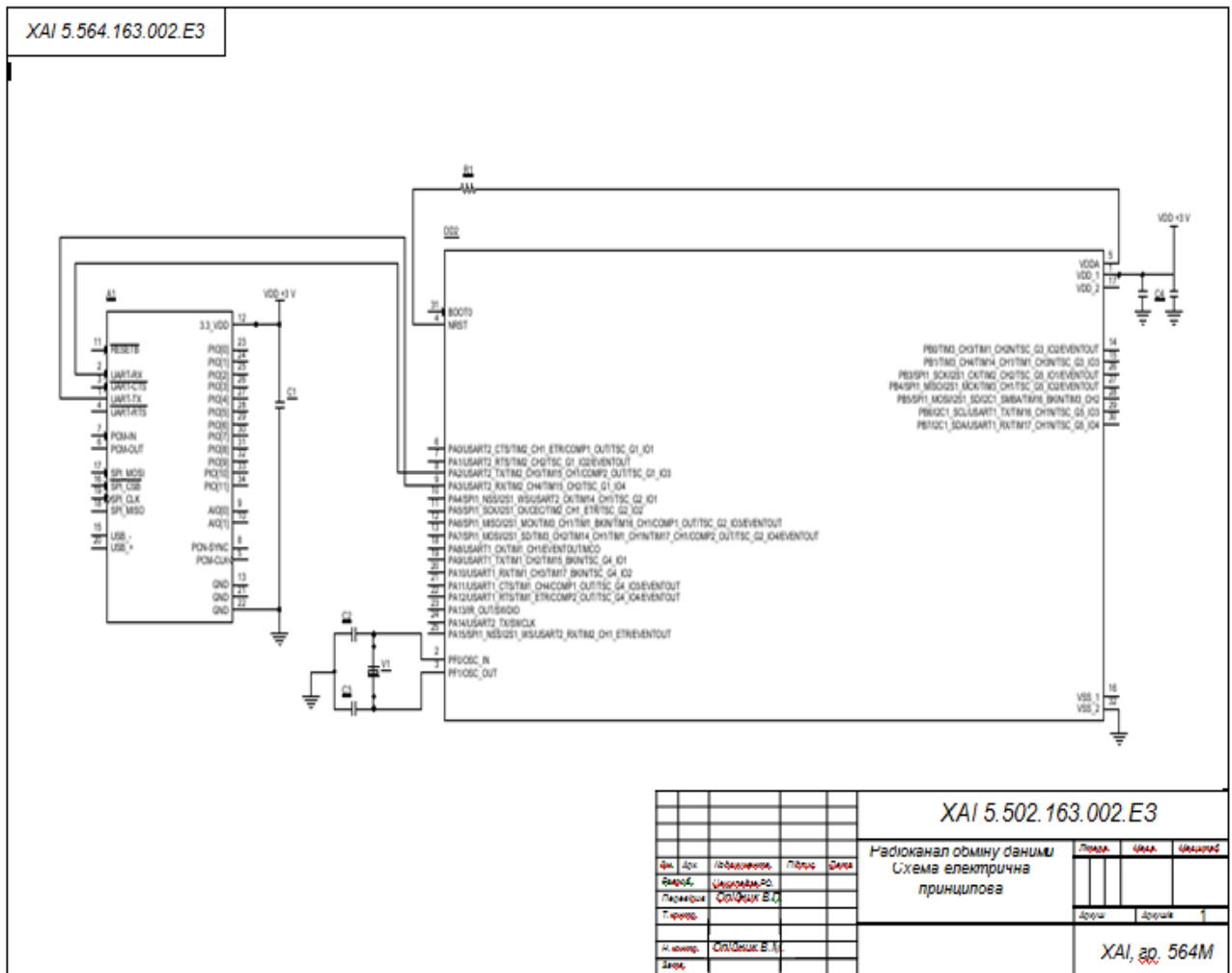
ДОДАТОК В

Схема електрична принципова радіоканалу обміну даними між імплантованими та зовнішніми елементами системи бездротового електроживлення

