

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

ФАКУЛЬТЕТ ЕЛЕКТРОНІКИ

КАФЕДРА ЕЛЕКТРОННИХ ПРИСТРОЇВ ТА СИСТЕМ

«На правах рукопису»

«До захисту допущено»

УДК _____

В.о. завідувач кафедри

_____ Юлія ЯМНЕНКО

(підпис)

(ініціали, прізвище)

“ _____ ” _____ 2020р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

зі спеціальністю _____ 171 Електроніка _____

(код і назва)

освітня програма (спеціалізація) _____ Електронні компоненти і системи _____

на тему: «Безпроводні зарядні пристрої для медичних застосувань» _____

англ. «Wireless Charging Devices for Medical Applications» _____

Виконав (-ла): студент (-ка) _____ II курсу, групи _____ ДС-81мн _____

Желязков Єгор Олександрович _____

(прізвище, ім'я, по батькові)

(підпис)

Науковий керівник доц. кафедри ЕПС, канд. тех. наук, доцент Бондаренко О.Ф. _____

(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант _____ _____ _____

(назва розділу)

(науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ініціали)

(підпис)

Рецензент доц. кафедри ЕІ, канд.тех.наук Карплюк Є.С. _____

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

Консультант по нормоконтролю доцент кафедри ЕПС, канд.тех.наук Батрак Л.М. _____

(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище та ініціали)

(підпис)

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

Студент _____

(підпис)

Київ – 2020 року

Анотація

За мету даної роботи поставлено створення системи задля підвищення рівня ефективності процесу заряду енергії в бездротових зарядках для медичних застосувань. Здійснюється розробка концепції з високоефективним процесом заряду батареї в безпроводних зарядних пристроях для медицини.

Дана робота складається зі 100 сторінок, 55 рисунків, 2 таблиць, двох додатків «Додаток А. Схема структурна безпроводного зарядного пристрою для медичних застосувань» та «Додаток Б. Схема електрична принципова безпроводного зарядного пристрою для медичних застосувань».

В даній роботі відбувається процедура розробки безпроводного зарядного пристрою для медицини. Зокрема розглянуто стандарти Державних стандартів України (ДСТУ) для побудови бездротових зарядок в медицині. Розглянуто типи безпроводної зарядки, що широко використовуються в медицині. Зокрема проаналізовано їх параметри, переваги та недоліки.

Проаналізовано ефективність передачі енергії залежно від конструктивних особливостей, матеріалів та геометричних параметрів пристрою задля вибору найбільш доцільних «передавальних» та «приймаючих» частин схеми.

Обґрунтовано належний вибір частин для структурної схеми з детальним поясненням кожної з частин схеми. Здійснено серію вирішення та вибору певних частин електричної схеми, які ефективними та надійними для експлуатації.

Проведено моделювання та отримано характеристики для безпроводної передачі енергії між приймачем та передавачем електричної енергії. Спроектовано кінцевий варіант електричної принципової схеми та досліджено форми струмів та напруги, що протікають у вузлах схеми.

Результати концепції даного дослідження можуть в подальшому широко використовуватися при розробці подібних бездротових зарядних

пристроїв для медичних пристроїв, імплантованих до організму людини зокрема.

Ключові слова: безпровідні зарядні пристрої, понижуючий перетворювач, підвищувальний перетворювач, *SEPIC* перетворювач, радіозарядні пристрої, магнітно-резонансні пристрої, індуктивні зарядні пристрої, літцендрат, ємнісні накопичувачі енергії, перетворювач з цифровою системою керування, імплантаційний медичний пристрій, індуктивна передача енергії, ємнісна передача енергії, *DD* котушки, *DDQ* котушки, біполярна котушка, феритові пластини, феритові магнітопроводи, кругові котушки, прямокутні котушки.

ЗМІСТ

ВСТУП	5
РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ БЕЗПРОВІДНИХ ЗАРЯДНИХ ПРИСТРОЇВ ДЛЯ МЕДИЧНИХ ПРИСТРОЇВ	8
1.1.Недоліки зарядних пристроїв з провідною зарядкою.....	8
1.2.Стандарти, що використовуються при передачі безпровідних зарядних пристроїв.....	11
Висновки до першого розділу.....	17
РОЗДІЛ 2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ТА СПОСОБИ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ ДЛЯ ПОШУКУ НАЙБІЛЬШ ЕФЕКТИВНИХ	18
2.1.Підвищуючі перетворювачі.....	24
2.2.Понижуючі перетворювачі.....	28
2.3.SERIS-перетворювачі.....	32
2.4.Радіо зарядні пристрої.....	36
2.5.Магнітно-резонансні зарядні пристрої.....	38
2.6.Індуктивні зарядні пристрої.....	40
2.6.1. Ємнісна передача енергії.....	42
2.6.2. Індуктивна передача енергії.....	44
Висновки до другого розділу.....	45
РОЗДІЛ 3. ЕФЕКТИВНІСТЬ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ ЗАЛЕЖНО ВІД КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ, МАТЕРІАЛІВ ТА ГЕОМЕТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ ПРИСТРОЮ	47
3.1.Ємнісні накопичувачі енергії, їх параметри та показники.....	47
3.2.Кругові котушки.....	53
3.3.Прямокутні котушки.....	55
3.4. Рекомендації з вибору матеріалу котушки.....	59

Висновки до третього розділу.....	67
РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СХЕМИ БЕЗПРОВІДНОГО ЗАРЯДНОГО ПРИБОРУ.....	68
4.1.Опис структурної електричної схеми безпровідного зарядного пристрою для медичних застосувань.....	68
4.2.Розробка схеми електричної принципової та моделювання.....	69
4.3.Моделювання схеми безпровідного зарядного пристрою.....	85
ВИСНОВКИ.....	95
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....	96
ДОДАТОК А. СХЕМА СТРУКТУРНА БЕЗПРОВІДНОГО ЗАРЯДНОГО ПРИБОРУ ДЛЯ МЕДИЧНИХ ЗАСТОСУВАНЬ.....	102
ДОДАТОК Б. СХЕМА ЕЛЕКТРИЧНА ПРИНЦИПОВА БЕЗПРОВІДНОГО ЗАРЯДНОГО ПРИБОРУ ДЛЯ МЕДИЧНИХ ЗАСТОСУВАНЬ.....	103

ВСТУП

Прогрес у галузі матеріалознавства та напівпровідникової технології дозволив реалізувати різноманітні винаходи в електронних системах та пристроях, що застосовуються в медичній, телекомунікаційній та побутовій електроніці.

Імплантаційні медичні пристрої (ІМП), такі як штучні кардіостимулятори, імплантаційні серцеві дефібрилятори (ІСД), нейростимулятори та системи імплантації наркотиків, використовують вбудовані мініатюризовані комп'ютерні системи для автоматичного виконання різноманітних функцій моніторингу здоров'я та терапевтичних функцій.

Існують пристрої з дротовою зарядкою – себто дріт із штекром до джерела живлення на одному кінці та відповідним роз'ємом для певного пристрою – на іншому; також набуває популярності спосіб безпроводного заряду пристрою.

Бездротова передача електрики – спосіб передачі електричної енергії без використання струмопровідних елементів в електричному колі.

Бездротова зарядка, також відома як бездротова передача електроенергії – це технологія, яка дозволяє джерелу живлення передавати електромагнітну енергію до електричного навантаження через «повітряний проміжок», не з'єднуючи між собою шнури. Ця технологія охоплює широкий спектр застосувань - від зубної щітки малої потужності до електромобілів високої потужності через її зручність та пройдене користувачем випробовування.

Технологія бездротової передачі електроенергії протягом останніх років суттєво розвинулася в області авто-, радіо-, медичної електроніки та імплантаційних біомедичних пристроїв. Щоб забезпечити довгострокову надійність та покращити портативність пристроїв, ці пристрої вимагають

ефективної та компактної фізичної конструкції – у біомедичних пристроях, таких як: електрокардіостимулятори, нейронний стимулятор (сприяє відновленню нервів), сенсори сітківки ока, мікроінфузійні дозатори ліків, слуховий апарат, інсулінова помпа та ряд інших.

В деяких галузях, в медицині зокрема, технологія бездротової зарядки акумуляторів є необхідною (прилади екстреної допомоги і т.д.). Не дарма за останні роки такі провідні виробники електроніки як *Intel*, *Samsung*, *NXP*, *Texas_Instruments* і багато інших активно взялися та продовжують розробляти обладнання і мікросхеми для бездротових зарядних пристроїв. Одним з великих досягнень є біомедичні імпланти, де електроніка замінює або покращує функціональність органів людини.

Виникає необхідність зробити належний вибір матеріалу, схеми та методу для проектування та конструювання безпроводних зарядних пристроїв з використанням вдосконаленої технології для передачі енергії імплантаційним медичним пристроям.

Таким чином, метою роботи є створення системи задля підвищення ефективності процесу заряду енергії в бездротових зарядках. Тому необхідно розробити концепцію з високоефективним процесом заряду батареї в безпроводних зарядних пристроях для медицини.

Для реалізації поставлено ряд задач, серед яких:

- 1) аналіз стандартів для безпроводних зарядних пристроїв задля подальшої побудови з урахуванням параметрів, що затверджені ДСТУ;
- 2) проведення аналізу перетворювачів (понижуючого, підвищуючого та *SEPIC*) за відповідними параметрами та вибір найбільш ефективного;
- 3) дослідження передачі енергії залежно від конструктивних особливостей, матеріалів та геометричних параметрів пристрою;
- 4) аналіз існуючих способів безпроводної передачі енергії в медицині та їхні можливості;
- 5) розробка електричної схеми та виконання моделювання процесів у безпроводних зарядних пристроїв для медичних застосувань.

Об'єктом дослідження є концепція побудови бездротової зарядки для медичного використання.

Предметом даного дослідження є безпроводна зарядка та електрична і структурна схеми безпроводного зарядного пристрою для медичних застосувань.

Для вирішення поставлених в магістерській роботі задач використовувались фундаментальні положення теорії електричних кіл, математичне та фізичне моделювання для розрахунків електромагнітних процесів. Отримані за результатами аналітичних розрахунків результати порівнювались з результатами комп'ютерного моделювання та фізичного експерименту. Математичне моделювання процесів у системі для безпроводного зарядного пристрою проводилось з використанням програм Proteus, а також Ansys Maxwell. Для отримання даних з цифрових вимірювальних пристроїв використовувалося комп'ютерне програмне забезпечення від його виробників.

Наукова новизна полягає в тому, що: набули подальшого розвитку аналітичні моделі електромагнітних процесів систем бездротових зарядних пристроїв, які, на відміну від існуючих, враховують особливості з можливістю більш ефективною передачі енергії для імплантованих медичних пристроїв у людському організмі.

Практичне значення роботи полягає у тому, що: розроблено нову електричну схему для будь-якого безпроводного зарядного пристрою для медичних застосувань, що заряджається дистанційно; досліджено конструкцію обмоток для ефективною передачі енергії між приймачем та передавачем та надано рекомендації з їх використання.

Дипломну роботу виконано в рамках проекту «безпроводні зарядні пристрої» та за підтримки Міністерства освіти і науки України (ДБ № 0119U100189 та № 0120U101285).

Для даної роботи використано публікації:

- 1) у фаховому виданні 2020 року «Technology audit and production reserves», темою якого є «Circuit design of buck-voltage converter with digital control system»;
- 2) направленої до редакції робота «Стійкість комбінованої системи накопичення енергії на основі суперконденсатора та акумуляторної батареї» у фаховому виданні Електротехніка і Електромеханіка

Також в роботі використано ряд конференцій, серед яких представлено:

- 1) на «19 міжнародній науково-практичній представлено конференції «сучасні інформаційні та електронні технології»» у 2018 році, темою якого є «Цифровий пульсоксиметр»
- 2) робота «Ровен Вільям Гамільтон – видатний ірландський математик (4.08.1805—2.09.1865)» на конференції «Математика в сучасному технічному університеті»» у 2016 році;
- 3) робота «Дискретні спектральні перетворення Уолша та Адамара та їх застосування для систем розширення спектру» на конференції «Математичне та імітаційне моделювання систем» у 2017 році
- 4) на «21-ій міжнародній науково-практичній конференції «сучасні інформаційні та електронні технології»» роботу Покращення характеристик безпроводних зарядних пристроїв для медичних застосувань.

РОЗДІЛ 1. ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ БЕЗПРОВІДНИХ ЗАРЯДНИХ ПРИБОРІВ ДЛЯ МЕДИЧНИХ ПРИБОРІВ

1.1. Недоліки зарядних пристроїв з провідною зарядкою

В 21 столітті людство побачило значного прогресу в технічному світі і це також знайшло своє відображення в медичній галузі. Вдосконалено методи лікування, досягнувши до можливості лікувати небезпечні для життя пацієнта хвороби, медичну допомогу людям похилого віку.

Ще одним великим досягненням є біомедичні імпланти, де електроніка замінює або покращує функціональність органів людини. Впровадження методики імплантації відкрило нову еру медичної практики з цілеспрямованою доставкою ліків, зондуванням, місцевим стимулюванням, тощо.

На початку ці імпланти працювали за рахунок дроту, і були шанси наразити себе на небезпеку. Серед небезпечних факторів були, наприклад, обрив дроту, інфекції через трансдермальний провід (який підключав імпланти до обладнання зовнішнього контролю, не даючи пацієнтам повертатися до нормального життя після імплантації).

Цей недолік був усунений, коли були розроблені імпланти з вбудованим акумуляторним накопичувачем енергії, що усувало необхідність передачі електроенергії за допомогою трансдермальних проводів. Але вони були завеликими і доходили з певним періодом часу та хірургічними втручаннями для заміни акумулятора щоразу, коли батарея розряджалася. Цей час призводить до серйозних невдач, тим більше, що тривалість життя пацієнтів збільшилася внаслідок біохімічного (фармацевтичного) та хірургічного прогресу, що вимагає довгострокового стійкого протезування. Це пов'язано з тим, що вік та загальний стан хворих змінилися у останні

півсторіччя. Також акумулятор становить небезпеку через хімічні побічні ефекти від зношення пристрою, перебуваючи всередині тіла.

Завдяки технічній модернізації пристроїв, які використовуються в імплантатах, включаючи пристрої зв'язку, де мініатюризовані та інтегровані в крихітний силіконовий чіп, а акумулятор є єдиним об'ємним елементом. Враховуючи вищезгадану причини та ризик, пов'язаного з блоком батареї, був попит на ефективну альтернативу акумулятору. Для заміни акумулятора були застосовані різні способи збирання енергії, такі як термоелектричні, п'єзоелектричні тощо. Ці методи є анатомічно визначеними. Використовується транскутанна передача електроенергії (бездротова передача електроенергії через шкіру або тіло), яка використовує зовнішнє джерело живлення на відміну від енергії, отриманої з тіла хазяїна, тим самим усуваючи проблеми щільності живлення. Вона також стосується питань, пов'язаних як з трансдермальними проводами, так і з батарейним блоком, що робить його ідеальною альтернативою для живлення імплантаційним медичним пристроєм.

Існує також ряд інших ризиків та недоліків зарядки з дротом:

- 1) випромінювання, що виділяється або поглинається пристроєм;
- 2) фізичні особливості пристрою – гострі кути або краї;
- 3) шкода, що викликана тепловиділенням та/або перегрівом пристрою;
- 4) проблема, що заподіяна електричним струмом.

У наш час бездротова зарядка швидко розвивається від теоретичних гіпотез до стандартних функцій комерційних продуктів, особливо мобільних телефонів та портативних смарт-пристроїв. У 2014 році багато провідних виробників смартфонів, такі як Samsung, Apple та Huawei, почали випускати пристрої нового покоління, що мають вбудовану можливість бездротової зарядки.

Компанія Pike Research підрахувала, що до 2020 року продукція, що працює на бездротовому зв'язку, потроїться до 15 мільярдів. У порівнянні з

традиційною зарядкою за допомогою шнура, бездротова зарядка приносить багато переваг серед яких:

1) Покращується зручність використання, оскільки клопоти з підключення кабелів усуваються. Різні марки та різні пристроїв також можуть використовувати одне і те ж зарядне обладнання.

2) Відбувається дизайн та виготовлення набагато менших пристроїв без кріплення батарей.

3) Забезпечується довготривалість виробу, оскільки він стає водонепроникним і пилозахисним для безконтактних пристроїв.

4) Підвищується рівень видимості, особливо для пристроїв, для яких заміна їх акумуляторів або підключення кабелів для зарядки є дорогим, небезпечним або нездійсненним (наприклад, датчики, насаджені тілом).

5) Бездротова зарядка може забезпечити енергію, яку вимагають зарядні пристрої і, таким чином, є більш енергоефективною.

Тим не менш, зазвичай бездротова зарядка вимагає більшої вартості впровадження порівняно з дротовою зарядкою.

По-перше, потрібно встановити бездротове зарядне обладнання як заміну традиційного зарядного шнура.

По-друге, мобільний пристрій вимагає імплантації бездротового приймача живлення. Більше того, оскільки бездротові зарядні пристрої часто виробляють більше тепла, ніж «дротові» можливі додаткові витрати на виготовлення матеріалів.

Розвиток технологій бездротової зарядки просувається до двох основних напрямків, тобто радіативної бездротової зарядки (або бездротової зарядки на основі радіочастоти (RF)) та безпроменевої бездротової зарядки (або бездротової зарядки на основі з'єднання). Радіативна бездротова зарядка приймає електромагнітні хвилі, зазвичай радіочастотні хвилі або мікрохвилі, як середовище для доставки енергії у вигляді випромінювання. Енергія передається на основі електричного поля електромагнітної хвилі, яка випромінює.

1.2. Стандарти, що використовуються при передачі безпроводних зарядних пристроїв

Людство прагне забезпечити комплексний аналіз нових систем бездротової зарядки з урахуванням основних технологій, міжнародних стандартів, а також застосувань у мережах бездротового зв'язку.

Зокрема чимало відповідальності покладено на *ISO*. Зокрема, згідно з ДСТУ ISO 9001:2009 [1], організація зобов'язана планувати та розробляти процеси, що є необхідними для виготовлення продукції. Варто узгодити план виготовлення продукції з вимогами до інших процесів системи управління якістю.

Плануючи виготовлення продукції, організація має належним чином визначити:

- а) цілі у сфері якості та вимоги до продукції;
- б) потреби при розробці процесів і документів, а також у забезпеченні ресурсами, специфічними для продукції;
- в) необхідні роботи щодо перевіряння, затвердження, моніторингу, вимірювання, інспектування та випробовування, специфічні для продукції, а також критерії приймання продукції;
- г) протоколи, необхідні для надання доказів того, що процеси виготовлення й кінцева продукція задовольняють вимоги. Потрібно, щоб результат цього планування був у формі, яка відповідає методу виконання роботи, прийнятому в організації.

Теперішні розробки штучних органів людини поєднують досягнення різних областей науки: біологія, біомедична інженерія, матеріалознавство, радіоелектроніка, кібернетики, біохімія та інші [2].

З точки зору технічної інженерії та медицини ідеальний штучний орган, що призначений для імплантації повинен відповідати ряду наступних вимог:

- повноцінно моделювати функції, масу, форму природного аналога;
- розташування в організмі людини не повинно призводити до виникнення інших патологічних станів;
- вся конструкція, її елементи або зовнішня оболонка виготовляються з матеріалів з високою біологічною сумісністю;
- нормований термін безперервного функціонування повинен бути не меншим за цикл, що зумовлений фізіологічними властивостями організму;
- технічні функціональні складові імплантату мають отримувати енергію шляхом природних біохімічних процесів.

Існує ряд стандартів, що установлює вимоги до системи управління якістю, які можуть застосовуватися організаціями, що беруть участь в одному або в більшій кількості етапів життєвого циклу медичних виробів, зокрема в проектуванні та розробці, виробництві, зберіганні та дистрибуції, монтажі та обслуговуванні, а також в кінцевому демонтажі та утилізації медичних виробів та у проектуванні, розробці й наданні пов'язаних з ними послуг. Наприклад, сировину, комплектуючі, вузли, медичні вироби, послуги зі стерилізації, калібрування, дистрибуції, технічного обслуговування. Постачальник або зовнішня сторона можуть добровільно погодитися на дотримання вимог конкретного стандарту.

Так, низка імплантованих медичних пристроїв [3] мають технічні вимоги, над якими попередньо було проведено випробування, зокрема захист:

- 1) від сторонніх об'єктів, викликаних імплантованим медичним пристроєм;
- 2) пацієнта чи користувача від шкоди, що була викликана фізичними особливостями активного імплантованого медичного пристрою;
- 3) пацієнта від шкоди, що була заподіяна електричним струмом;
- 4) пацієнта від викликаного пристроєм тепловиділення;
- 5) від випромінювання, що виділяється та поглинається імплантатом.

- б) від непередбачених взаємодій, що були викликані виробом
- 7) виробів від пошкоджень, що були викликані використанням зовнішніх дефібриляторів.

1) Усування сторонніх об'єктів, викликаних імплантованим медичним пристроєм.

Будь-яка частина імплантованого медичного пристрою, яка за нормальних умов контактує з рідким середовищем в організмі людини, не мусить виділяти тверді частинки речовини у небажаній кількості. Для цього окремо проводиться тестування пристроїв – занурюють імплантовану частину до придатного для ін'єкцій розчину солі $9г/л$ у нейтральному скляному контейнері, при цьому об'єм соляного розчину має бути в 10-20 разів більше за об'єм предмету дослідження з температурою $(37 \pm 2)^\circ C$ на 8-18 годин.

2) Усування проблем, викликаних фізичними особливостями медичного пристрою.

Поверхні імплантованих частин активного імплантаційного медичного виробу не повинні мати жодних особливостей: ніяких гострих кутів чи країв, що викликають дратування органів життєдіяльності людини, жодних грубих поверхонь пристрою, які не приймають участі у правильному функціонуванні виробу.

3) Боротьба проти можливої проблеми, що може бути заподіяна електричним струмом. За винятком окремих функцій, імплантуючі частини окремого імплантованого медичного виробу, що мають джерело енергії, мають бути електрично нейтральними при контакті з тілом людини.

При використанні виробу в жодній області не має проявлятися витоку струму більше $1мкА$.

Ізольовані частини імплантованих проводів живлення або катетерів із вбудованими електричними провідниками, що підлягають взаємодії різниці електричних потенціалів більше $10Vm$, мають проходити випробовування на

діелектричний опір, за якого прикладна різниця потенціалів має бути не менше пікової різниці, що досліджується даною ізольованою частиною.

4) Захист пацієнта від шкоди, що була викликана тепловиділенням. Жодна із зовнішніх поверхонь імплантованої частини активного імплантованого медичного пристрою не повинна нагріватися більше, ніж на 2°C вище за значення нормальної температури тіла пацієнта як за нормальної роботи імплантованого медичного пристрою, так і у випадку його відмови.

5) Захист від іонізованого випромінювання, що поглинається чи випромінюється імплантованим медичним пристроєм.

Якщо активний імплантований медичний виріб має будь-яку радіоактивну речовину, то наслідки від іонізуючого випромінювання мають бути обмежені на низькому рівні.

б) Врахування непередбачених взаємодій, що були викликані виробом. Імплантовані частини активного імплантованого медичного виробу мають бути розроблені таким чином, щоб поступово накопичувані зміни в матеріалі, які можуть виникнути протягом терміну служби виробу, не викликала шкоди.

Методика оцінки. Можливість прояву поступових довготривалих змін у матеріалі варто оцінити шляхом врахування наступних способів:

- а) проведення аналогії з опублікованими даними;
- б) встановленням даних про вже наявну стабільність матеріалу при проведенні подібних досліджень в клінічних досліджах;
- в) даними досвіду використання подібного виробу, що існує на ринку, разом з доказами контролю матеріалу, використаних у виробках;
- г) оцінкою відповідності або невідповідності властивостей матеріалу відповідно до опублікованих процедур оцінки імплантованих матеріалів.

7) Протидія пошкодженням, що можуть бути викликані використанням зовнішніх дефібриляторів.

Схема електроживлення функціонуючих неімплантованих частин активного імплантованого медичного виробу, під'єднаних до електродів

електрокардіографа, має бути розроблена таким чином, щоб при проведенні дефібриляції остання не впливала на виріб, за умови, що електроди дефібрилятора не вступають у прямий контакт електродами електрокардіографа.

Параметри при дефібриляції

Частини активного імплантованого медичного виробу, що передбачені для імплантації в тіло пацієнта, мають бути розроблені таким чином, щоб дефібриляція пацієнта не впливала постійно на виріб.

Для забезпечення такого захисту від впливу необхідно звернутись до того, що електроди дефібрилятора не вступають у прямий контакт з імплантованими частинами.

Методика тестування

Використовують генератор імпульсів дефібриляції з контуром RLC , як показано на рис. 1.1, з параметрами:

$$C = 330\text{мкФ} \pm 16.5\text{мкФ}; L = 13.3\text{мГн} \pm 0.13\text{мГн}; R_L + R_G = 10\text{Ом} + 0.2\text{Ом},$$

де R_L – опір на індуктивності [Ом]; R_G – значення опору імпульсів дефібриляції [Ом]; $U_{\text{досл}}$ – напруга дослідження на виході [В].

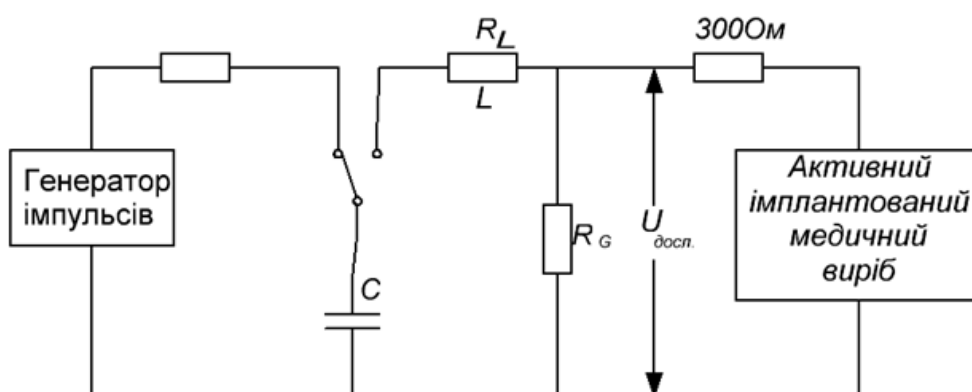


Рис.1.1. Контур RCL для оцінки дефібриляції

Максимальна амплітуда імпульсу напруги $U_{\text{докл}}$ на виході генератора імпульсів дефібриляції через R_G має бути $(140 \pm 7)B$. Варто переконатися, що котушка індуктивності при імпульсі не є магнітно насиченою.

Визначають кожну струмопровідну частину, відмінну від металевого корпусу, що може контактувати з тканинами людини. Під'єднують генератор імпульсів дефібриляції через опір $(300 \pm 6)\text{Ом}$ (рис.1.1) по черзі між кожною струмопровідною частиною та металевим корпусом.

Перевіряють кожну частину, що має здатність проводити електричний струм. Для здійснення перевірки подають послідовність із трьох імпульсів напруги з інтервалами $20c$, після інтервалу $20c$ повторно проводять імпульси з від'ємною полярністю з періодом $20c$. Відповідний графік представлено на рис 1.2.

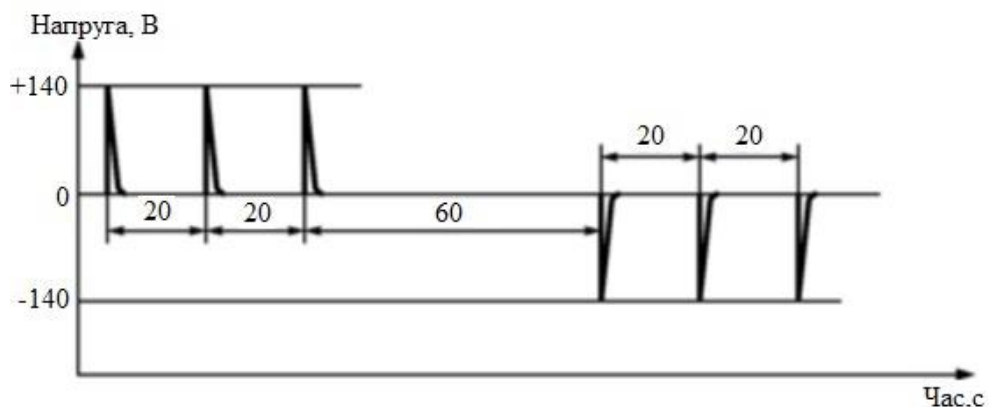


Рис 1.2. Форма імпульсів, що використовуються при дефібриляції

Загальні технічні характеристики для медичних пристроїв

Так, згідно з [4-7], з-поміж головних вимог для медичних пристроїв є параметри, що водночас не повинні шкодити здоров'ю людини, зокрема: частотний діапазон роботи електромагнітних полів не більше $f = 10\text{кГц}$ і, як правило, від 5Гц до 550Гц ; електричні та магнітні поля промислової частоти не більше $f = 50\text{Гц}$, прийнятний температурний діапазон експлуатації, залежно від пристрою, $t = 37 \pm 2^\circ\text{C}$. Також, згідно зі стандартами будь-яких імплантаційних медичних пристроїв, існують критерії, яким повинні

відповідати параметри та точність вимірювання: амплітуда імпульсів ... $\pm 5\%$, тривалість імпульсів ... $\pm 5\%$, міжімпульсний інтервал ... $\pm 0.2\%$, частота імпульсів ... $\pm 0.5\%$, поріг початку роботи ... $\pm 10\%$, інтервал затримки ... $\pm 10\%$. При розробці пристрою для медичної імплантації, за значення частоти $f = 50\text{Гц}$ використовуються номінальні значення напруги та струму 12В та 25А відповідно. Дані стандарти ДСТУ є підґрунтям для подальшого створення безпроводного зарядного пристрою для медичних застосувань.

Висновки до першого розділу

При опрацюванні першого розділу було проаналізовано недоліки та небезпек зарядного пристрою для медичного використання та обґрунтовано необхідність використання безпроводної зарядки для медицини.

Проведено аналіз ряду існуючих та дотепер актуальних у медицині стандартів ДСТУ та *ISO* , зокрема загальні технічні характеристики для медичних пристроїв: частотний діапазон електромагнітних полів, промислова частота, температурний діапазон експлуатації пристрою, критерії з відповідними параметрами точності вимірювання, номінальні значення напруги та струму.

Проаналізовано та враховано необхідні параметри на базі документації окремих пристроїв для імплантації та тих, що певної мірою мають вплив на імплантацію. Серед таких приладів нейростимулятор, кардіостимулятор, електростимулятор, інсулінова помпа, кохлеарний імплантат, пристрій дефібриляції.

РОЗДІЛ 2. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ПЕРЕТВОРЮВАЧІВ ТА СПОСОБИ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ ДЛЯ ПОШУКУ НАЙБІЛЬШ ЕФЕКТИВНИХ

У наш час на ринку присутній широкий асортимент перетворювачів електроенергії, від найпростіших та найдешевших простих перетворювачів, здатних перетворювати напругу постійного струму акумулятора у напругу 220-230В змінного струму, до потужних гібридних дорогих перетворювачів, придатних для створення потужних систем альтернативної енергетики.

В ході даної роботи досліджуються перетворювачі – понижуючі, підвищуючі та *SEPIC*, як найбільш вживані в роботі. Здебільшого відбувається аналіз рівня ефективності перетворювачів при здійсненні безпроводної передачі енергії в межах певного діапазону.

Окрім конвертерів відбувається вибір та огляд способу передачі енергії з перспективним безконтактним способом забезпечення пристрою електроживленням.

Отже, в даному розділі досліджуються перетворювачі, різновиди існуючих бездротових зарядних пристроїв, серед яких радіо, магнітно-резонансні та індуктивні зарядні пристрої. Також проаналізовані основні способи передачі енергії – ємнісні та індуктивні.

Розглянуто переваги та недоліки кожного перетворювача, озвучено всі «за» та «проти» використання в різних випадках зарядних пристроїв. Так, наприклад, радіозарядні пристрої активно використовуються в медицині для заряду на далекі відстані.

DC/DC перетворювачі [8, 9, 10]

Якщо живлення апаратури здійснюється від гальванічних елементів або акумуляторів, то перетворення напруги до потрібного рівня можливо лише за допомогою *DC/DC* перетворювачів, які розроблені для задоволення конкретних потреб живлення різної електронної апаратури.

Розглянемо просту систему бездротової передачі живлення (WPT) на 2 котушки з її еквівалентною схемою [11], що показано на рис.2.1

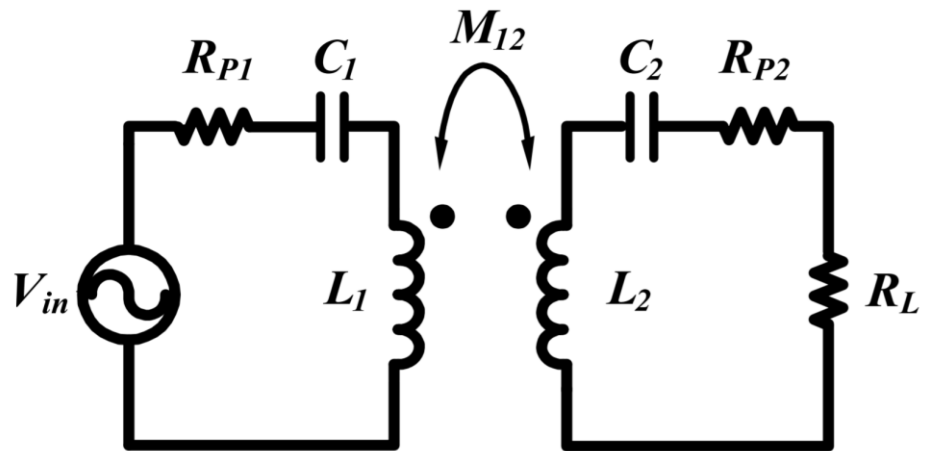


Рис.2.1. Схема бездротової системи передачі живлення з двома котушками

Якщо припустити, що втрати потужності в феритових пластинах, що екранують котушки передавача та приймача, незначні, рівняння сполученого контуру для системи є

$$\begin{cases} (R_{P1} + jX_1)I_1 + j\omega M_{12}I_2 = V_{in} \\ j\omega M_{12}I_1 + (R_{P2} + R_L + jX_2)I_2 = 0 \end{cases}$$

де ω – кутова частота операції; $X_i (i=1,2)$ – реактивний опір $\omega L_i - 1/(\omega C_i)$ сторони i ; I_1 та I_2 вектори струму на першій та другій сторонах відповідно; R_{P1} та R_{P2} – опори 1-ої та 2-ої обмоток відповідно; C_1 та C_2 - ємність конденсаторів на першій та другій сторонах відповідно; R_L - опір навантаження.

Оптимальне навантаження для максимальної роботи енергоефективності [11]

Якщо припустити, що основні втрати в магнітних феритових пластинах і втрати інвертора потужності незначні, то енергетична ефективність (η)

бездротової системи передачі електроенергії на 2 котушки може бути виражена формулою:

$$\eta = \frac{I_2^2 R_L}{I_1^2 R_{P1} + I_2^2 (R_{P2} + R_L)} = \frac{R_L}{\left(\frac{I_1}{I_2}\right)^2 R_{P1} + R_{P2} + R_L}.$$

Енергоефективність, з системи рівняння сполученого контуру, з урахуванням відношення коренів середньоквадратичних струмів $\frac{I_1}{I_2}$ в другому рівнянні системи, не залежить від значення X_1 контуру з передавальною обмоткою.

Ефективність можна додатково визначити за формулою:

$$\eta = \frac{\omega^2 M_{12}^2 R_L}{[(R_{P2} + R_L)^2 + X_2^2] R_{P1} + \omega^2 M_{12}^2 (R_{P2} + R_L)}.$$

Оптимальне значення R_L для максимальної ефективності можна отримати за формулою

$$R_{L,opt,\eta} = \sqrt{R_{P2}^2 + X_2^2 + \omega^2 M_{12}^2 R_{P2} / R_{P1}}.$$

Якщо $X_2 = X_{2,opt,\eta} = 0$, то оптимальне навантаження для максимальної енергоефективності

$$R_{L,opt,\eta} = R_{P2} \left(\sqrt{1 + \frac{\omega^2 M_{12}^2}{R_{P1} R_{P2}}} \right).$$

Концепція дослідження максимальної енергоефективності тепер пояснюється за допомогою структури схеми на рис.2.2 та схеми відображення на рис.2.3. Хоча це пояснення базується на двоступеневій схемі вихідної потужності, тобто на використанні потужності AC/DC перетворювача з подальшим перетворенням енергії через DC/DC перетворювач, ідея використовується для однофазного AC/DC

перетворювача потужності. Вхідна напруга V_{in} змінного струму на стороні передавача - це вихідна напруга, що забезпечується інвертором потужності. Оскільки контур використовується як передавач, основним компонентом у резонансній частоті є складова напруги. Таким чином, імпеданс джерела цього передавача кола дуже малий, що робить можливим високу енергетичну ефективність для всієї системи.

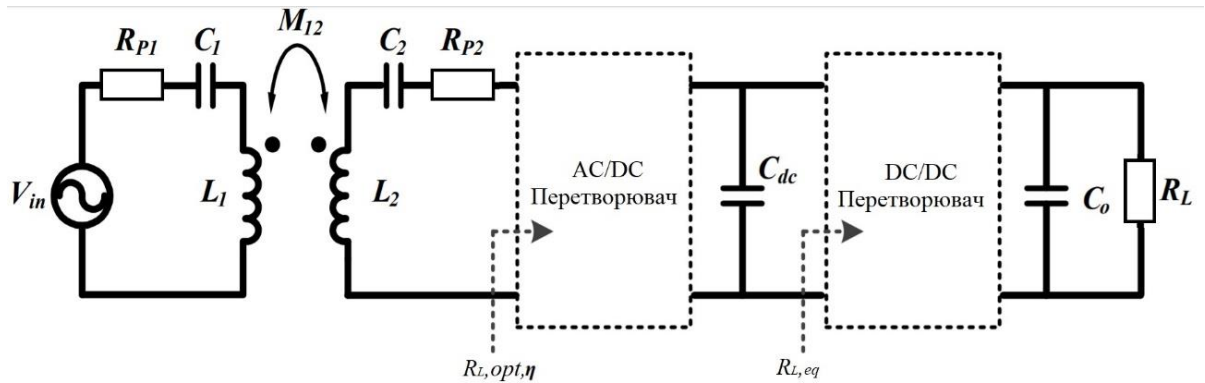


Рис.2.2. Схема двохобмоткової системи безпроводної передачі енергії з AC/DC та DC/DC перетворювачами

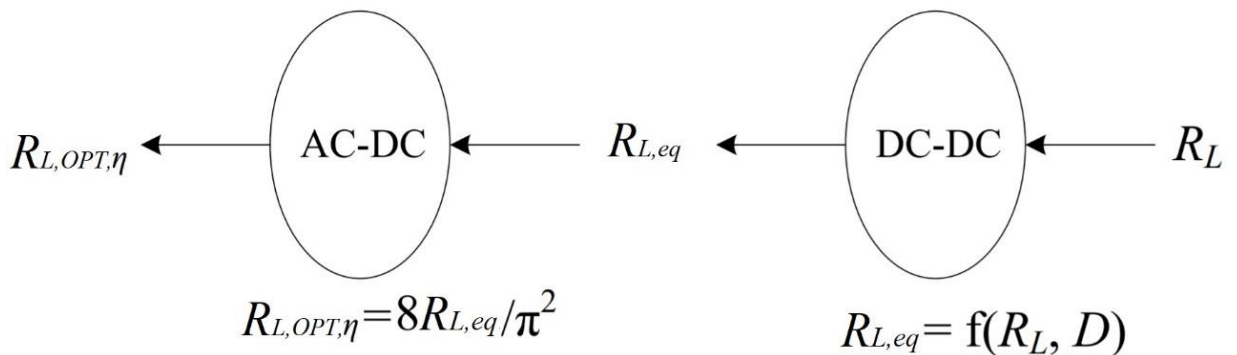


Рис.2.3 Схема процесу трансформації опору навантаження

На практиці фактичне навантаження значення R_L може змінюватися в залежності від часу. Для даної системи безпроводної передачі енергії максимальне відстеження енергоефективності може бути досягнуто шляхом регулювання еквівалентного опору ланцюга навантаження (що включає AC/DC та DC/DC перетворення потужності) для задоволення оптимальних умов навантаження.

Для того, щоб відрегулювати еквівалентний опір, оптимальному значенню навантаження для досягнення максимального відстеження енергоефективності можна використовувати робочий цикл перетворювача потужності. У прикладі на рис.2.3 співвідношення між вхідним опором кола приймача і навантаженням, залежно від співвідношення вхідного опору і еквівалентного опору, на проміжному етапі $R_{L,eq} = f(R_L, D)$, який є функцією вихідного навантаження R_L і коефіцієнту заповнення імпульсів D для DC / DC перетворювача.

Функція на рис.2.3 залежить від типу використовуваних DC / DC перетворювачів. Наприклад, для комбінованого перетворювача співвідношення напруги наступне:

$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = -\frac{D}{1-D},$$

а вихідна потужність дорівнює вхідній за встановленого режиму роботи

$$V_{in}I_{in} = V_{out}I_{out}.$$

З останніх двох формул отримуємо

$$R_{L,eq} = \frac{V_{in}}{I_{in}} = \left(\frac{V_{in}}{V_{out}} \right)^2 R_L = \left(\frac{1-D}{D} \right)^2 R_L.$$

Аналогічно співвідношення між еквівалентним опором, що спостерігається в DC / DC перетворювачі і опором навантаження, що можуть бути отримані для будь-якого типу DC / DC перетворювачів.

Для понижуючого перетворювача

$$R_{L,eq} = \left(\frac{1}{D} \right)^2 R_L.$$

Для підвищуючого перетворювача

$$R_{L,eq} = (1-D)^2 R_L.$$

Для $SEPIC$ перетворювача

$$R_{L,eq} = \left(\frac{1-D}{D} \right)^2 R_L.$$

Загалом, незалежно від використання одно- чи двокаскадного силового перетворювача в колі приймача, технічним завданням блоку керування є зміна коефіцієнту заповнення імпульсів силового перетворювача таким чином, щоб еквівалентний вхідний опір сторони приймача та (змінне в часі) навантаження можна регулювати до оптимального значення, зазначеного у відношенні для вихідної потужності P_o системи $\frac{\partial P_o}{\partial R_L} = 0$.

Нижче розглянуто перетворювачі, контроль ефективності яких здійснюється за допомогою оптимального навантаження в електричній.

Вибір способу для передачі енергії

До безпроводних (без наявного гальванічного зв'язку) методів передачі електроенергії відносяться електромагнітне випромінювання радіочастотного та оптичного діапазонів, ємнісний та магнітний зв'язок джерела з передавачем і приймачем [1].

Передача енергії випромінювання оптичного діапазону до імплантованого приймача через шкіру і м'які тканини неможлива внаслідок істотного його поглинання в будь-якому діапазоні, навіть в інфрачервоному. Перешкода для використання змінних електричного і електромагнітного полів – це наявність провідникових металевих елементів в конструкції пристрою та іонна провідність внутрішніх біоструктур.

Магнітні властивості біотканин в їх макроскопічних проявах мало відрізняються від водних розчинів і є здебільшого діамagnetиками та парамагнетиками з модулем магнітної сприйнятливості $|\chi| \ll 1$ ($B = \mu\mu_0 H = \mu_0(1 + \chi)H$, де H і B – це напруженість і індукція магнітного поля, μ_0 – магнітна стала, μ – відносна магнітна проникність). Тому зовнішні

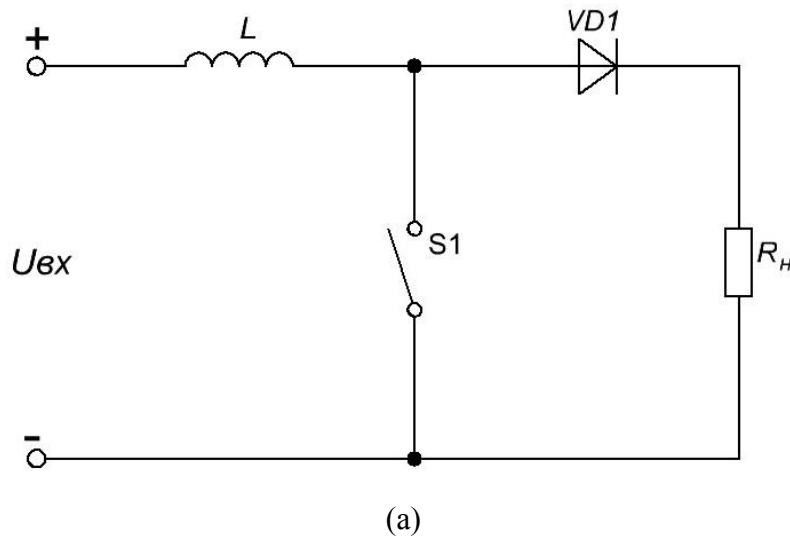
квaziстатичні і низькочастотні магнітні поля без істотних втрат і спотворень проникають всередину біотканин.