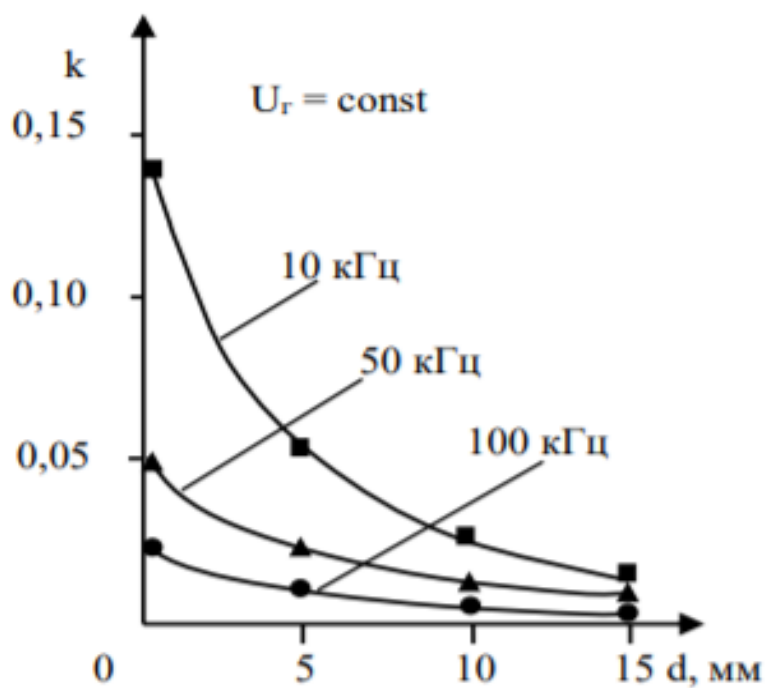
СХЕМА ЕЛЕКТРИЧНА ПРИНЦИПОВА

«РАДІОКАНАЛ РАДІОКАНАЛУ ОБМІНУ ДАНИМИ»

XAI 5.502.163.002.E3

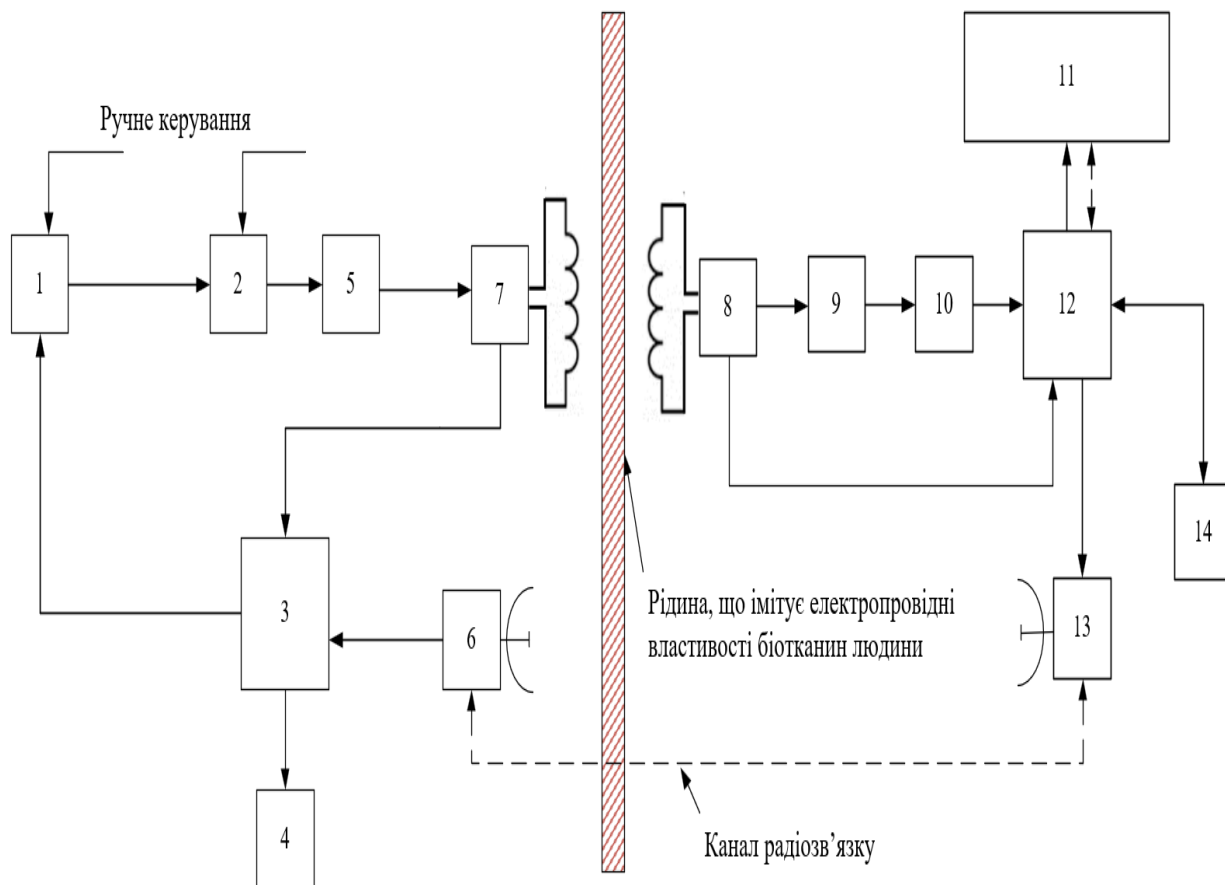


ДОДАТОК Г

Експериментальні залежності коефіцієнтів передачі від просторового розташування індукторів

Залежності коефіцієнту передачі від відстані між індукторами для трансформаторної схеми

ДОДАТОК Д
Структурна схема експериментального стенду для дослідження
бездротового живлення імплантатів



Зовнішній блок електроживлення: 1 – генератор напруги живлення, 2- підсилювач, 3 – блок прийняття рішень, 4 – пристрій відтворення інформації, 5 – блок стабілізатор, 6- блок радіоканалу, 7 – блок узгодження.

Внутрішній блок електроживлення : 8- блок узгодження, 9 – блок випрямлення напруги, 10 – блок стабілізації напруги, 11 – імітатор протезу, 12 – блок регулювання та комутації, 13 – блок радіоканалу, 14 – блок акумулятору