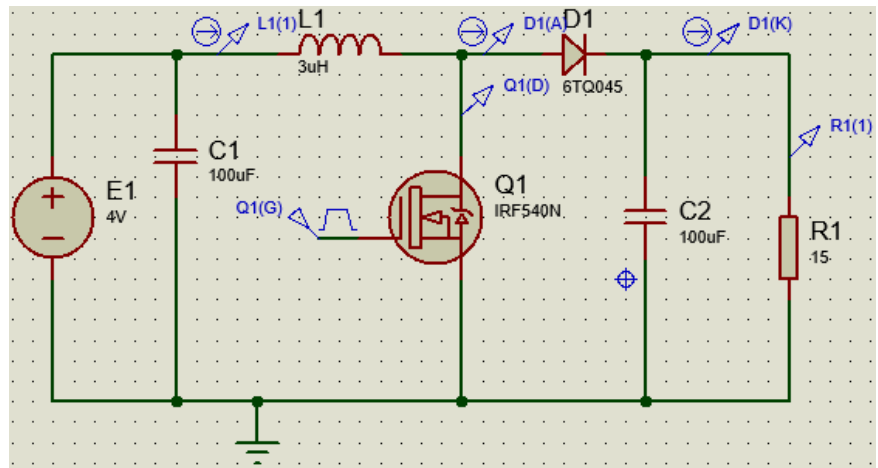
2.1. Підвищуючі перетворювачі

DC/DC-Boost перетворювач [8,9,10]

Контролер перемикачання керуватиме перемикачем живлення для вмикання/вимикання, щоб підвищити вхідну напругу до необхідного значення вихідної напруги. Коли перемикач включений, діод (VD) знаходиться у зворотному зміщенні, і електрична енергія зберігається в котушці (L). Таким чином, конденсатор (C) подає струм на навантаження (R). Коли перемикач вимикається, накопичена електрична енергія в котушці буде передана на конденсатор і навантаження. Головна особливість – вихідна напруга більша за вхідну.

На рис 2.4,а зображено один із прикладів реалізації підвищуючого DC/DC перетворювача, який покладено в основу задля безпроводного зарядного пристрою. Зокрема в якості перетворювача, з якого напруга надходить на первинну обмотку. Також на рис. 2.4,б представлено найпростішу реалізацію підвищуючого DC/DC перетворювача у *Proteus*, що було взято за основу для подальших розрахунків.

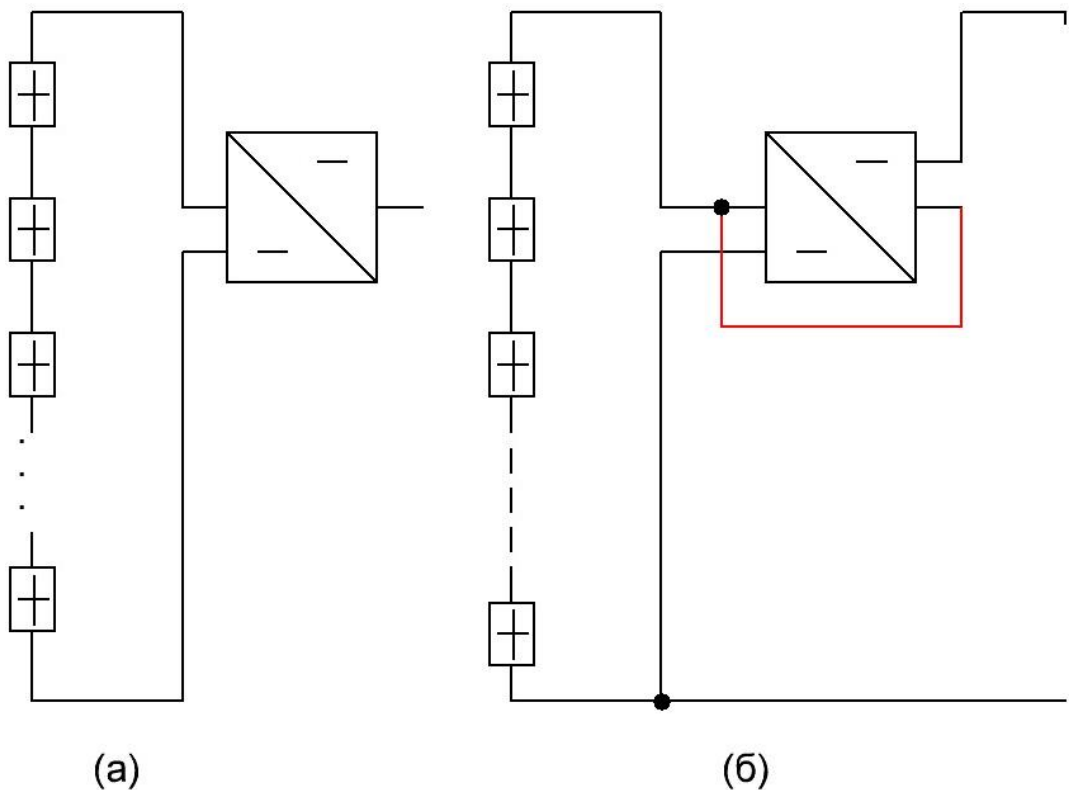




(б)

Рис.2.4. Схема (а) та реалізація підвищуючого DC/DC перетворювача у *Proteus* (б)

За основу розрахунків взято [12]. Один із способів підвищення ефективності перетворювачів постійного струму - це використання часткової обробки потужності, як показано на рис.2.5.



(а)

(б)

Рис.2.5. Структура роботи за режимів повної потужності (а) та часткової потужності (б)

У цих перетворювачах частина вхідної потужності безпосередньо подається до виходу, завдяки чому досягається майже 100% ефективності,

інша частина потужності, оброблена перетворювачем постійного струму, визначається вимогами регулювання напруги, тобто відсотком потужності, що обробляється перетворювачем, залежить від різниці напруги між фотоелектричною стороною та напругою ліній постійного струму. Представлено графіки співвідношення між необхідним посиленням напруги та відсотком вхідної потужності, що обробляється перетворювачем. При правильній конструкції перетворювач потужності може бути спроектований таким чином, щоб обробляти близько 30–40% від вхідної потужності в номінальних робочих умовах, тим самим покращуючи його вартість, розмір та ефективність. Тому блок DC/DC перетворювача не повинен мати надмірно високий ККД у своєму робочому діапазоні для досягнення загальної високої ефективності перетворення. Приклад цього показано на рис. 2.6., де перетворювач постійного струму з припущеною ефективністю 95% призводить до загального ККД вище 98% для вхідних напруг, рівних 60% або вище від вихідної напруги постійного струму при використанні в режимі часткового перетворення потужності на рис.2.7.

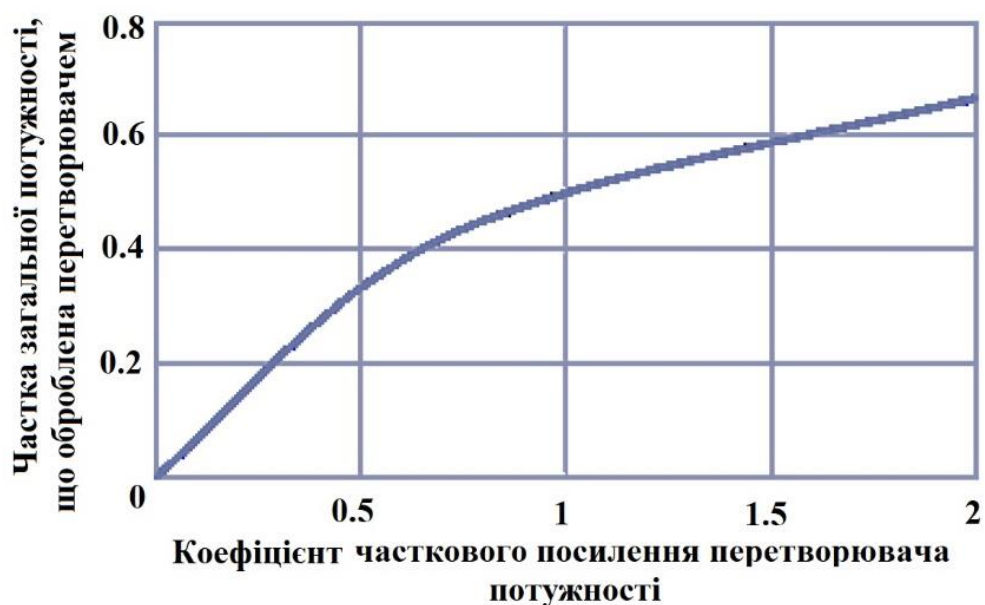


Рис.2.6 Графік залежності обробленої перетворювачем частки загальної потужності від коефіцієнту підсилення перетворювача потужності

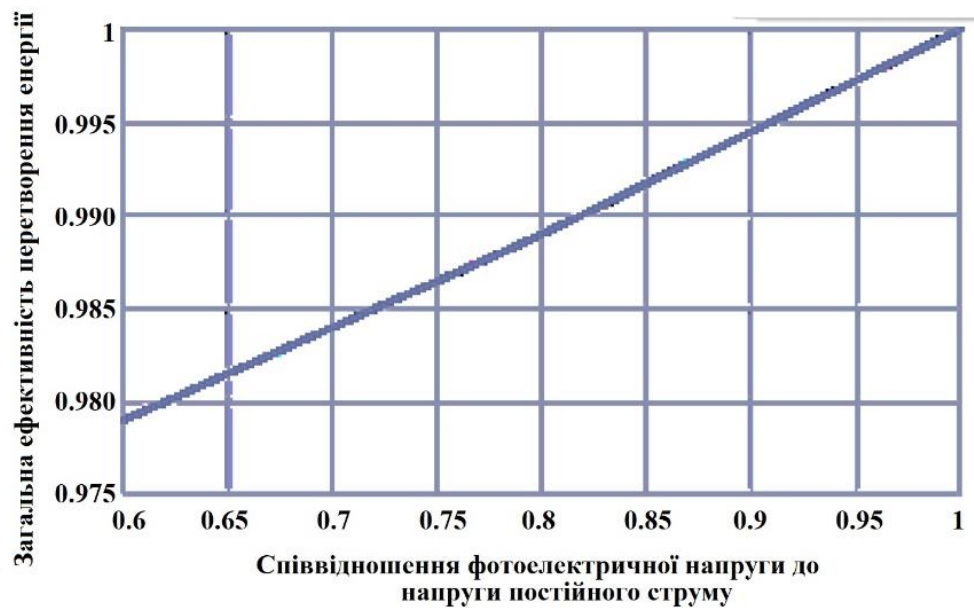


Рис.2.7 Приклад сумарного ККД часткової потужності перетворювача з урахуванням 95% ефективності DC/DC перетворювача

Для упорядкованої послідовності перетворювачів, потужність яких дорівнює $1,5\text{кВт} - 6\text{кВт}$, розрахунковий коефіцієнт приросту енерговитрат знаходиться в діапазоні від 3% до 9% у порівнянні зі стандартною центральною інверторною системою, тому ефективність ККД 98% .

Отже, підвищуючі перетворювачі є найбільш доцільними за своїм призначенням на стороні «передавача» в електричній схемі. Оскільки в подальшому після AC/DC випрямляча до перетворювача надходить значення постійної вхідної напруги, що дозволяє на виході отримати збільшене постійне значення вхідної напруги.

DC/DC *boost*-перетворювач, або підвищуючий перетворювач, найкраще працює, коли в якості контрольної функції використовуються цифрові системи керування, які виконують регулювальну функцію для діапазону вихідної напруги та послідовості забезпечення роботи ключів у електричній схемі *boost*-конвертера.

2.2. Понижуючі перетворювачі

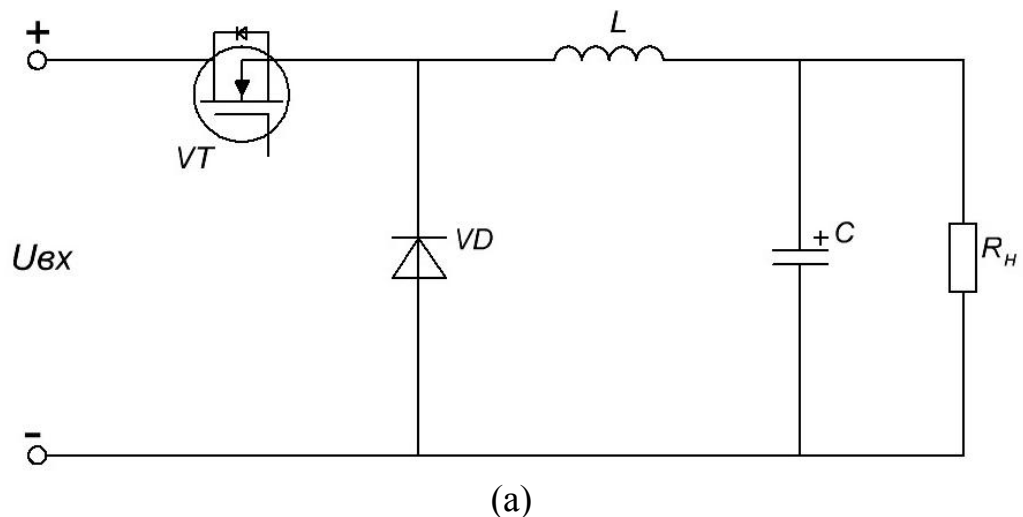
DC/DC-Buck перетворювач

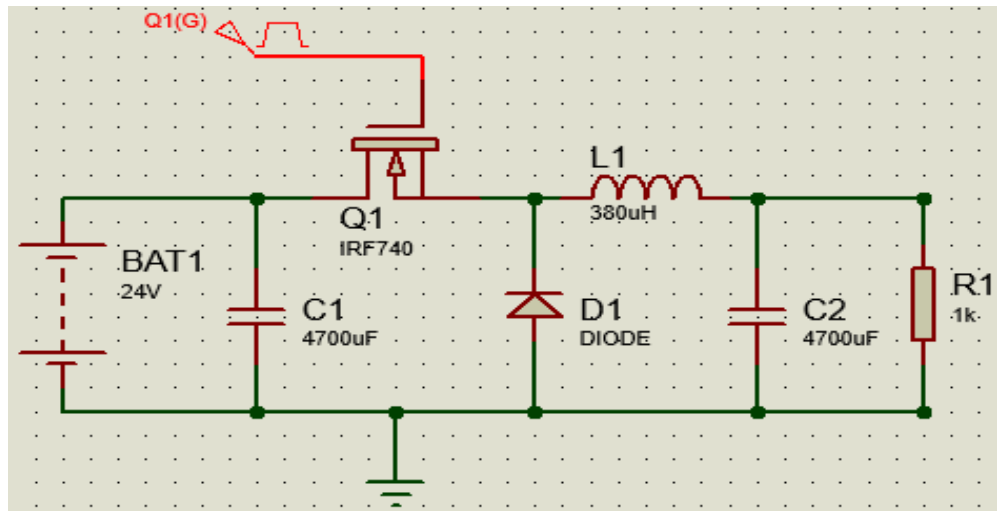
На рис.2.8 (а) зображено $DC / DC - Buck$ перетворювач, що працює як система, що знижує високу вхідну напругу до низької вихідної, при чому величина вихідної напруги завжди менша за вхідну.

Перш ніж досліджувати $DC / DC - Buck$ перетворювач, або понижуючий перетворювач, на рівень ефективності з коефіцієнтом корисної дії, варто розглянути принцип роботи самого перетворювача.

Коли перемикач включений, збільшується вхідний струм, що протікає через котушку (L). Котушка накопичує енергію магнітного поля. Коли перемикач вимикається, накопичена електрична енергія в котушці буде передана на конденсатор (C) і навантаження (R). А зворотній діод (VD) створює шлях для протікання струму. Понижуючі перетворювачі передають близько 90% енергії.

На рис. 2.8,б для перевірки зображено схему реалізації у програмному середовищі *Proteus*.





(б)

Рис.2.8. Схема DC/DC – *Buck* -перетворювача (а) та реалізація у програмному середовищі *Proteus* (б)

Досліджено перетворювач та розраховано ефективність [13,14,15]:

1) перетворювач розраховано з використанням даних: коефіцієнт корисної дії $\eta = 100\%$, вхідна напруга $U_{ex} = 10B$, напруга виходу $U_{вих} = 4.6B$, падіння напруги на діоді $D1$ $U_{D1} = 1B$, струм вхідний $I_{ex} = 0.87A$, частота вмикання транзистора $f_{sw} = 75кГц$, струм виходу $I_{вих} = 0.46A$, величина пульсації напруги на виході $U_r = 0.05B$ або 5% ;

2) індуктивність дроселя $L = (U_{ex_{max}} - U_{вих}) \frac{U_{вих}}{U_{ex_{max}}} \frac{1}{f_{sw}} \frac{1}{LIR \cdot I_{вих_{max}}}$;

$$L = (24B - 14.7B) \frac{14.7B}{24B} \frac{1}{1000Гц} \frac{1}{100 \cdot 14.7mA} = 3.875мкГн .$$

3) Максимальний струм дроселя

$$I_{peak} = I_{вих_{max}} + \frac{\Delta I_{inductor}}{2} ,$$

$$\text{де } \Delta I_{inductor} = LIR \cdot I_{вих_{max}} = (U_{ex_{max}} - U_{вих}) \frac{U_{вих}}{U_{ex_{max}}} \frac{1}{f_{sw}} \frac{1}{L} ;$$

$$\Delta I_{inductor} = 100 \cdot 14.7mA = 1.47A , I_{peak} = 14.7mA + \frac{1.47A}{2} = 0.75A$$

4) Пульсації на виході вихідного конденсатора ємності C_2

$$U_{вих\ capacitor} = \frac{1}{2C_0} \frac{U_{вих\ макс} - U_{вих}}{L} \left(\frac{U_{вих}}{U_{вих\ макс}} \frac{1}{f_{sw}} \right)^2$$

$$U_{вих\ capacitor} = \frac{1}{2 \cdot 4.7 \cdot 10^{-3}} \frac{24 - 14.7}{3.875 \cdot 10^{-6}} \left(\frac{14.7}{24} \frac{1}{10^3} \right)^2 = 95.7 B$$

5) Величина пульсацій струму вхідного конденсатора:

$$I_{C\ fRMS} = I_{вих\ макс} \sqrt{\frac{U_{вих}(U_{ex} - U_{вих})}{U_{ex}}} \quad I_{C\ fRMS} = 14.7\ mA \sqrt{\frac{14.7 B(24 B - 14.7 B)}{24 B}} = 7.16\ mA$$

6) При виборі діода обмежувальним фактором є потужність розсіювання. Середня потужність діода для найгіршого випадку

$$P_{diode} = \left(1 - \frac{U_{вих}}{U_{ex\ макс}}\right) I_{вих\ макс} U_d,$$

де U_d - падіння напруги на діоді за заданого вихідного струму $I_{вих\ макс}$

$$P_{diode} = \left(1 - \frac{14.7 B}{24 B}\right) 14.7\ mA \cdot 14.7 B = 83.73\ mW.$$

7) Вибір МОН-транзистора

Максимально допустимий підйом температури для МОН

$$T_{J\ RISE} = T_{J\ макс} - T_{A\ макс}, \quad T_{J\ RISE} = 115^\circ C - 60^\circ C = 55^\circ C,$$

де $T_{J\ макс}$ та $T_{A\ макс}$ – максимальні температура переходу та навколишнього середовища.

Максимальна потужність, що розсіюється МОН-транзистором

$$P_{D\ TOT} = \frac{T_{J\ RISE}}{\theta_{JA}},$$

де $\theta_{JA} = 62^\circ C / W$ – тепловий опір «перехід-середовище».

$$P_{D\ TOT} = \frac{55^\circ C}{62^\circ C / W} = 0.88\ W.$$

Максимально допустимий опір відкритого каналу МОН при $t = 25^\circ C$

$$R_{DS(ON)25^\circ C} = \frac{U_{ex\ макс}}{U_{вих}} \cdot \frac{1}{I_{вих\ макс}^2 \left[1 + 0,005(T_{J\ hot} - 25^\circ C) \right]} P_{D\ TOT} \times 60\%,$$

$$R_{DS(ON)_{25^{\circ}C}} = \frac{24B}{14.7B} \cdot \frac{1}{(11.4 \cdot 10^{-3} A)^2 [1 + 0,005(150^{\circ}C - 25^{\circ}C)]} 0.88Bm \times 60\% = 406 \mu\Omega$$

Максимальний опір відкритого каналу за високої температури

$$R_{DS(ON)_{hot}} = \left[1 + 0,005(T_{J_{hot}} - 25^{\circ}C) \right] R_{DS(ON)_{25^{\circ}C}}$$

$$R_{DS(ON)_{hot}} = [1 + 0,005(150^{\circ}C - 25^{\circ}C)] \cdot 406 \cdot 10^3 \Omega = 659.75 \cdot 10^3 \Omega$$

Потужність втрати комутації

$$P_{D_{sw}} = \frac{C_{RSS} U_{vx_{макс}}^2 \cdot f_{SW} I_{вих_{макс}}}{I_{GATE}},$$

де $C_{RSS} = 120 \cdot 10^{-12} \Phi$ – проміжна ємність «заслон-витік» транзистора.

$$P_{D_{sw}} = \frac{C_{RSS} U_{vx_{макс}}^2 \cdot f_{SW} I_{вих_{макс}}}{I_{GATE}}$$

$$P_{D_{sw}} = \frac{120 \cdot 10^{-12} \Phi (24B)^2 \cdot 10^3 \Gamma\mu \cdot 250 \cdot 10^{-6} A}{10^{-6} A} = 172.8 \cdot 10^{-3} Bm$$

Втрати від опору відкритого каналу

$$P_{D_{RDS}} = \frac{U_{вих}}{U_{vx_{макс}}} I_{вих_{макс}}^2 R_{DS(ON)_{hot}};$$

$$P_{D_{RDS}} = \frac{14.7}{24} 0.0147^2 \cdot 7556.25 = 1Bm.$$

Коефіцієнт корисної дії

$$\eta = \frac{P_{активна}}{P_{повна}} \times 100\%,$$

де $P_{активна} = U_{вих} I_{вих}$

$$P_{повна} = U_{вих} I_{вих} + P_{C_{JRMS}} + P_{C_{DRMS}} + P_{DCR_{RMS}} + P_{D_{RDS}} + P_{D_{SW}} + P_{DIODE} + P_{CU}$$

$$P_{C_{JRMS}} = I_{C_{JRMS}}^2 ESR_{CJ} - \text{втрати на } ESR \text{ вхідного конденсатора,}$$

$$P_{DCR_{RMS}} = (I_{вих} + \Delta I_{INDUCTOR} \times \sqrt{2})^2 \times DCR_L - \text{втрати дроселя}$$

$P_{C_{DRMS}} = (\Delta I_{INDUCTOR} \times \sqrt{3})^2 \times ESR_{C_0}$ - втрати на *ESR* вихідного конденсатора

$$\eta = \frac{216.09 \cdot 10^{-3}}{216.09 \cdot 10^{-3} + 17.28 \cdot 10^{-3} + 83.73 \cdot 10^{-3}} = 68.1\% .$$

8) Розрахунок ККД *Boost*-перетворювача

$$\eta = \frac{P}{S} = \frac{P}{\sqrt{P^2 + Q^2}} ,$$

де

$$P = U_{вих} I_{вих} + U_{вх} I_{вх} + \frac{U_{транз}^2}{R_{транз}} = 202,7 \text{ Вт} + 216,09 \cdot 10^{-6} \text{ Вт} + \frac{100}{0.55} \text{ Вт} \approx 220,88 \text{ Вт} .$$

$$Q = \frac{1}{\omega C_1} I_{C_1} + \frac{1}{\omega C_2} I_{C_2} + \omega L_1 I_{L_1}$$

$$Q = \frac{1 \cdot 0.87 \text{ А}}{2 \cdot 3.14 \cdot 10^3 \cdot 4700 \cdot 10^{-6}} + \frac{1 \cdot 250 \cdot 10^{-6} \text{ А}}{2 \cdot 3.14 \cdot 10^3 \cdot 4700 \cdot 10^{-6}} + 2 \cdot 3.14 \cdot 10^3 \cdot 380 \cdot 10^{-6} \cdot 0.75 \text{ А} = 1.83 \text{ Вт}$$

$$\eta = \frac{P}{S} = \frac{220.88}{\sqrt{220.88^2 + 2.83^2}} \approx 99\% .$$

Таким значенням відповідає *MOSFET*-транзистор *IRF740*.

Діапазон напруги даного перетворювача становить 10–15В за частотного діапазону для *MOSFET*-транзистора 1–100кГц .

2.3. *SEPIC*-перетворювачі

Універсальні перетворювачі – *SEPIC*

Схема *SEPIC* – це різновид перетворювача постійного струму, вихідна напруга може мати більший або менший розмір, ніж вхідна напруга. Він схожий на звичайний перетворювач підсилювача, але має переваги у неінвертованому виході. Основними елементами схеми *SEPIC* є три елементи, що зберігають енергію: дві індуктивності та один конденсатор.

Перетворювач з топологією *SEPIC* може бути використано як в якості понижуючого, так і підвищуючого перетворювача, він також містить мінімальну кількість зовнішніх активних компонентів, простий контролер і створює низький рівень перешкод за рахунок обмеження амплітуди і тривалості перехідних процесів [16].

На рис.2.9. наведено структурну схему принципу роботи зарядного пристрою за участю *SEPIC* -перетворювача.

Послідовне підключення декількох силових електронних пристроїв призведе до зниження ефективності передачі. Тому альтернативне рішення як для корекції коефіцієнта потужності, так і для регулювання напруги постійного струму. *SEPIC*, здається, є ідеальним рішенням для цього. *SEPIC* працює, використовуючи лише один напівпровідниковий вимикач [17].



Рис.2.9. Структурна схема зарядного пристрою з використанням *SEPIC*-перетворювача

Так, за основу для дослідження ефективності передачі енергії взято [18].

Класичний *SEPIC* на рис.2.10,а складається з 2 однакових котушок, керуючого транзистора (комутатора), 2 конденсаторів і діода. Котушки і спарені дроселі (дроселі з двома обмотками).

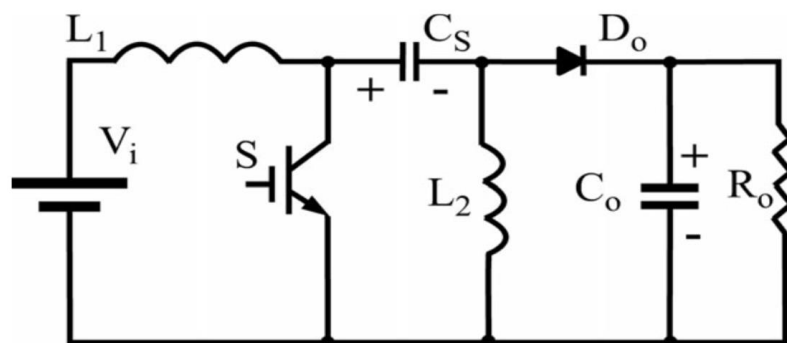
Ці котушки вибираються на основі пульсації двох амплітуд постійного струму, який повинен бути приблизно рівним 38% – 40% від максимального

вхідного струму за максимальної вхідної напруги. C_s є сполученим конденсатором і ізолює вхід від виходу, захищаючи від короткого замикання. C_s вибрано таким чином, що значення діючого струму має бути дуже малим. В якості керуючого транзистора може бути обрано *FET* або *MOSFET*, в даній роботі використовується *MOSFET*.

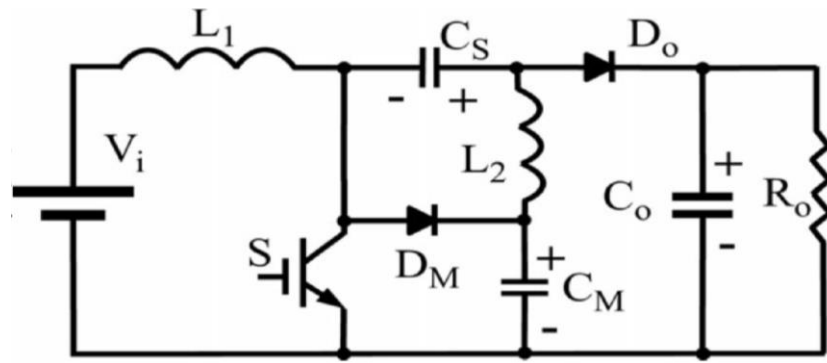
Вибір обґрунтовано тим, що в разі вибору потужності *MOSFET* враховуються мінімальна порогова напруга, коефіцієнт опору, заряд затвора та максимальне значення напруги джерела. Вихідний діод повинен мати можливість обробляти піковий струм і зворотну напругу. Вихідний конденсатор C_o заряджається струмом індуктора L_2 , отже, повинен підтримувати максимальне значення діючого струму.

Модифікований *SEPIC* долає певні недоліки класичного *SEPIC* як більш високий вхідний пульсаційний струм, більша напруга перемикача, втрати через значення зворотного струму відновлення діоду. Цей проект в основному зосереджений лише на поліпшенні коефіцієнта посилення для підвищення вихідної напруги та підвищення ефективності.

У модифікованому перетворювачі *SEPIC* на класичний підсилювальний перетворювач застосовується схема множника напруги для підвищення вихідної напруги, підвищення ефективності та низької напруги комутатора. Це робиться шляхом додавання діода та конденсатора до класичного *SEPIC* конвертера, як показано на рис.2.10,б.



(a)



(б)

Рис.2.10. Схема класичного (а) та модифікованого (б) *SEPIC* -перетворювача

Конденсатор модифікованого *SEPIC* заряджається вихідною напругою, отже, коли перемикач замкнений, значення напруги, що подається на котушку індуктивності, вище, ніж у традиційного *SEPIC*. У разі модифікованого перетворювача *SEPIC* втрати, зумовлені зворотним відновним діодним струмом, зменшуються і отримується м'яка комутація за допомогою кола позитивного зворотного зв'язку снаберів.

Статичний коефіцієнт підсилення модифікованого *SEPIC* вище, ніж класичний підвищувальний перетворювач для високих значень робочого циклу та низьке значення вхідної напруги. Коефіцієнт посилення до 5 вважається стандартним статичним посиленням, коефіцієнт посилення більше 10 - високий статичний коефіцієнт посилення і більший за 20 – дуже високий статичний коефіцієнт посилення. Якщо порівнювати з іншими перетворювачами для високого посилення, модифікований *SEPIC* використовує меншу кількість комутаторів і менш пасивні компоненти, ніж ці перетворювачі.

Основним призначенням магнітного зв'язку в модифікованому *SEPIC* - збільшити посилення напруги, що призводить до збільшення вихідної напруги.

Теоретичне пояснення, результати роботи та моделювання модифікованого без індуктивного зв'язку та з індуктивним зв'язком пояснюються в наступних розділах. Для індуктивного зв'язку

використовується котушка індуктивності, що працює як вихідний трансформатор рядкової розгортки.

Як було раніше зазначено, модифікований *SEPIC* побудований шляхом додавання лише 2 компонентів – діода D_M та конденсатора C_M до класичної схеми *SEPIC*. Схему електричного кола для модифікованого *SEPIC* без магнітної індукції зображено на рис.. Модифікований *SEPIC* працює в режимі безперервної провідності та в режимі переривчастої провідності.

Таким чином, для схеми модифікованого *SEPIC* без магнітної індукції характерна робота в двох режимах – відкритого та закритого транзисторного ключа. Для схеми модифікованого *SEPIC* з магнітною індукцією – робота в п'ятих режимах роботи.

В ході дослідження експериментально встановлено, що модифікована система *SEPIC* без магнітної індукції, яка вмикається за напруги $75B$, підсилює вхідну напругу від $15B$ до $150B$, а запропонована система з магнітною індукцією, яка вмикається за напруги $72B$, збільшує напругу входу $15B$ до виходу $300B$. Запропонована система використовувала комутацію нульового струму, що зменшує втрати та покращує ефективність. Перша система має ефективність 91.1% , а друга – 95.9% . Напруга комутатора також знижується у другій системі. Запропонована система є дуже корисною для додатків, які потребують високої вихідної напруги, зокрема портативного силового обладнання.

2.4. Радіозарядні пристрої

Радіочастотна енергія [19] транслюється з мільярдів радіопередавачів по всьому світу, включаючи мобільні телефони, кишенькові радіостанції, мобільні базові станції та телевізійні/радіостанції. Можливість збирати радіочастотну енергію з навколишніх або виділених джерел дозволяє бездротову зарядку пристроїв малої потужності та спричиняє переваги для дизайну, зручності використання та надійності.

Системи, що базуються на акумуляторах, можна заряджати, щоб уникнути заміни акумулятора або продовжити термін експлуатації систем, що використовують одноразові батареї. Пристрої, що не містять акумуляторів, можуть бути розроблені для роботи за потреби або при накопиченні достатньої заряду.

Радіочастотна енергія може використовуватися для зарядки або експлуатації широкого спектру пристроїв малої потужності. При близькій відстані до передавача малої потужності ця енергія може бути використана для скручування заряду багатьох пристроїв, включаючи GPS, портативні медичні давачі та побутову електроніку (зчитувачі електронних книг та гарнітури). Залежно від потреби в електроенергії та роботи системи, живлення може надсилатись постійно, за розкладом або на вимогу. У масштабних розгортаннях датчиків можливе значне уникнення витрат на оплату праці, усуваючи майбутні зусилля з обслуговування заміни батарей.

Радіозарядні пристрої використовуються для малопотужних пристроїв, які перебувають на відстані 10 м від передавача. Цей принцип використовується для зарядки акумуляторів у медичних імплантатах, слухових апаратах, годиннику та чіпах радіочастотної ідентифікації. Передавач надсилає малопотужні хвилі, а приймач перетворює їх у енергію. Радіозарядка, по суті, є нестандартним методом радіозв'язку.

Дана технологія характеризується високою гнучкістю використання, але здатна генерувати лише малі потужності та погано впливає на здоров'я людини. Радіозарядка має доволі обмежене використання.

Радіочастотне випромінювання [20]: радіочастотне випромінювання використовує розсіяну РЧ/СВЧ як середовище для передачі енергії випромінювання. РЧ/СВЧ розповсюджується в просторі зі швидкістю світла, як правило, в полі зору сприйняття. Типова частота РЧ/СВЧ діапазону становить від 300 МГц до 300 ГГц. Для передачі енергії можна використовувати інші електромагнітні хвилі, такі як інфрачервона та рентгенівська промені. Однак через питання безпеки вони широко не

використовуються. На рис.2.11 представлена архітектура системи передачі електровипромінювання. Передача електроенергії починається з перетворення змінного струму в постійний, після чого перетворення *DC* - в РЧ-діапазон через магнетрон на стороні передавача.

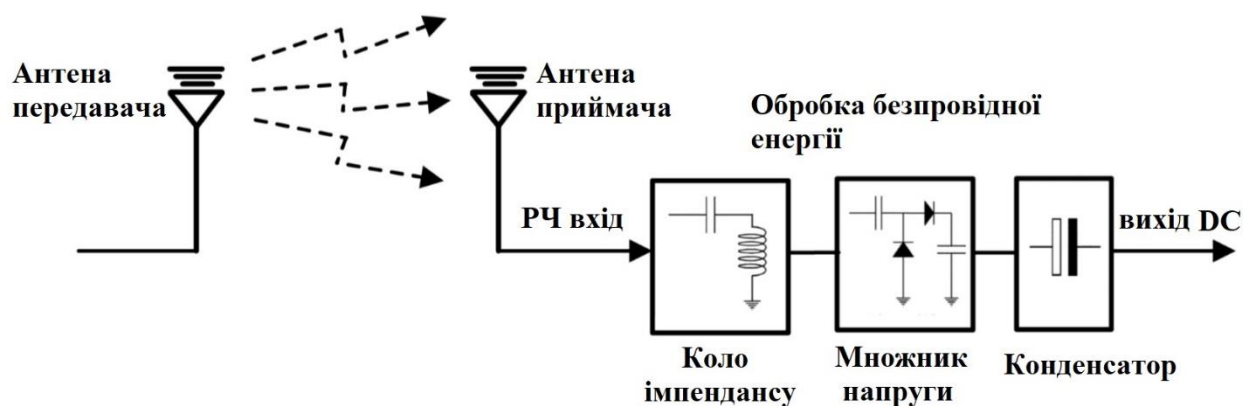


Рис.2.11. Безпроводна радіозарядка на далеку відстань

Після розповсюдження в повітрі РЧ / СВЧ, захоплена частота антеною-приймачем, знову випрямляється в електрику за допомогою перетворення РЧ у постійний струм. Коефіцієнт перетворення РЧ в постійний струм сильно залежить від захопленої щільності потужності на антені-приймачі, точності відповідного кола імпедансу між антеною та множитком напруги, а також ефективності потужності множника напруги, який перетворює отримані радіочастотні сигнали в значення постійної напруги. Приклад сучасного втілення в роботі продемонстрував, що ефективність перетворення РЧ в постійний струм була досягнута на рівні 62% і 84% при накопичувальній та вхідній потужності -10дБм і 5.8дБм відповідно.

2.5. Магнітно-резонансні зарядні пристрої

Магнітно-резонансний зв'язок, як показано на рис.2.12, базується на затухаючій хвилі, яка генерує та передає електричну енергію між двома резонансними котушками через змінні або коливальні магнітні поля.

Оскільки дві резонансні котушки, що працюють з однаковою резонансною частотою, сильно з'єднані, ефективність передачі енергії може бути досягнута з малим значенням витоку до нерезонансних зовнішніх ефектів.

Магнітно-резонансний зв'язок [20] не обмежується високими показниками необхідної потужності – її використання можливе на всіх рівнях потужності.

Так, наприклад, в той час як система з потужністю 3 кВт для зарядки електромобілів має ККД на рівні 93–95% (з 20 сантиметровою відстанню між передавачем та приймачем), система потужності 100 Вт має ККД трохи більше 90%, а потужності 5 Вт – 75–80%. Техніка магнітно-резонансної зарядки продовжує вдосконалюватися і зараз продовжує використовуватися в електротранспорту та іншій техніці. Щоб залишатися в силовому полі, відстань між передавальною та приймаючою котушкою має бути в межах чверті довжини хвилі.

Наприклад, було продемонстровано сучасний прототип [21] для досягнення максимальної ефективності передачі потужності 92.5% на відстані $0,3\text{ см}$. Завдяки властивості резонансу, магнітно-резонансний зв'язок також має перевагу стійкості до сусіднього середовища та вимоги передачі прямолінійного зору.

Чимало демонстрацій магнітно зв'язаних резонаторів показали здатність передавати потужність на більшу відстань, ніж потужність індуктивного з'єднання, з більш високою ефективністю, ніж у підходу радіаційного випромінювання. Крім того, магнітно-резонансний зв'язок може застосовуватися між одним передавальним резонатором і багатьма приймаючими резонаторами, тому він дозволяє одночасно заряджати декілька пристроїв.

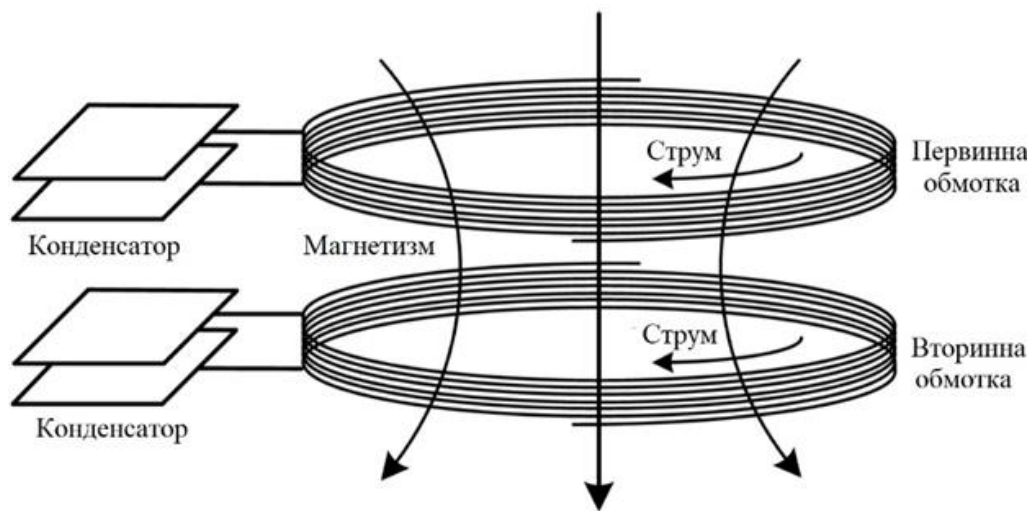


Рис. 2.12. Модель безпроводної зарядної системи для магнітно-резонансного зв'язку

Оскільки зв'язок магнітного резонансу, як правило, працює в частотному діапазоні мегагерців, значення добротності зазвичай високі. Зі збільшенням відстані зарядки високе значення коефіцієнту добротності допомагає уникнути різкого зниження ефективності зв'язку, і, таким чином, ефективніше передавати заряд.

2.6. Індуктивні зарядні пристрої

Індуктивний зв'язок [20] базується на індукції магнітного поля, яке подає електричну енергію між двома котушками. На рис.2.13 показано еталонну модель.

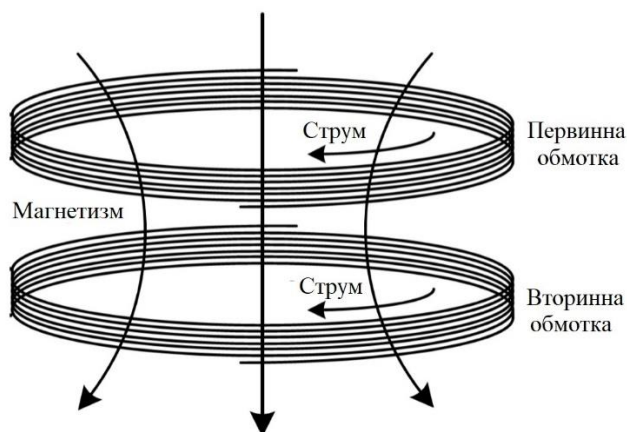


Рис.2.13. Модель безпроводної зарядної системи для індуктивного зв'язку

Індуктивна передача енергії (*IPT*) відбувається, коли котушка первинної обмотки передавача енергії генерує переважно мінливе магнітне поле через котушку вторинної приймача енергії в межах поля, як правило, менше за значення довжини хвилі.

Енергія магнітного поля в ближній зоні викликає напругу та струм у приймачі енергії – котушці вторинної обмотки в полі. Ця напруга може використовуватися для зарядки бездротового пристрою або системи зберігання даних. Робоча частота індуктивного зв'язку, як правило, перебуває в діапазоні кілогерц.

Вторинна котушка повинна бути налаштована на робочу частоту для підвищення ефективності зарядки. Коефіцієнт добротності котушки, як правило, проектується для малих значень (наприклад, нижче 10), оскільки передана потужність швидко зменшується для більшої оцінки якості. Через відсутність компенсації зворотнього зв'язку для добротності котушки ефективна відстань зарядки зазвичай становить 20 см. Індуктивно зв'язана радіочастотна ідентифікація (*RFID*) – приклад, який підштовхує межу до розширення відстані зарядки до десятків сантиметрів за рахунок зменшення ефективності (наприклад, 1–2%) з отриманої потужності у діапазоні для *мкВт*. Незважаючи на обмежений діапазон передачі, ефективна потужність зарядки може бути дуже високою (наприклад, потужність в районі кіловат для повторної зарядки електромобіля).

До переваг магнітного індуктивного зв'язку відносять простоту виконання та використання, зручну роботу, високу ефективність на близькій відстані (як правило, менше діаметра котушки) та гарантовану безпеку.

Саме тому даний вид передачі застосовується дотепер та залишається популярним для багатьох пристроїв, для мобільних пристроїв зокрема.

Індуктивні зарядні пристрої станом на «сьогодні» є найбільш поширеними і поділяються на електростатичну та електромагнітну індукції [20,22].

В той же час, попри переваги, є певний ряд недоліків, серед яких: короткі відстані заряду, можливий нагрівний ефект, потрібне точне налаштування між зарядними частинами електричної схеми – між приймачем та передавачем.

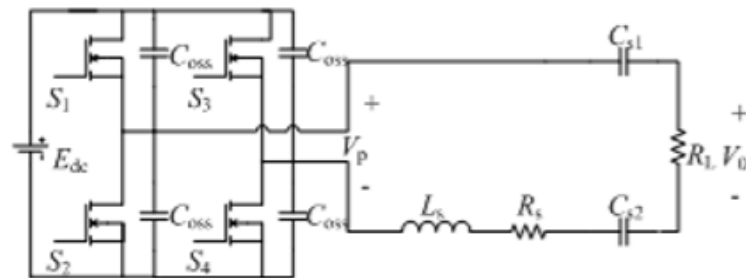
2.6.1. Ємнісна передача енергії

Метод електростатичної індукції (ємнісний зв'язок) [22]. Відповідні схеми структурна та принципова електричні схеми зображено на (рис.2.14,а) та (рис. 2.14, б) відповідно. Передача електроенергії здійснюється за рахунок індукованого електричного поля між двома несиметричними резонаторами, які складаються з активного і пасивного електродів. Електричне поле створюється за рахунок заряду електродів змінним струмом високої частоти і високого потенціалу. Ефективно передає енергію, в тому числі при великому зсуві приймального і передавального активних електродів відносно один одного.

В ємнісній системі передачі електроенергії вхідна напруга змінного струму проходить через інвертор та пристрій компенсації потужності, потім він працює як первинна вхідна напруга металевієї пластини, коли вторинна сторона двох металевих пластин знаходиться близько до сторони первинної обмотки і там є різницею потенціалів, чергування первинного електричного поля буде виробляти потужність на пластині вторинного металу, а потужність подаватиметься на навантаження.



(а)



(б)

Рис.2.14 Схеми ємнісної системи передачі енергії: а) структурна та б) принципова електрична

Джерело постійної напруги E_{dc} і перемикачі S_1 - S_4 є частиною інвертора енергії високої частоти, по чергово включаючи вимикачі S_1 , S_4 і S_2 , S_3 , щоб досягти як передачу позитивної, так і негативної енергії. V_p – еквівалентна вихідна напруга інвертора.

За допомогою виявлення в реальному часі вихідної напруги через точку перетину для досягнення схеми інвертора з м'яким перемиканням теоретично втрата перемикання ланцюга інвертора дорівнює нулю в режимі м'якого перемикання.

У схемі для системи ємнісної передачі енергії використовуються: конденсатори C_{S1} і C_{S2} та котушка індуктивності L_s , що складають мережу резонансу; еквівалентні ємності двох металевих пластин C_{S1} та C_{S2} , R_L – еквівалентний опір системи навантаження; система працює через з'єднання електричного поля між C_{S1} та C_{S2} для досягнення бездротової передачі електроенергії.

Типова структура котушок ємнісних накопичувачів енергії представлено на рис.2.15

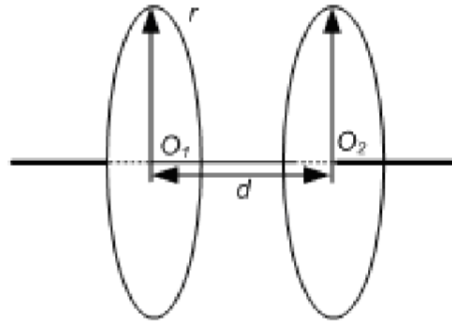


Рис.2.15. Структура накопичувачів ємнісної енергії

На рис.2.15 структура системи ємнісної передачі енергії складається з двох тіл із радіусом r та кроком d , дві залізні пластини направлені паралельно та розташовані перпендикулярно одна до одної площин O_1 та O_2 , подібно до такої сполучної конструкції, еквівалентні значенням потужності C_{S1} та C_{S2} визначаються як:

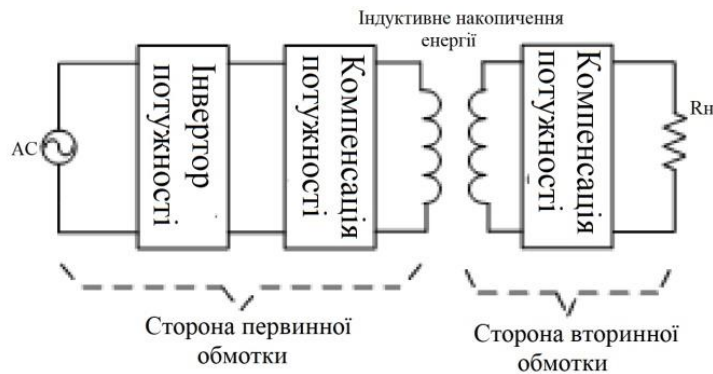
$$C_{S1} = C_{S2} = \frac{A\varepsilon_0\varepsilon_r}{d} = \frac{\pi r^2 \varepsilon_0\varepsilon_r}{d}.$$

де A - ефективна область з'єднання, в цьому режимі - площа однієї пластини, ε_0 - діелектрична проникність у вакуумі, ε - відносна діелектрична константа між двома пластинами.

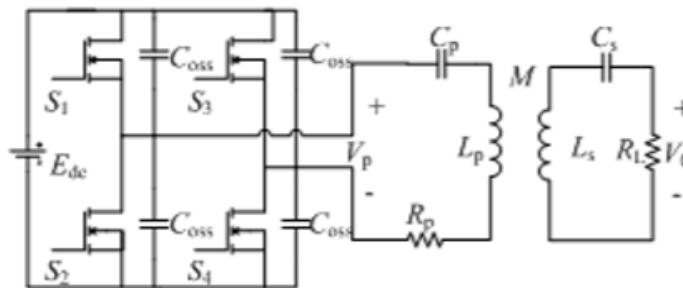
2.6.2. Індуктивна передача енергії

Метод електромагнітної індукції (індуктивний зв'язок) [22]. Відповідні схеми структурна та принципова електричні схеми зображено на (рис.2.16,а) та (рис.2.16,б) відповідно. Метод є аналогом трансформатора, у якому немає дротового з'єднання. Електромагнітна індукція – явище виникнення електричного струму в замкнутому контурі при зміні магнітного потоку, що проходить через нього.

Недоліком для індуктивного методу передачі енергії є те, що для ефективної роботи необхідне близьке розташування обмоток – велика частина енергії поля витрачається даремно.



(а)



(б)

Рис.2.16. Схеми індуктивної системи передачі енергії: а) структурна та б) принципова електрична

У схемі для системи індуктивної передачі енергії L_p і C_p складають резонансну мережу первинної обмотки, L_s і C_s представляють резонансну мережу вторинної обмотки, R_p – еквівалентний послідовний опір індуктивності L_p у первинній обмотці, M – коефіцієнт взаємоіндуктивності між L_p і L_s , R_L є еквівалентним опором навантаження системи, система працює за допомогою явища магнітної індукції між L_p і L_s для досягнення бездротової передачі електроенергії. В індуктивній системі передачі електроенергії вхідна напруга змінного струму проходить через інвертор та пристрій компенсації потужності, потім працює як вхідна напруга первинної

резонансної котушки, за допомогою з'єднання магнітного поля між двома котушками, живлення подаватиметься на навантаження.

Висновок до другого розділу

В другому розділі було спроектовано та проаналізовано роботу найбільш поширених перетворювачів для безпровідного зарядного пристрою – понуючий, підвищувальний та *SEPIC*. Досліджено на рівень ефективності та розраховано основні параметри даних конвертерів, зокрема коефіцієнт корисної дії, параметри окремих компонентів електричної схеми, потужність роботи та втрат електричної схеми. З-поміж заданих перетворювачів обрано двоє основних – підвищувальний *DC / DC* в «передавальній частині схеми» та понижуючий *DC / DC* в «приймальній частині схеми».

Розглянуто принцип роботи, а також переваги та недоліки найбільш поширених способів передачі енергії у безпровідних зарядних пристроїв в медицині. Серед них:

- 1) магнітно-резонансна система, що базується на затухаючій хвилі, яка обробляє та транспортує електроенергію між двома резонансними котушками через коливальні або змінні магнітні поля;
- 2) індуктивна система – система, коли котушка первинної обмотки передавача енергії генерує здебільшого мінливе магнітне поле через котушку вторинної обмотки приймача енергії в межах поля;
- 3) радіозарядна система – рівень радіочастотного випромінювання, що використовує діапазон розсіяних РЧ/СВЧ як середовище для передачі енергії випромінювання.

З-поміж поширених способів передачі енергії обрано індуктивний спосіб передачі енергії, так як значення його енергії достатньо для передачі до імплантаційних пристроїв. Він базується на передачі енергії з урахуванням різних форм котушок, про що описано в третьому розділі та ККД передачі енергії між «приймачем» та «передавачем».

РОЗДІЛ 3. ЕФЕКТИВНІСТЬ ПЕРЕДАЧІ ЕНЕРГІЇ ЗАЛЕЖНО ВІД КОНСТРУКТИВНИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ, МАТЕРІАЛІВ ТА ГЕОМЕТРИЧНИХ ПАРАМЕТРІВ ПРИСТРОЮ

3.1. Ємнісні накопичувачі енергії, їх параметри та показники

Важливими параметрами ємнісних накопичувачів, зокрема конденсаторів є: ємність; індуктивність; активний опір; стала часу розряду [23].

Ємнісні накопичувачі (ЄН) запасують енергію електричного поля. Режими роботи ЄН пояснюються функціональною схемою на рис.3.1 і циклограмами рис.3.2. Джерело живлення (ДЖ) з автоматичним регулятором (АР) формують зарядний пристрій (ЗП) ємнісного накопичувача.

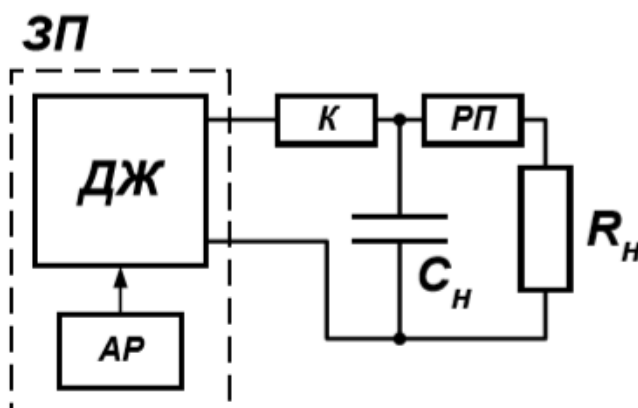


Рис.3.1. Узагальнена функціональна схема ємнісних накопичувачів

Джерело електроживлення може бути як постійного, так і змінного струму у вигляді електромашинних генераторів або статичних пристроїв. При замиканні комутатора зарядного кола К в розімкнутому комутаторі розрядного пристрою (РП) від ДЖ заряджається батарея конденсаторів C_H , у якій за час зарядного процесу t_3 накопичується енергія

$$W_H = \frac{C_H U_{C_H}^2(t)}{2}.$$

Від джерела живлення за час t споживається середня потужність $P_{cp,3} = W_H t_3^{-1}$. Розряд відбувається за час $t_p \ll t_3$ при замиканні РУ, у навантаженні Н виділяється розрядна потужність $P_H = W_H t_p^{-1} \eta_p$, де η_p - ККД розрядного контуру. При $t_p \ll t_3$ на інтервалі часу розряду відбувається багаторазове збільшення потужності стосовно середньої, споживаної від джерела живлення на інтервалі часу зарядного процесу t_3 . Замикання РУ може відбуватися як при розімкнутому, так і при замкнутому К.

На рис.3.2,а представлено періодичний процес «заряд-розряд». Між зарядом і розрядом у загальному випадку існує післязарядна пауза t_{nz} , а після розряду перед повторенням наступного циклу — післярозрядна пауза t_{np} . Таким чином, період зарядно-розрядного циклу $t_u = t_3 + t_p + t_{nz} + t_{np}$. Найменшої із всіх тридцятимільйонної тривалості циклу $t_u \in t_p$. Це значення при розробці ЄН прагнуть робити мінімальним за рахунок параметрів розрядного контуру й конденсаторів.

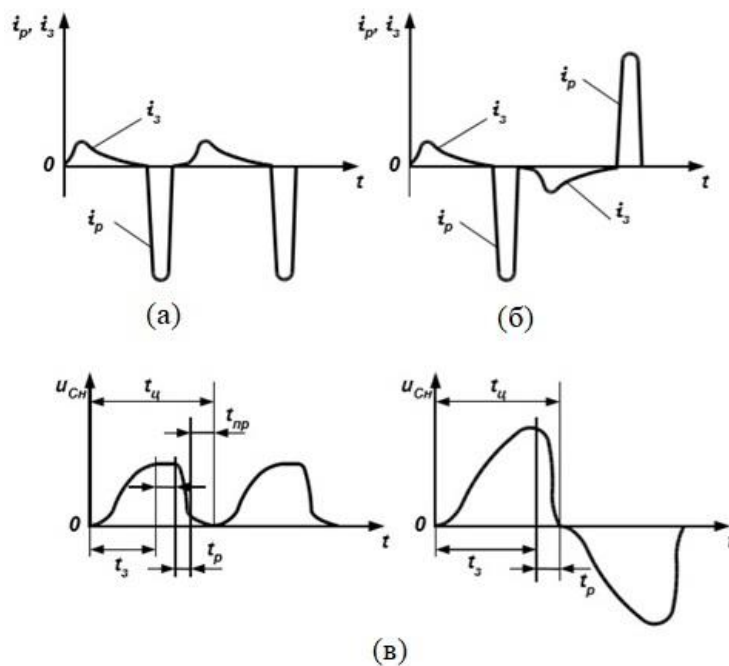


Рис.3.2. Циклограми режимів роботи ємнісних накопичувачів: а — зарядні та розрядні струми незмінного напрямку; б — знакозмінні зарядні та розрядні струми; в — напруга у коливальному розряді

Оскільки $t_{nz} \ll t_3$, $t_{np} \ll t_3$, $t_p \ll t_3$, де $t_u \approx t_3$. Тому частота проходження розрядів періодичного режиму «заряд-розряд» визначається тривалістю (періодом) циклу $f_p = t_u^{-1}$.

На рис.3.2,а показані зарядні $i_3(t)$, розрядний $i_p(t)$ струми незмінного напрямку й напруга на ЄН незмінної полярності в циклічному режимі «заряд-розряд». Такий режим звичайно має місце при використанні джерела живлення постійного струму. Після розряду на інтервалі t_{np} напруга на ЄН може бути як рівна 0, так і деякому залишковому значенню U_{C0} . Принципово конденсатор можна заряджати й змінним струмом, хоча такий спосіб заряду ЄН має обмежене практичне застосування.

При заряді конденсатора змінним струмом напруга на конденсаторі $U_{Cn}(t)$, струми $i_3(t)$, $i_p(t)$ можуть бути як односпрямованими подібно зображеним на рис.3.2,а, так і знакозмінними, як показано на рис.3.2,б. Паузи в цьому випадку відсутні.

Залежно від призначення ЄН і навантаження здійснюють аперіодичний (рис.3.2, а та б) або коливальний розряд (рис.3.2, в). При коливальному розряді власна частота коливань розрядного контуру

$$f_{0p} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{L_p C_H} - \frac{R_n^2}{4L_p^2}},$$

може досягати декількох мегагерц за рахунок малі індуктивності й опору розрядного контуру L_p , R_p .

Такий режим дає можливість одержати досить малі значення U_p . Тому конденсатори ЄН прагнуть виконати з мінімальною внутрішньою індуктивністю, а в зовнішній стосовно ЄН розрядного кола використовують малоіндуктивні коаксіальні кабелі.

Очевидно, що ефективність ЄН тим вище, чим більше C_H й напруга U_p перед розрядом. Тому конденсатори ЄН виконують високовольтними.

Характерним режимом роботи конденсаторів ЄН є режим роботи при несинусоїдних напругах і струмах і при більших максимальних значеннях розрядного струму.

У ряді випадків зарядний процес ЄН є керованим. Керування процесом здійснюється за допомогою автоматичного регулятора АР, а мети регулювання визначаються призначенням ЄН. Головним чином регулювання застосовують для одержання максимального ККД зарядного процесу або рівномірного навантаження джерела живлення в процесі зарядного циклу. Іноді керування використовується для здійснення періодичного режиму роботи «заряд-розряд» з змінною частотою проходження розрядів.

Зарядно-розрядні процеси ЄН характеризуються наступними основними параметрами:

1) переданої в розрядний контур енергією $W_H = 0.5C_H(U_p^2 - U_{C_0}^2)$, де значення U_p та U_{C_0} – напруги на ЄН перед розрядом і залишкова напруга на ЄН після розряду наприкінці попереднього циклу;

2) середньоциклічною потужністю $P_{cp.ц} = W_H / t_H$

3) середньозарядною потужністю $P_{cp.з} = W_H / t_з$

4) миттєвою зарядною потужністю, споживаної ЄН, $P_{C_H}(t) = u_{C_H}(t) \cdot i_з(t)$

5) коефіцієнтом перетворення потужності $K_p = \frac{W_H \cdot t_p^{-1} \cdot \eta_p}{W_H \cdot t_ц^{-1}} = \frac{P_H}{P_{cp.ц}} \gg 1$;

б) нерівномірністю потужності в процесі заряду $P_*(t) = P_{C_H}(t) / P_{cp.з}$; яка впливає на вибір привода генераторів в електромашинних ЗУ, тому що деякі типи приводних двигунів незадовільно працюють у перевантажувальних режимах (мають низький ККД, втрачають стійкість і т.д.). Регулюванням зарядних процесів за допомогою АР можна домогтися $P_*(t) \approx 1$.

7) ККД зарядного контуру $\eta_з = W_H / (W_H + W_{II})$,

де W_{II} – енергія втрат, виділена у вигляді теплоти в ЄН, опорах зарядного кола й джерела електроживлення;

8) ККД розрядного контуру $\eta_3 = W_{p.n} / W_n$,

де $W_{p.n}$ – енергія, виділена в навантаженні в процесі розряду.

Розглянуті параметри залежать від зміни в часі напруги й струму ЄН u_{C_H} та i_{C_H} на інтервалах часу заряду й розряду.

Питомі характеристики конденсаторів ЄН оцінюють відносно об'єму або маси. Питома енергія за об'ємом V_K та масою M_K конденсатора визначаються за допомогою співвідношень $W_{y\partial 0} = W_K / V_K$; $W_{y\partial} = W_K / M_K$, де W_K – енергія, що запасається в конденсаторі.

Розглядаючи лише активний об'єм конденсатора V_a питома енергія $W_{y\partial 0} = W_K / V_a = 0.5 \cdot \varepsilon_a \cdot E^2$, де $E = E_{pm}$ – максимально допустима робоча напруженість електричного поля. Так, просочений електролітом папір має проникність $\varepsilon_a \approx (5...6)\varepsilon_0$ й електричну міцність приблизно 250 кВ/мм . При цьому для конденсаторів ЄН гранична робоча напруженість $E_{pm} \leq 100 \text{ кВ/мм}$. Гранична питома енергія, що відповідає робочій напруженості 100 кВ/мм та $\varepsilon_a \approx (5...6)\varepsilon_0$, становить $W_{y\partial 0} = 250 \div 300 \text{ кДж/м}^3$. За середньої питомої маси конденсатора $M_{ay\partial} = M_a / V_a = 3000 \text{ кг/м}^3$ маємо $W_{y\partial} = (0.08 \div 0.1) \text{ кДж/кг}$.

Практично при тривалому періодичному режимі роботи «заряд-розряд» із числом розрядів порядку 10^4 і більше внаслідок зниження припустимої робочої напруженості питома енергія знижується приблизно до 100 кДж/м^3 . Найкращими питомими характеристиками володіють конденсатори ЄН із плівковим і комбінованим діелектриком. Такі конденсатори мають $W_{y\partial 0} = (350 \div 400) \text{ кДж/м}^3$, що відповідає питомій енергії по масі $W_{y\partial} = W_K / M_a = (0.105 \div 0.15) \text{ кДж/кг}$.

З електролітичних конденсаторів найбільшою стабільністю й найкращими питомими характеристиками володіє вдосконалений

конденсатор із застосуванням свинцево-олов'яної фольги, у якого $W_{y\partial 0} = (0.23 \div 0.25) \cdot 10^4 \text{кДж} / \text{м}^3$ та $W_{y\partial} = (0.34 \div 0.37) \text{кДж} / \text{кг}$.

Перспективи підвищення питомої енергії, зниження масогабаритних показників і розширення області раціонального застосування ЄН пов'язані з можливостями розробок конденсаторів з подвійним хімічним шаром. На сучасному рівні технології в експериментальних конденсаторах цього типу досягнуті значення $W_{y\partial 0} = 1.2 \cdot 10^4 \text{кДж} / \text{м}^3$, $W_{y\partial} = 7 \text{кДж} / \text{кг}$, а в перспективі очікуються $W_{y\partial 0} > 1.5 \cdot 10^4 \text{кДж} / \text{м}^3$, $W_{y\partial} > 10 \text{кДж} / \text{кг}$.

Сумарний активний опір, від якого залежать втрати потужності, містить у собі опір обкладок, металевих уведень, витоки й опір, еквівалентний діелектричним втратам (R_{II}), що визначає $tg \delta$.

На сталу часу найбільший вплив робить R_{II} , а втрати потужності в конденсаторі залежать від сумарного опору. Опір витоку багато більше інших складових, і в наближених розрахунках його не враховують (приймають рівним нескінченності).

Опір

$$R_{II} = P_{\partial} / I_{\partial}^2,$$

де P_{∂} – діелектричні втрати потужності; I_{∂} – діюче значення струму в циклічному режимі,

$$I_{\partial} = \sqrt{\frac{1}{t_y} \int_0^{t_y} i_{C_H}^2(t) dt}.$$

Аналогічно визначається й діюче значення напруги в зарядно-розрядному циклічному режимі:

$$U_{\partial} = \sqrt{\frac{1}{t_y} \int_0^{t_y} u_{C_H}^2(t) dt}.$$

Для оцінки характеру розрядного процесу іноді використовують параметр $\rho_k = \sqrt{L_p / C_k}$, де L_p – індуктивність розрядного контуру, що включає в себе індуктивність конденсатора L_k ; C_k – ємність конденсатора.

При $R_{p\Sigma} \geq 0.5 \cdot \rho_k$ має місце аперіодичний розряд, а при $R_{p\Sigma} \leq 0.5 \cdot \rho_k$ – коливальний. При цьому сумарний опір розрядного контуру дорівнює $R_{p\Sigma} = R_\partial + R_H + R_{p,np}$, де R_H та $R_{p,np}$ – опір навантаження й проводів зарядного контуру.

В ряді випадків здійснюють коливальний розряд з максимальною власною частотою коливань $f_{op} \approx (2\pi\sqrt{L_p C_k})^{-1}$ і мінімальним ρ_k , що дає можливість отримати максимальний розрядний струм при розряді на малі опори навантаження. Значення ρ_k й f_{op} залежать від геометричних розмірів конденсатора, які визначають його індуктивність L_k і ємність C_k .

3.2. Кругові котушки

Хоча є деякі пропозиції щодо конструкцій котушок 3D, більшість конструкцій бездротової передачі електроенергії на електричних транспортних засобах вибирають планарні котушки. Зокрема, це звичайний випадок котушки збору. Котушка передавача може бути об'ємною у потужних додатках, де феромагнітний матеріал розміщений навколо котушки колій.

Перші впровадження бездротових зарядних пристроїв електричних транспортних засобів підтримувалися простими котушками. Зокрема, найбільш популярними були два варіанти: кругові та прямокутні котушки.

Для кругових котушок витків з кількістю N їх самоіндуктивність L можна визначити за допомогою рівняння:

$$L = \mu_0 \cdot N^2 \cdot R \cdot \left(\ln \frac{16 \cdot R}{d} - \frac{7}{8} \right),$$

де μ_0 – магнітна проникність у вакуумі ($\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Гн/м}$); R – радіус внутрішнього витка; d – еквівалентний діаметр витків. Вираз для останнього параметра:

$$d = 2 \cdot \sqrt{\frac{N \cdot S}{\pi}},$$

де S – поперечний переріз кабелю. Якщо кабель має циліндричну форму з радіусом, рівним R , тоді $S = \pi R^2$

В іншому випадку, самоіндуктивність прямокутних котушок (розміром $a \times b$ [м²]) обчислюється за формулою:

$$L = \mu_0 \cdot \pi \cdot N^2 \cdot [(a + b) \cdot \log(4 \frac{a \cdot b}{d}) - a \cdot \log(a + \sqrt{a^2 + b^2}) - b \cdot \log(b + \sqrt{a^2 + b^2}) + 2 \cdot \sqrt{a^2 + b^2} + (d - 2 \cdot (a + b))]$$

Для однакової довжини кабелю кругові геометрії показують вище значення самоіндукції, ніж прямокутні.

Попередні рівняння припускають, що витки котушок не мають місця між ними, тобто нульовий крок. Однак деякі варіанти електричних котушок транспортного засобу включають крок, що веде до геометрії, показаних на рис. 3.3. та рис. 3.4.

За такого типу конфігурації самоіндуктивність кругової котушки дорівнює:

$$L = \frac{\mu_0 N^2 d_{avg}}{2} (\ln(\frac{2.46}{\phi} + 0.2\phi^2)),$$

де значення $D_{avg} = \frac{d_{out} + d_{in}}{2}$.

$$\phi = \frac{d_{out} - d_{in}}{d_{out} + d_{in}}$$

де d_{out} – зовнішній діаметр, d_{in} – відповідний внутрішній діаметр котушок.

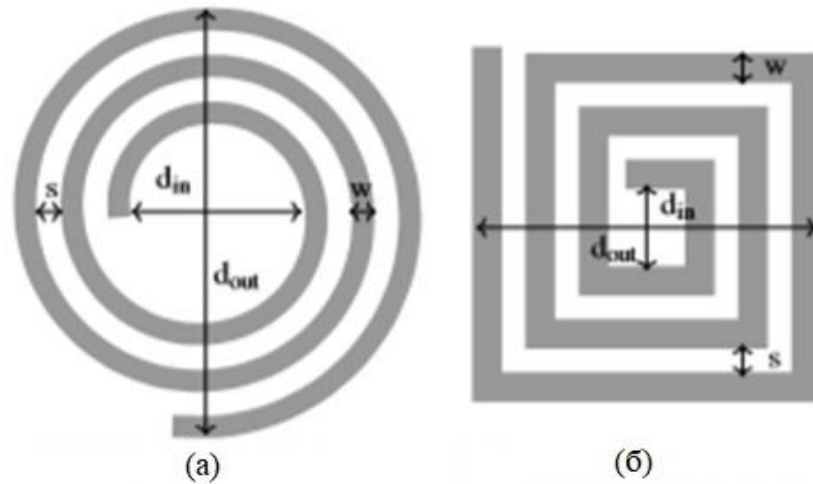


Рис.3.3. Геометрія витків з кроком обмотки (а) кругова та (б) квадратна

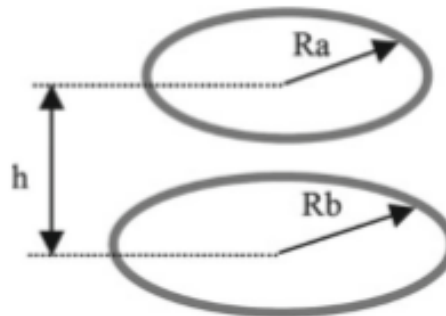


Рис.3.4. Розмір кругових обмоток для визначення взаємодукції M

3.3. Прямокутні котушки

У прямокутній котушці нова самоіндуктивність відповідає формулі:

$$L = 2,34 \cdot \mu_0 \frac{N^2 \cdot d_{avg}}{1 + 2,75 \cdot \phi}.$$

Що стосується їх взаємної індуктивності, існує декілька методів обчислення цього параметра, такі як функція лямбда Геймана, функції Бесселя і Струве та закон Біо-Савара [24].

Враховуючи конфігурацію кругових котушок, представлених на рис.3.5, взаємна індуктивність M між ними:

$$M = \mu_0 N_1 N_2 \pi \sqrt{R_a R_b} \left(\frac{F_K^3}{16} + 3 \frac{F_K^3}{64} \right),$$

$$\text{де } F_K = \sqrt{\frac{4R_a R_b}{(R_a + R_b)^2 + h^2}}.$$

Коли відбувається паралельне зміщення, взаємна індуктивність між круговими та площинними котушками змінюється.

Як вже зазначено, взаємна індуктивність прямокутних котушок нижча, ніж для круглої геометрії.

Однак прямокутні котушки мають більше граничне значення похибки до відхилення котушки, ніж круглі.

Кругла обмотка вимагає більших витрат на кВт у порівнянні з прямокутною геометрією.

Завдяки своїй простоті кругові та прямокутні котушки застосовуються і сьогодні.

Однак були запропоновані інші складні геометрії з метою запропонувати меншу чутливість до нерівності котушки. Це в основному *DD* та *DDQ* і біполярні котушки.

Ці три геометрії представлені на рис.3.5.

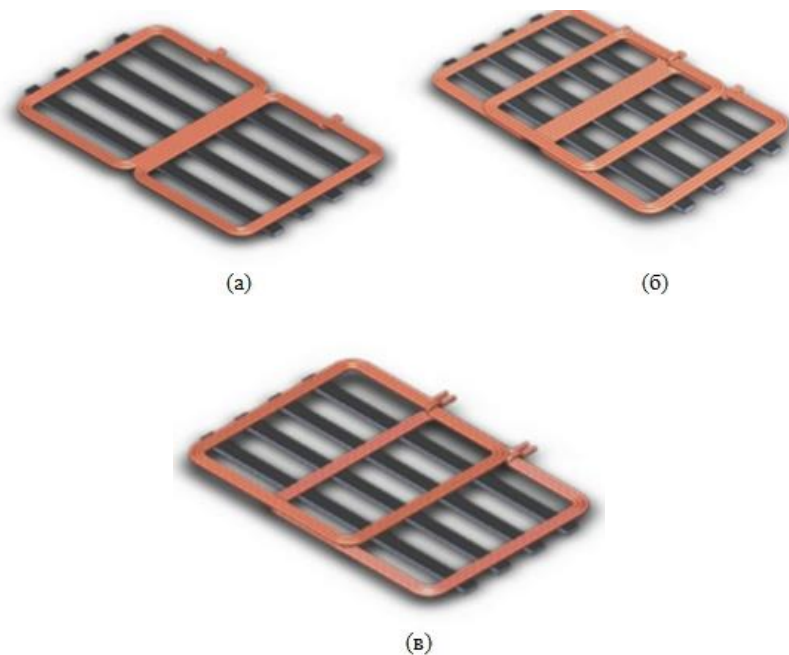


Рис.3.5. *DD* (а), *DDQ* (б) та біполярна (в) форми котушок

Double – D або *DD* котушки складаються з двох рівних *D*-подібних (прямокутних) підкладок, з'єднаних паралельно та зі спільною стороною [25]. Намотування в кожній котушці протилежне, тому струм в одній підмотковій котушці знаходиться за годинниковою стрілкою, тоді як в іншій йде в зворотному напрямку.

Згідно досліджень, вони є послідовними з магнітної точки зору, але з паралельним електричним з'єднанням. Оскільки дві підмотки контактують, магнітні поля, що генеруються однією котушкою, впливають на іншу, так що дві підмотки з'єднуються.

DD – Quadrature або *DDQ* побудований з двома незалежними обмотками. Перша обмотка відповідає геометрії *DD*. Друга котушка, що називається квадратурною або квадратичною (*Q*) котушкою, будується з перекриттям половини площі кожного компонента *D*.

Зазвичай вони підтримуються феритовою та металевою структурою, які підтверджують, що *DD*-котушка та *Q*-котушка не пов'язані між собою. Самоіндуктивність котушки *D* і квадратурної котушки зазвичай відрізняються. Процедуру проектування можна виконати самостійно. Ця топологія забезпечує велику здатність впоратися з похибками та сумісність. Однак використання цього типу котушки робить промислову електроніку та її управління більш складними, оскільки для управління використовується дві підсистеми.

Діаграма на рис.3.6 показує еквівалентну схему вторинної котушки, реалізованої з геометрією *DDQ* [26]

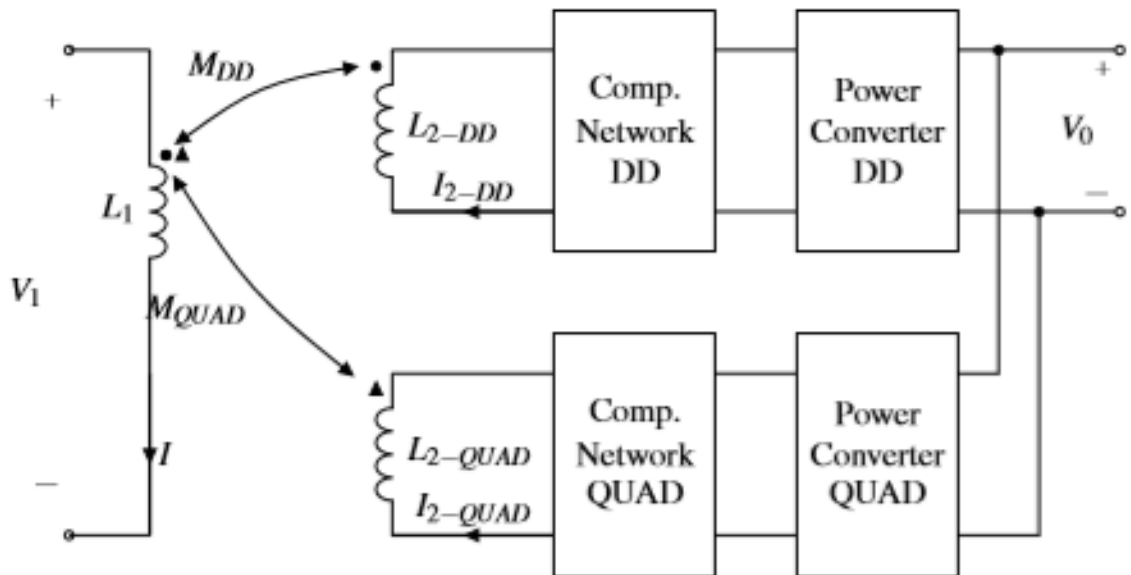


Рис.3.6. Еквівалентне коло котушок DDQ -форми

За основою біполярної котушки знову впливають еквівалентні котушки D -форми. На відміну від DD -котушок, одна з котушок перекриває половину площі іншої котушки D -форми.

Це можна вважати проміжним варіантом між котушками DD і DDQ . Він здатний об'єднати більше магнітного потоку, ніж DD -котушки, але менше, ніж DDQ .

Однак через простішу геометрію втрати, що виникають для міді, нижчі порівняно з котушками DDQ . Так, табл. 3.1 описує порівняння різної геометрії котушки – порівняння структур контактних ділянок.

В таблиці 1 розглянуто найбільш поширені структури для контактних ділянок, серед яких кільцева, біполярна контактна ділянки, DD та DDQ форми.

Таблиця 3.1

Порівняння різних структур контактних ділянок

Структури котушок	Стійкість до похибки	Коефіцієнт зв'язку	Взаємодія електромагнітного поля	Ефект екранування на коеф. зв'язку	Потік вектора магнітної індукції
Кільцева контактна ділянка	Низька	Низький	Висока	Низький	Односторонній

Порівняння різних структур контактних ділянок

DD-форма	Низька	Високий	Низька	Високий	Двосторонній
DDQ-форма	Висока	Високий	Низька	Високий	Двосторонній
Біполярна контактна ділянка	Середня	Високий	Низька	Високий	Двосторонній

3.4. Рекомендації з вибору котушки

Вибір матеріалу котушки

Що стосується матеріалу котушок, то рекомендується використовувати дріт з низьким опором, оскільки зменшені втрати в індукторах призводять до підвищення загальної ефективності бездротового зарядного пристрою [27]. Еквівалентний опір дроту залежить від його довжини, а також від робочої частоти. Таким чином, ми визначили два терміни: втрати постійного струму та змінного струму. Втрати постійного струму в основному пов'язані з питомим опором провідника, тоді як втрати змінного струму викликаються впливом вихрового струму.

Для динамічних програм бездротової зарядки основну котушку (також відому як трекову котушку) можна реалізувати з двома різними геометріями, як показано на рис. 3.7. У першому підході котушка колій має розмір, аналогічний котушці пікапа (встановленому в електромобілі). Кілька колійних котушок розміщені вздовж смуги, щоб підтримувати процес зарядки протягом розумного проміжку часу. На відміну від цього, поздовжній розмір натяжних котушок значно більший, ніж розмір котушок збору.

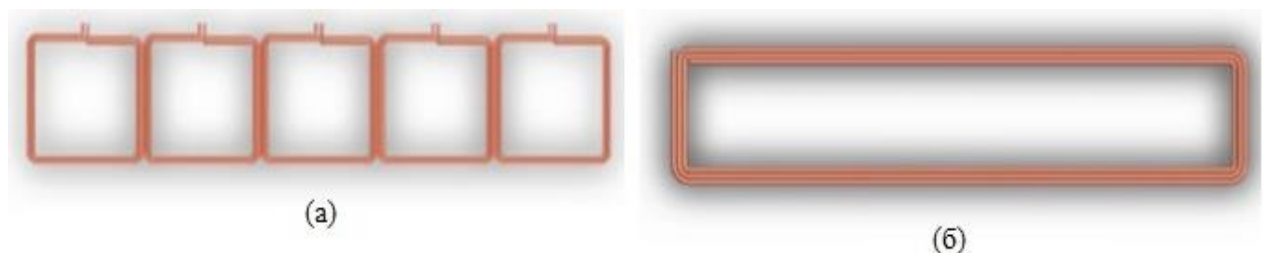


Рис.3.7. Блокова і розтягнута геометрія котушки для динамічних програм бездротового передачі живлення

Ефекти вихрового струму поєднують у собі два явища: скін-ефект та ефект близькості.

Поверхневий ефект стосується явища, коли струм змінного струму, що виникає в провіднику, має тенденцію концентруватися поблизу поверхні. Чим вище частота, тим більше сконцентрований струм у «шкірі».

Ця концентрація призводить до зменшення ефективного перерізу кабелю.

Навпаки, ефект близькості обумовлений паралельними провідниками, що проводять струм. Через струм, що виникає в провіднику, утворюється магнітне поле, змінюючи концентрацію струму в паралельних провідниках. Зокрема, струм має тенденцію концентруватися на ділянках, віддалених від провідника, генеруючи початкове магнітне поле. Втрати обмотки змінного струму виявляються нерівномірною щільністю струму, що зменшує ефективну площу, в якій струм падає. Насправді ця варіація нелінійно залежить від частоти.

Щоб мінімізувати втрати від змінного струму, в бездротових зарядних пристроях використовується літцендрат.

Дріт провідника Ліца складається з декількох ізольованих паралельних ниток; опір постійного струму кожного ланцюга еквівалентний. Ці ізольовані пасма скручені, щоб утворити пучок. Потім кілька снопів скручуються знову, що призводить до розшарування пучків. На рис.3.8 показано зображення Ліцового дроту – літцендрат.



Рис.3.8. Літцендрат

Метою цього типу провідника є досягнення рівномірно розподіленої густини струму. Необхідно змінювати діаметр провідника для отримання рівномірної щільності струму на частоті комутації та її гармонік.

Діаметр пучка повинен бути відрегульований для отримання цієї рівномірності на основній частоті. Якщо ці два параметри встановлені належним чином, ефективна площа Ліцевого дроту набагато вище, ніж для суцільного круглого дроту. Як результат, поверхневий ефект можна ігнорувати.

Найкраще розглянути та проаналізувати особливості робот літцендрату та розподіл густини струму у програмному середовищі "Ansys Maxwell". Таким чином промодульовано та розраховано залежність опору «пучків» міді від частотних та геометричних особливостей літцендрату, а також опір змінного струму літцендрату.

На рис.3.9 показано, як провід Літца досягає рівномірної густини струму для випробування, проведеного в програмному середовищі "Ansys Maxwell".

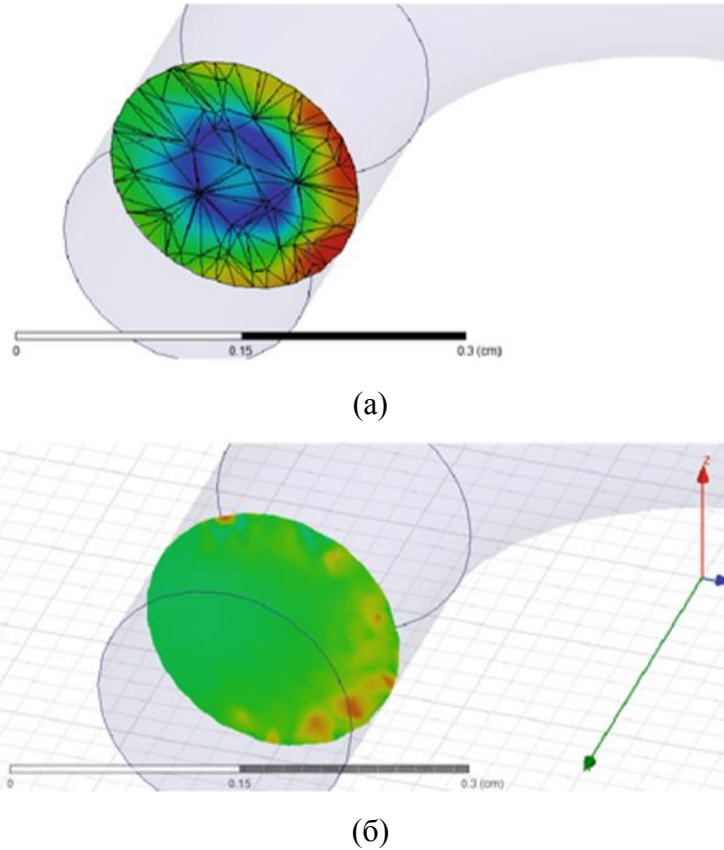


Рис.3.9. Ілюстрація поверхневого ефекту в мідному кабелі (а) та у літцендраті (б)

Літцендрат класифікується відповідно до датчиків ниток, який вибирається залежно від частотного діапазону та кількості ниток. У табл. 3.2 представлений рекомендований діаметр проводу для кожного діапазону частот роботи, використовуючи American Wire Gauge (AWG).

Таблиця 3.2.
Рекомендований діаметр проводу для кожного діапазону частот роботи

Діапазон робочих частот	60 Гц – 1 кГц	1 кГц – 10 кГц	10 кГц – 20 кГц	20 кГц – 50 кГц	50 кГц – 100 кГц	100 кГц – 200 кГц	200 кГц – 350 кГц	350 кГц – 850 кГц	850 кГц – 1.4 МГц
AWG	28	30	33	36	38	40	42	44	46

Діаметр (мм)	0.3211	0.2546	0.1798	0.1270	0.1007	0.0799	0.0635	0.0508	0.04
-----------------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	------

Деякі вирази можуть бути отримані для постійного та змінного струму кабелю. Зокрема, для провідника Літца виявлено, що втрати постійного струму (R_{WDC}) дорівнюють:

$$R_{WDC} = \frac{4\rho_w l_w}{k\pi d_{str}^2} = \frac{4\rho_w l_T N_l}{k\pi d_{str}^2},$$

де $\rho = \frac{1}{\sigma}$ – опір провідника, а d , l_w і l_T відповідають діаметру дроту, загальній довжині обмотки та середній довжині повороту.

Опір змінного струму проводу Літцу (R_{WAC}) наближено дорівнює [28]:

$$R_{WAC} = \frac{4\rho_w l_w}{\pi k} \left(\frac{1}{d^2} + \frac{\pi^3 (5N_u^2 - 1)}{2880 \cdot \delta^4 p^2 k^2} \right).$$

Використання феромагнітного матеріалу

Включення феромагнітного матеріалу в магнітно-резонансний зарядний пристрій встановлює переважний шлях для магнітного поля, щоб його інтенсивність могла бути більшою в тих областях, які цікавлять, де зменшення магнітного ефекту витоків може призвести до більш ефективної передачі енергії.

Включення такого роду матеріалів у бездротові системи передачі електроенергії відоме як пасивне магнітне екранування.

Вирішуючи, який матеріал використовувати в додатку, слід вивчити два параметри: відносну проникність матеріалу та його втрати.

По-перше, проникність повинна бути максимально високою для забезпечення низьких магнітних втрат.

По-друге, втрати від вихрового струму та гістерезису також слід мінімізувати. Вихрові струми - це внутрішні струми, які виникають при зміні магнітного поля, що впливає на матеріал.

Ці внутрішні струми призводять до втрат електроенергії. Навпаки, втрати гістерезису спричинені різницею у взаємозв'язку між силою магнітного поля H та її щільністю B . Останні два терміни втрат впливають на частоту по-різному. Насправді втрати від вихрового струму збільшуються приблизно пропорційно квадрату частоти, тоді як втрати гістерезису збільшуються лише з першою потужністю частоти. Крім того, втрати гістерезису можна мінімізувати, якщо амплітуда піків інтенсивності магнітного поля значно нижче області насичення матеріалу.

Таким чином, очікується, що втрати від вихрового струму будуть визначальними на високих частотах, таких як ті, які використовуються в бездротових зарядних пристроях електромобілів. Обидва терміни втрати електроенергії також залежать від температури, тому деякі системи охолодження можуть бути включені для потужних додатків, щоб мінімізувати ці втрати.

Враховуючи ці обмеження, ферит можна вважати хорошою складовою складних конструкцій котушок в бездротових зарядних пристроях електромобілів.

Він має високу відносну проникність ($\mu_r > 1000$) і відносно низькі втрати на вихровий струм. Включення феритових сердечників у котушки призводить до посилення взаємної індуктивності та деяких невеликих варіацій самоіндуктивності котушки. Після того, як матеріал був обраний, необхідно також визначитися з його утилізацією та геометрією. Феритові матеріали зазвичай розміщують разом з котушкою. Зокрема, марганцево-цинкові ферити вбудовані в бездротові зарядні пристрої електричного транспорту. Розміри та топології феритових компонентів можуть бути різноманітними, як проілюстровано на рис.3.10.

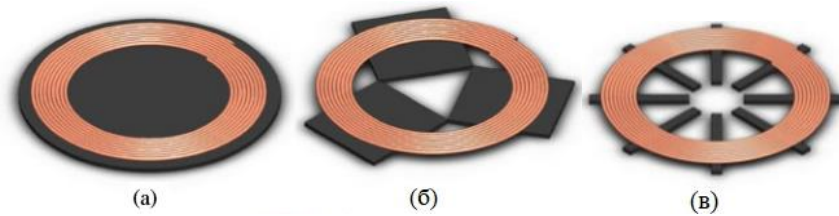


Рис.3.10. Геометрія феритових пластин (а) всієї поверхні, (б) з роздібненими поверхнями та розподілом у квадратних площинах, (в) з роздібненими поверхнями та розподілом у стовбцевих площинах

Феритове ядро також включено в розтягнуті котушки (ті, які використовуються на основній стороні в деяких динамічних бездротових зарядках) з різною геометрією. На рис.3.11 представлена найпоширеніша конфігурація цього типу котушки.

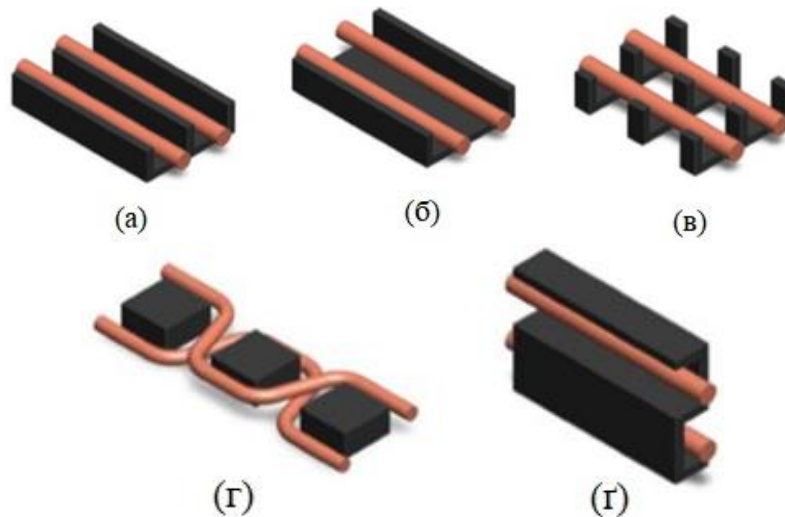


Рис.3.11. Конфігурація феритових магнітопроводів для видовжених витків: (а) *E*-типу, (б) *U*-типу, (в) *W*-типу, (г) *I*-типу, (д) *S*-типу

Зображення на рис.3.12 показують можливу реалізацію цього полімеру. Незважаючи на ці переваги, включення феритових компонентів комплексуює в конструкцію як еквівалентну електричну модель зарядного пристрою, модифіковану за допомогою деяких параметрів, які не легко отримати аналітично.

Сюди входить зміна самоіндуктивності, взаємної індуктивності та еквівалентного опору котушки. Більше того, зміна взаємної індуктивності пари котушок, включаючи ферити з перекосом, не є лінійною. Як результат,

управління бездротовим зарядним пристроєм електромобіля за допомогою цього типу зчіпника стає складнішим.

Ще одним важливим аспектом, який слід враховувати при аналізі придатності цього матеріалу, є його вага. У деяких випадках застосування маси фериту стає явним недоліком для приймача [29].

Через цей недолік Premo Group розробила більш легкий матеріал, придатний для бездротових зарядних пристроїв для електромобілів.

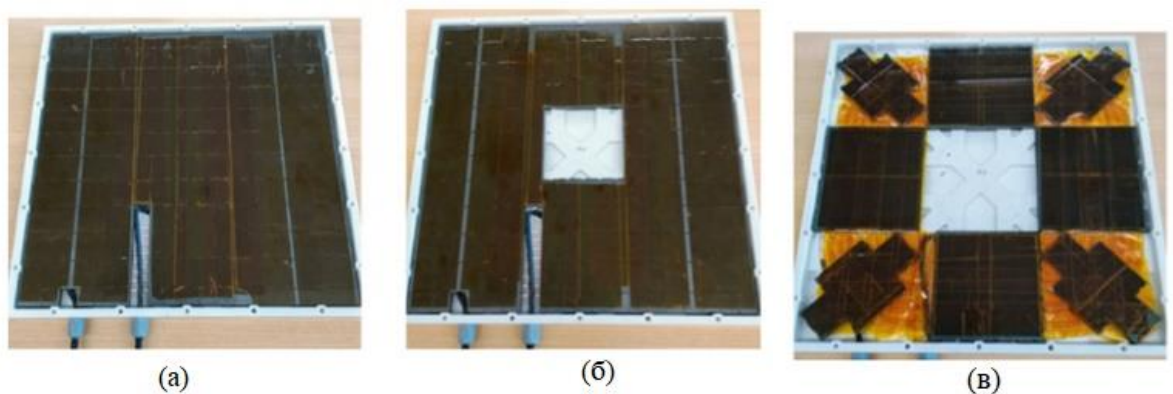


Рис.3.12. Геометрія феритів для котушок у лабораторних умовах: (а) феритова структура з повним комплектом, (б) феритова структура з отвором, (в) феритова структура з розгалуженим розподілом

Вибір правильних матеріалів відповідно до робочої частотою додатки, використання максимального значення і мінімального значення магнітної сприйнятності з коректним розміщенням компонентів на друкованій платі забезпечує високу ефективність передачі енергії [30]. У той же час варто мінімізувати вплив сторонніх полів, які викликають небажані перешкоди і нагрівання пристроїв. Таким чином доцільним та найбільш ефективним для безпроводної передачі енергії є кругові котушки з використанням феритових із заданою геометрією пластин для всієї поверхні.

Висновок до третього розділу

Розглянуто параметри ємнісних накопичувачів енергії, їх ключову роль у схемі для безпроводної зарядки.

Було проаналізовано ефективність роботи зарядного пристрою залежно від характеристик матеріалу, конструктивних особливостей та геометрії «приймальної» та «передавальної» сторін схеми бездротової зарядки. З-поміж розглянутих форм котушок обрано *DDQ*-форму, оскільки є стійкою до похибки, має високий коефіцієнт зв'язку та має високий ефект екранування на коефіцієнт зв'язку, що в сукупності забезпечує високоефективну передачі енергії.

РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА І МОДЕЛЮВАННЯ СХЕМИ БЕЗПРОВІДНОГО ЗАРЯДНОГО ПРИСТРОЮ

4.1. Опис структурної електричної схеми безпроводного зарядного пристрою для медичних застосувань

За основу для побудови структурної схеми використано [20], [31], [32] та [33]. У «Додаток А» зображено структурну схему загальної бездротової системи зарядки. Сторона передавача складається з:

- 1) випрямляча змінного та постійного струму, який перетворює змінний струм (AC) в постійний струм (DC);
- 2) перетворювач DC/DC , який змінює напругу джерела постійного струму з одного рівня на інший;
- 3) інвертор DC/AC , який змінює значення постійного струму на змінний.

Сторона приймача складається з:

- а) AC/DC випрямляч, який перетворює значення високочастотного змінного струму в постійний струм,
- б) DC/DC перетворювач, який налаштовує напругу DC ,
- в) навантаження для додатків зарядки.

Процес бездротової зарядки працює наступним чином. По-перше, випрямляч AC/DC працює від джерела потужності. Так як комерційне значення змінного струму в усьому світі 50 Гц або 60 Гц, що є занадто низьким для бездротової зарядки. Зарядний пристрій збільшує частоту змінного струму спочатку шляхом перетворення змінного струму в постійним, а потім підвищує напругу постійного струму і змінює значення постійного струму до високої частоти змінного струму.

Оскільки високочастотний змінний струму, що проходить через котушку передавальної петлі, створює навколо нього магнітне поле, зміна змінного струму індукується на котушці прийому, що відокремлена від

катушки передачі повітряним зазором. Потім приймач енергії перетворює індуковане значення змінного струму в постійний струм і перетворює на напругу, необхідну на навантаження. Потім акумулятор електронного пристрою може бути «дозаправлений» на навантаженні.

Індуктивні системи накопичення, як правило, базуються на чотирьох основних топологіях, а саме: послідовно-послідовний, послідовно-паралельний, паралельно-послідовний та паралельно-паралельний. Ці топології відрізняються за способом використання компенсаційної ємності в колі.

Паралельно-послідовні та паралельно-паралельні топології регулюють струм інвертора за рахунок паралельного резонансного контуру на основі додаткової послідовної катушки індуктивності, що призводить до збільшення розміру та вартості перетворювача. Більше того, ці дві топології мають різні значення резонансної ємності залежно від коефіцієнта зв'язку та якості. Тому послідовно-послідовні та послідовно-паралельні структури є більш загальноприйнятими. З порівнянням ефективності цих чотирьох топологій компенсації можна ознайомитися у [34].

Для порівняння, основними типами вхідного порту системи магнітного резонансу є електричні принципові схеми послідовних та паралельних кіл [35]. Електричні принципові схеми послідовного та паралельного кіл повинні бути прийнятими, коли ефективність роботи системи висока і низька, відповідно, задля досягнення відносно високого значення катушки індуктивності.

Системи індуктивного зв'язку, як правило, приймають архітектуру системи з двома катушками, як зазначено в «Додаток Б».

4.2. Розробка схеми електричної принципової та моделювання

Електрична принципова схема складається з двох частин – розробка сторони передавача та приймача енергії.

Мережа живлення

Для отримання відповідної потужності передавальну частину схеми підключають до джерела живлення. В ряді країн напруга живлення становить $220-230V$ за частоти мережі $50-60Гц$. Відповідно, необхідно спроектувати схему таким чином, щоб високе значення напруги було конвертоване у необхідне та достатнє для роботи всієї електричної схеми.

Для цього використовується трансформатор, за допомогою якого відбувається перетворення напруги до певного діапазону та подальшими «перетвореннями» в електричній схемі.

Сторона передавача енергії

Для передавальної сторони енергії необхідно розрахувати AC/DC випрямляч, DC/DC конвертер та DC/AC інвертор.

Розрахунок AC/DC випрямляча

Одним із AC/DC випрямлячів є традиційний лінійний перетворювач на основі трансформаторів, який використовує простий діодний міст, конденсатор, регулятор напруги [36]. Простий діодний міст було сконструйовано з 4 незалежними діодами типу 1N4007. Іншим типом перетворювача є джерело живлення SMPS або Switch Mode, який використовує високочастотний малий трансформатор і регулятор комутації для забезпечення виходу постійного струму.

В даному проекті на рис.4.1 представлено традиційну конструкцію на трансформаторі, яка використовує прості діоди та конденсатор для перетворення змінного струму в постійний струм та додатковий регулятор напруги для регулювання вихідної напруги постійного струму. Проектом буде перетворювач змінного струму з використанням трансформатора з вхідною напругою $220-230V$ і виходом $6V$ та $1A$.

Для побудови електричної схеми було використано: трансформатор з номіналами вторинної обмотки $6V$ та $1A$, четверо діодів $1N4007$, електролітичний конденсатор ємності $1000\mu F$ з номіналом $25V$, лінійний регулятор напруги $LM2940T-5$.

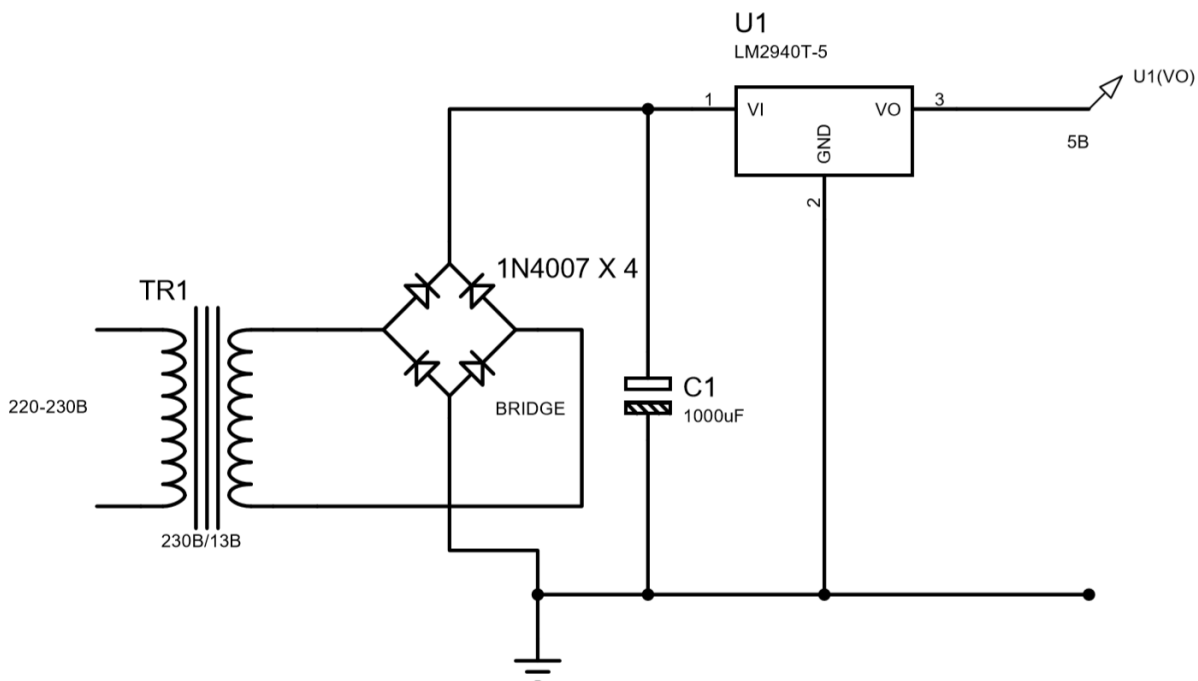


Рис.4.1. Схема AC/DC випрямляча з діодним мостом та лінійним регулятором напруги

Схема кола AC/DC перетворювача є простою. Трансформатор використовується для зменшення напруги від $220V-230V$ до $6V$ змінного струму.

В схемі використовуються чотири діоди загального призначення $1N4007$ для випрямлення вхідного змінного струму. $1N4007$ має пікове значення періодичної зворотної напруги $1000V$ із середнім випрямленим прямим струмом $1A$ [37].

Ці чотири діоди використовуються для перетворення $6V$ виходу змінного струму через трансформатор. Діоди використовуються для виготовлення мостового перетворювача, який є важливою частиною ланцюга перетворення змінного струму в постійний струм.

Складовою частиною ланцюга є діодний міст, який складається з чотирьох діодів. Діод перетворює значення змінного струму у постійний струм.

Конденсатор фільтра C_1 заряджається під час перетворення частоти додається після мостового перетворювача, задля згладжування вихідної напруги. Але в кінцевому результаті це не регульований вихід напруги. Регулювання напруги здійснюється за допомогою регулятора $LM2940T-5$ [38]. Деякі регулятори напруги мають обмеження на вхідну напругу, необхідну для забезпечення гарантованого регулювання напруги на виході.

Загалом, регулятори низької напруги викидів вимагають дуже мінімальних перепадів напруги між входом і виходом.

Згідно з *datasheet*, $LM2940T-5$ потребує мінімальну 0.5-вольтову різницю між входом і виходом.

Було проведено моделювання схеми, зокрема в «Додатку В» представлено характеристики на вторинній обмотці трансформатора та на виході випрямляча.

Проектування підвищуючого DC/DC перетворювача

За основу для проектування підвищувального перетворювача взято [39].

На рис.4.2. представлено схема імпульсного підвищуючого перетворювача напруги.

Силова частина перетворювача складається з ключа – транзистора VT_1 , що під'єднано паралельно до навантаження.

Транзистор VT_1 закритий – напруга джерела живлення прикладена через діод VD_1 до навантаження. При перемиканні транзистора VT_1 з визначеним коефіцієнтом заповнення імпульсів D в момент, коли він відкритий, вся напруга джерела живлення U_d прикладається до дроселя L_1 , у якому накопичується енергія.

При цьому конденсатор C_1 розряджається на навантаженні. Розрядці конденсатора C_1 через транзистор VT_1 заважає діод VD_1 (шлях протікання струму i_{L_1} на рис., зображено суцільною лінією).

При закритті транзистора VT_1 струм котушки індуктивності L_1 i_{L_2} (на рис.4.2 показано пунктирною лінією), який підтримується ЕРС самоіндукції дроселя L_1 , протікає через діод VD_1 , навантаження та конденсатор C_1 , віддаючи енергію, що накопичилась у період відкритого стану транзистора VT_1 .

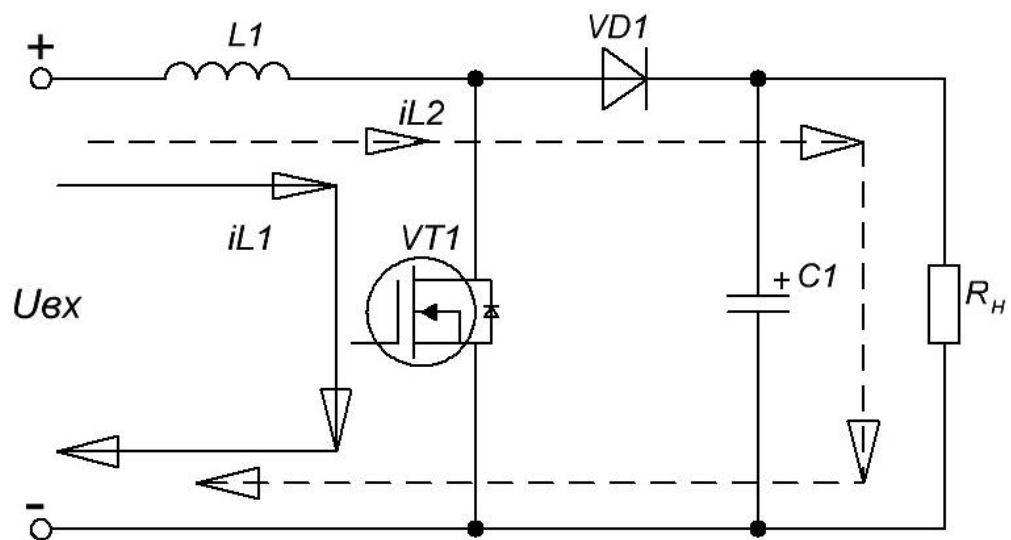


Рис.4.2. Схема підвищуючого перетворювача постійної напруги

Задля реалізації на практиці необхідно розрахувати номінали елементів перетворювача. Оскільки перетворювач повинен забезпечувати передачу навантаженню потрібної потужності, індуктивний елемент при накопиченні енергії повинен «запасати» її стільки, скільки необхідно для підтримки розрахункових значень вихідного струму $I_{вих}$ та напруги $U_{вих}$. Значення мінімальної величини індуктивності накопичення дорівнює:

$$L_{min} = \frac{U_{вих} D(1-D)^2}{2i_{вих} f},$$

де D – коефіцієнт заповнення імпульсів або частина часу відкритого стану силового ключа відносно ШІМ періоду, f - частота перемикання для силового ключа.

Вихідний конденсатор $C_{вих}$ визначає величину пульсацій вихідної напруги для перетворювача:

$$C_{вих} = \frac{I_{вих} D}{f \Delta U_{вих}},$$

де $\Delta U_{вих}$ - значення розмаху пульсацій вихідної напруги.

Для подальших розрахунків необхідно, щоб перетворювач збільшив значення напруги з $5V$ до $15V$.

З формули для мінімального значення величини індуктивності

$$L_{мін} = \frac{U_{вих} D(1-D)^2}{2i_{вих} f} = \frac{15 \cdot 0.8(1-0.8)^2}{2 \cdot 0.1 \cdot 100 \cdot 10^3} = 24 \mu\text{кГн}.$$

Для розрахунку значення ємності вихідного конденсатора задаємося розмахом пульсацій вихідної напруги. Нехай за вихідної напруги $30V$ ця величина складає $0.04V$. Для розрахунку скористаємося формулою:

$$C_{вих} = \frac{I_{вих} D}{f \Delta U_{вих}} = \frac{0.1 \cdot 0.8}{100 \cdot 10^3 \cdot 0.04V} = 2000 \mu\text{кФ}.$$

Після вибору всіх силових елементів та розробки системи керування була спроектована схема, на якій розміщені компоненти, які входять до підвищуючого перетворювача. Електричну принципову схему для підвищувального перетворювача представлено на рис.4.3.

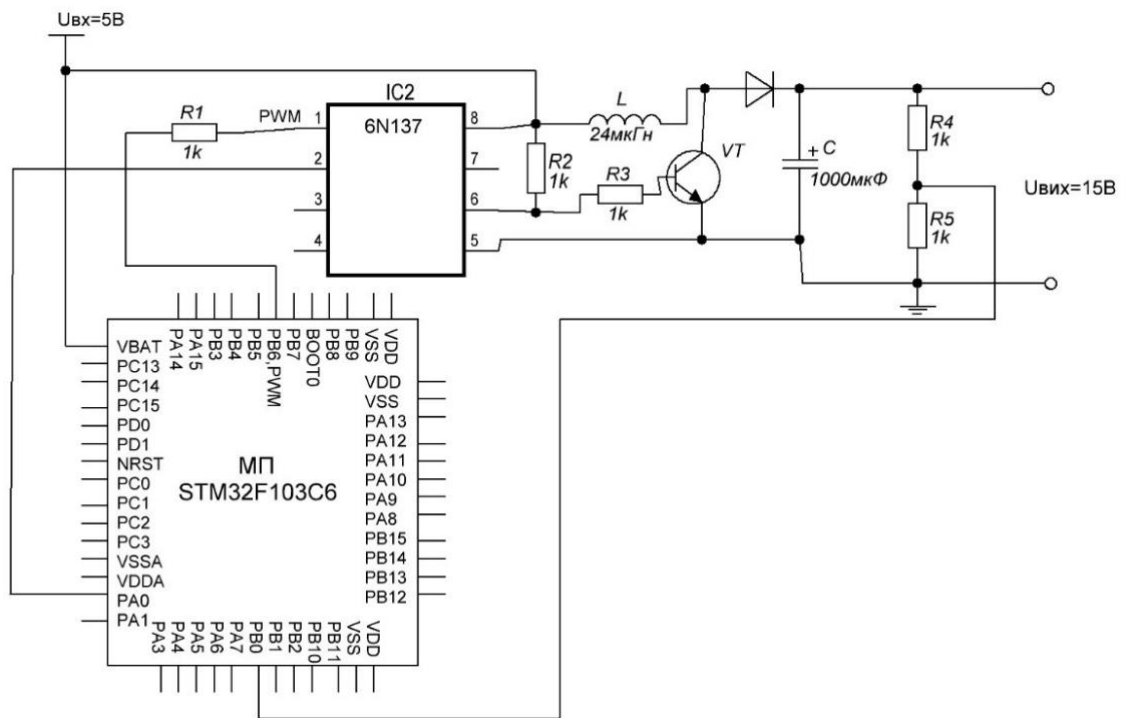


Рис.4.3. Схема перетворювача з цифровою системою керування електрична принципова

Систему керування для спроектованого перетворювача реалізовано з використанням мікропроцесора *STM32F103C6*, що складається безпосередньо з самого мікроконтролера та периферійних пристроїв до нього. Даний набір з апаратних та програмних засобів в комплекті до плати дозволяє досить просто та швидко налаштувати мікроконтролер до потрібного режиму роботи та програмно реалізувати систему керування для схеми підвищувального перетворювача.

Задля забезпечення силової частини та системи керування гальванічною розв'язкою, передача імпульсів керування силовими ключами здійснювалась з використанням оптопари 6N137. Коли відсутні імпульси ШІМ, вихідна напруга дорівнює входній. Чим більше «скважність» імпульсів, тим більше значення вихідної напруги, що відповідає умові завдання.

Після ряду експериментів встановлено, що для підтримання сталої вихідної напруги, регулятор змінює шпаруватість керуючого сигналу; так, для підтримання сталого значення напруги, «скважність» імпульсів складає приблизно 15% .

Всі елементи є важливими для роботи перетворювача. Як варіант, було розглянуто роботу схеми без вихідного конденсатора. Відомо, що призначення вихідного конденсатора – згладжування напруги і за його відсутності з'являється коливання напруги на виході перетворювача.

Таким чином, доцільним є використання цифрової системи керування для практичної реалізації підвищувального перетворювача на основі ємнісно-індуктивного перетворювача.

Проектування *DC / AC* інвертора

В якості інвертора використовується інтегральна схема *NE555* з периферійними елементами та розв'язкою в електричному колі [40]. Схема *NE555*, по суті, є таймером, конфігурація якого створює ідеальний квадратний імпульс. Дана схема унікальна тим, що може працювати безпосередньо із вхідної напруги *15В*, тому драйвер для *MOSFET* не потрібен [41].

На рис.4.4 представлено інтегральна схему *NE555* з можливим варіантом підключення джерела живлення та периферійних пристроїв до неї, які виконують ключову функцію при роботі контролера.

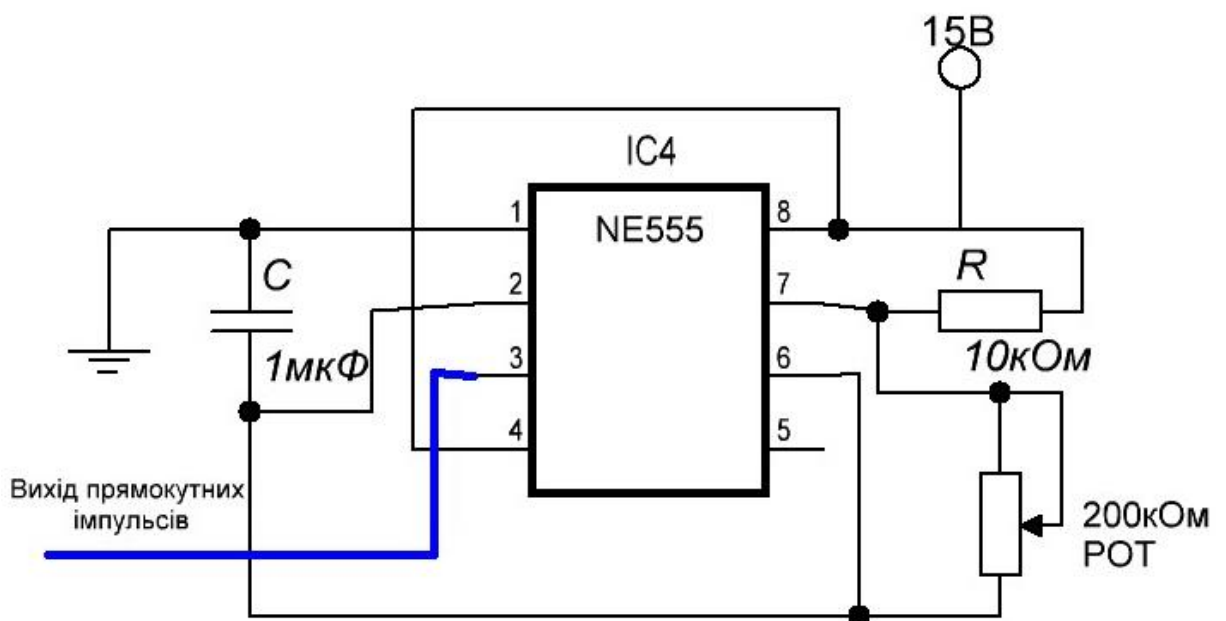


Рис.4.4. Інтегральна схема *NE555* з периферійними пристроями

Додаємо біполярний транзистор з регулюванням до відповідного та необхідного числового діапазону напруги (рис.4.5). Коли рівень напруги з інтегральної схеми є високим, транзистор активується, роблячи рівень вихідних прямокутних імпульсів нижче.

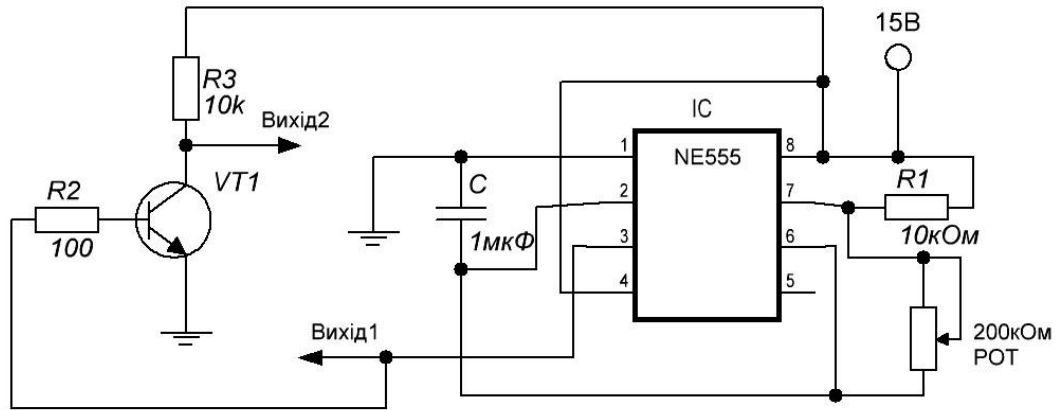


Рис.4.5. Інтегральна схема NE555 з транзистором для регулювання вихідних імпульсів

Підключаємо кожен вихід до заслону MOSFET транзистора. Підключаємо вхідну напругу безпосередньо до трансформатора та інтегральної схеми NE555, після чого отримуємо значення змінного струму на виході. Таким чином, отримано найпростіший варіант інвертора напруги на рис.4.6.

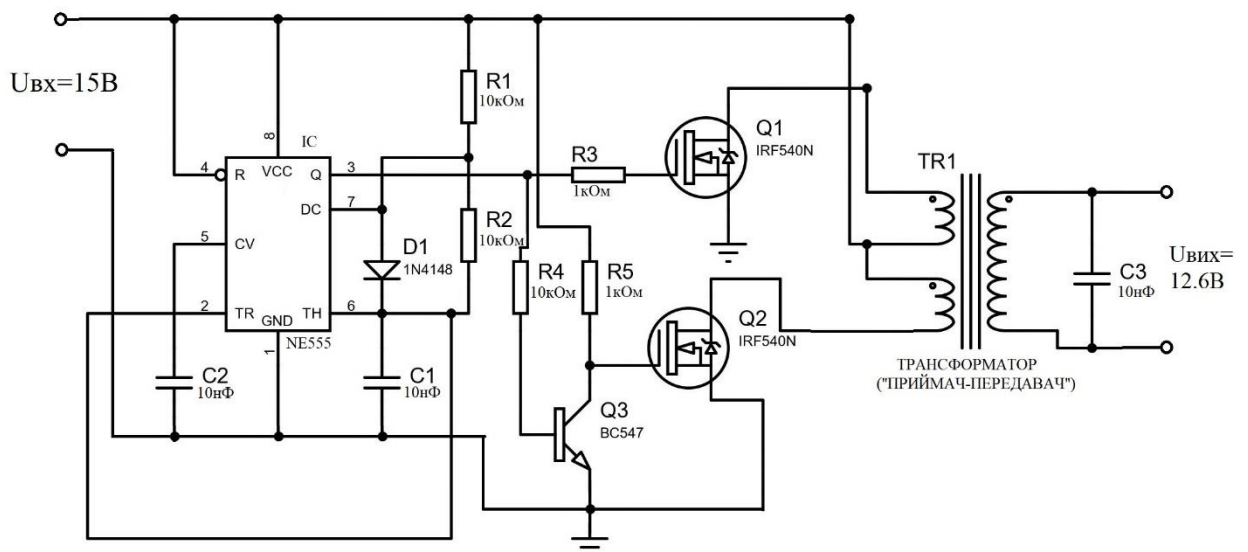


Рис.4.6. Кінцева схема інвертора з використанням інтегральної схеми NE555

Згідно з *datasheet* для інтегральної схеми NE555 [42], напруга джерела під'єднується до виводів 4 – *RESET(R)* та 8 – *VCC*.

В якості умовного передавача та приймача енергії було використано 3-обмотковий трансформатор з обмоткою, що має здатність до насичення. Трансформатор у програмному середовищі *Proteus* представлено на рис.4.7, для розрахунку якого використовують наступні параметри та співвідношення:

1) Параметри: індуктивність вторинної обмотки (*secondary coil*) в схемі $L_s = 28 \text{ мкГн}$, вхідна напруга 1-ої котушки первинної обмотки $U_{W_{1.1}} = 6.27 \text{ В}$ та 2-ої котушки первинної обмотки $U_{W_{1.2}} = 14.7 \text{ В}$, вихідна напруга вторинної обмотки $U_{\text{вих}} = U_{W_2} = 115 \text{ В}$, вихідна напруга двох вторинних обмоток

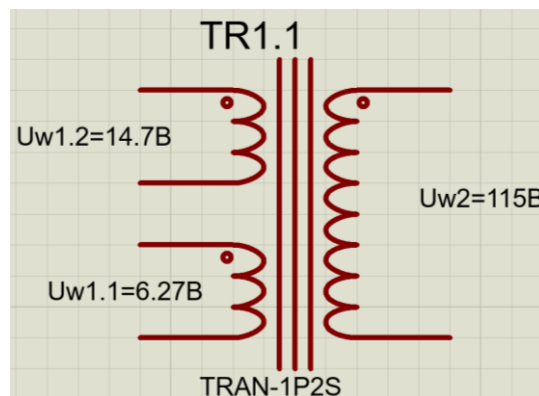


Рис.4.7. Схематичне зображення трансформатора з параметрами у програмному середовищі *Proteus*

2) Коефіцієнти трансформації для першої та для другої котушки первинної обмотки:

$$n_1 = \frac{115 \text{ В}}{6.27 \text{ В}} = 18.34 \quad \text{та} \quad n_2 = \frac{115 \text{ В}}{14.7 \text{ В}} = 7.823$$

3) Індуктивність первинної обмотки (*primary coil*)

$$L_p = \left(\frac{U_{\text{ex}}}{U_{\text{вих}}} \right)^2 L_s = \left(\frac{U_{W_{1.1}} + U_{W_{1.2}}}{U_{W_2}} \right)^2 L_s$$

$$L_p = \left(\frac{(6.27 \text{ В} + 14.7 \text{ В})}{115 \text{ В}} \right)^2 28 \text{ мкГн} = 0.934 \text{ мкГн}$$

Результати моделювання схеми представлено в частині 4.3. «Моделювання схеми безпроводного зарядного пристрою»: характеристики на вторинній обмотці трансформатора та на виході випрямляча. Отримано характеристики трансформатора, що виступає в якості «передавача-приймача енергії».

Також представлено промодельовані частини схеми «приймача» та «передавача»

Сторона приймача енергії

В будові приймача енергії використовується AC/DC випрямляча та понижуючий перетворювач DC/DC .

Розробка AC/DC випрямляча в приймальній стороні електричної схеми

Підґрунтям для розробки AC/DC випрямляча стало [15,42]. На рис.4.9 показано випрямляч на стороні приймача енергії для безпроводного зарядного пристрою. Величина вхідної напруги із вторинної обмотки R_x дорівнює $25V$ за частоти $25Гц$.

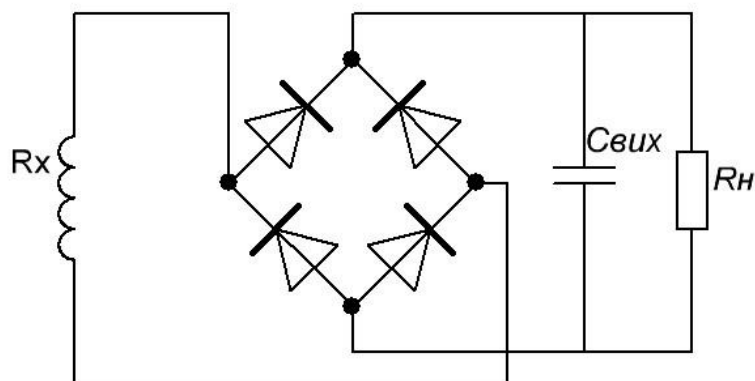


Рис.4.9. Схема випрямляча в обмотці приймача енергії

Простий діодний міст було сконструйовано з 4 незалежними діодами типу 1N4007.

На приймачі звичайні мостові діоди, які перетворюють електричний сигнал у постійний струм. В схемі використано діоди 1N4007 та значення ємності конденсатора на виході схеми $C_{вих} = 1000 \text{ мкФ}$.

Оскільки значення ДСТУ, відповідно до рекомендацій всесвітньої організації охорони здоров'я, дорівнюють частотному діапазону роботи електромагнітних полів не більше $f = 10 \text{ кГц}$ і, як правило, від 5 Гц до 550 Гц ; розраховано за частоти резонансу $f = 10 \text{ кГц}$ відповідно за формулами

Фактор якості обмотки має бути > 77 після налаштування схеми та розраховується за

$$Q = \frac{f \cdot 2\pi \cdot L_s}{R} \text{ формулою}$$

де R – опір обмотки.

Ця модель приймача заснована на специфікації стандарту Q_i . На стороні приймача енергії значення опору вторинної обмотки $R = 0.157 \text{ Ом}$. Таким чином, обрано наступне значення послідовного та паралельно резонансних конденсаторів для максимальної $f = 10 \text{ кГц}$ та діапазону звичайної робочої частоти $f = 5 \dots 550 \text{ Гц}$.

Таким чином, значення фактора якості обмотки за умови $Q \geq 77$ для частоти 550 Гц :

$$Q = \frac{550 \text{ Гц} \cdot 2\pi \cdot 28 \text{ мкГн}}{0.1} 100\% = 96.76\% .$$

Значення вихідної напруги AC / DC випрямляча дорівнює 12 В .

Проектування DC / DC конвертера або понижуючого перетворювача з цифровою системою керування

За основу для проектування взято [43]. Виникає ситуація, за якої напруга внутрішнього джерела живлення є недостатньою або зовеликою для нормального функціонування системи. Системи безпровідної зарядки енергії,

що для окремих приладів повинні передавати значення напруги в діапазоні $5-7B$, а де-факто значення напруги не вистачає чи буває значно більше, за необхідне. Для розв'язання даної проблеми можна використовувати електронні фільтри або додаткові резистори з іншими компонентами, але при цьому значно зросте їх вага та об'єм, погіршуватимуться умови експлуатації, по'язані із системою з'єднання. Тому для отримання необхідного значення напруги доцільно використовувати понижуючі перетворювачі.

На рис.4.10 наведено електричну принципову схему підвищуючого перетворювача напруги. Силова частина перетворювача складається з транзистора VT . Коли перемикач включений, збільшується вхідний струм, що протікає через котушку (L). Котушка накопичує енергію магнітного поля. Коли перемикач вимикається, накопичена електрична енергія в котушці буде передана на конденсатор (C) і навантаження (R_H). А зворотній діод (VD) створює шлях для протікання струму.

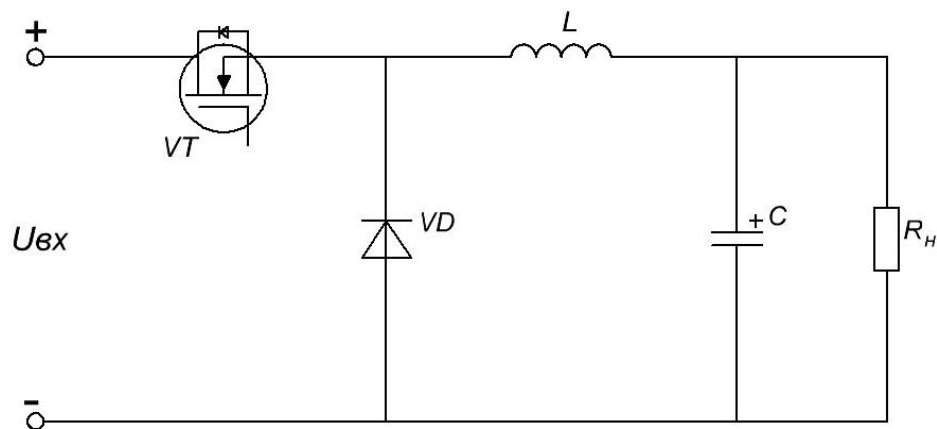


Рис.4.10. Схема понижуючого перетворювача

Для реалізації потрібно розрахувати номінали елементів перетворювача [12]. Розрахунок відбудеться з урахуванням даних схеми: $I_{вих.макс} = 0.46A$, частоти вмикання $f_{sw} = 10кГц$, коефіцієнт пульсації струму індуктивності $LIR = 0.3$, діапазон вхідної напруги $U_{вх} = 7...24B$ та вихідна напруга $U_{вих} = 5B$.

Важливим моментом при побудові перетворювача є розрахунок індуктивності, оскільки тут відображається залежність від значень максимальної вхідної $U_{вх.макс}$ та вихідної $U_{вих}$ напруг:

$$L = (U_{вх.макс} - U_{вих}) \frac{U_{вих}}{U_{вх.макс}} \frac{1}{f_{sw}} \frac{1}{LIR \cdot I_{вих.макс}} \Rightarrow$$

$$L = (24 - 5)B \frac{5B}{24B} \frac{1}{10^4 \Gamma\zeta} \frac{1}{0.3 \cdot 0.46A},$$

де f_{sw} - частота вмикання транзистора, LIR – коефіцієнт пульсацій струму індуктивності, $I_{вих.макс}$ – максимальне значення вихідного струму.

Піковий струм котушки індуктивності I_{peak} визначається

$$I_{peak} = I_{вих.макс} + \frac{\Delta I_{інд.}}{2} \Rightarrow$$

$$I_{peak} = 0.46A + \frac{0.3 \cdot 0.46A}{2} = 0.53A,$$

де $\Delta I_{інд.} = LIR \cdot I_{вих.макс}$ – змінна величина індуктивності.

Ємність вихідного конденсатора з максимально допустимою амплітудою викидів вихідної напруги ΔU (покладемо $\Delta U = 100mB$):

$$C_{вих} = \frac{L}{(\Delta U + U_{вих})^2 - U_{вих}^2} (I_{вих.макс} + \frac{\Delta I_{інд.}}{2}) \Rightarrow$$

$$C_{вих} = \frac{2.87m\Gamma H}{(100mB + 5)^2 - 5^2} (0.46 + \frac{0.138}{2})^2 = 0.8m\Phi.$$

Значення ємності вхідного конденсатора, з урахуванням розмаху пульсацій вихідної напруги $U_{вих.ripple}$ та струму навантаження I_H

$$C_{вх} = \frac{I_H}{2\pi f_{sw} U_{вих.ripple}} \Rightarrow$$

$$C_{вх} = \frac{0.46A}{2 \cdot 3.14 \cdot 10^4 \Gamma\zeta \cdot 40mB} = 183m\kappa\Phi.$$

Доля часу відкритого стану силового ключа відносно періоду ШІМ

$$D = \frac{U_{вих}}{U_{вх}} = \frac{5B}{12B} \approx 0.42 \approx 42\%.$$

В якості мікроконтролера вибрано схему *PIC16F877A* (рис.4.11) [44,45]. Дана схема дуже зручна у використанні, кодування цього контролера також не є складним. Однією з головних переваг є те, що його можна записувати-стирати якомога більше разів, оскільки він використовує технологію пам'яті *FLASH*. Він має загалом 40 виводів, з яких 33 працюють на прийом-передачу.

PIC16F877A знаходить своє місце у величезній кількості пристроїв. Застосовується в дистанційних давачах, пристроях безпеки, домашній автоматизації та багатьох промислових інструментах. Має *EEPROM*, який дозволяє постійно зберігати частину інформації, наприклад, коди передавача та частоти приймача, а також інші супутні дані. Вартість цього контролера невисока, а його керування також просте. Він гнучкий і може використовуватися в областях, де мікроконтролери ніколи не використовувалися – у мікропроцесорних програмах та функціях таймера.

Може працювати до частоти *20МГц* та в діапазоні напруги *4.2 – 5.5В*.

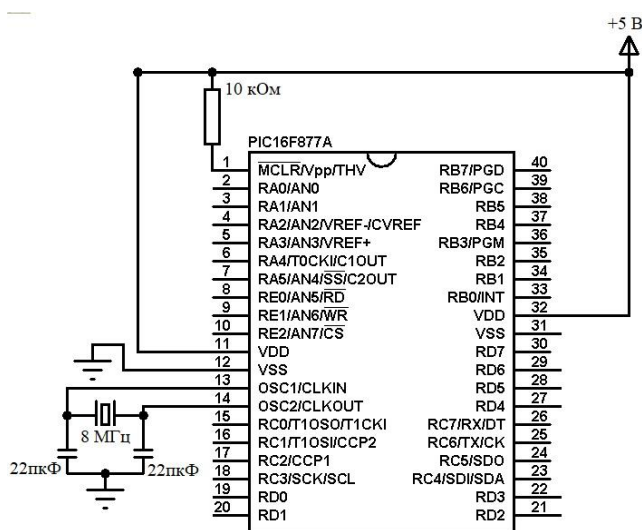


Рис.4.11. Схема мікроконтролера *PIC16F877A* з периферійними складовими

В якості драйвера вибрано *IR2184S* на рис.4.12, оскільки він є драйвером *MOSFET* високої напруги в інтегральній схемі [46-48]. Він може керувати ключами в полумостових і мостових схемах малого опору як за

високого, так і за низького рівня. Схема драйверів використовується для приводу *MOSFET* за високого та низького рівня.

Діапазон живлення заслону від $10V$ до $20V$, значення струму живлення та джерела – $1.4A$ та $1.8A$ відповідно, час вмикання $t_{on} = 120нс$ та вимикання $t_{off} = 94нс$, стійкий при переході до негативного рівня напруги, здатен працювати до напруги $600V$ [45].

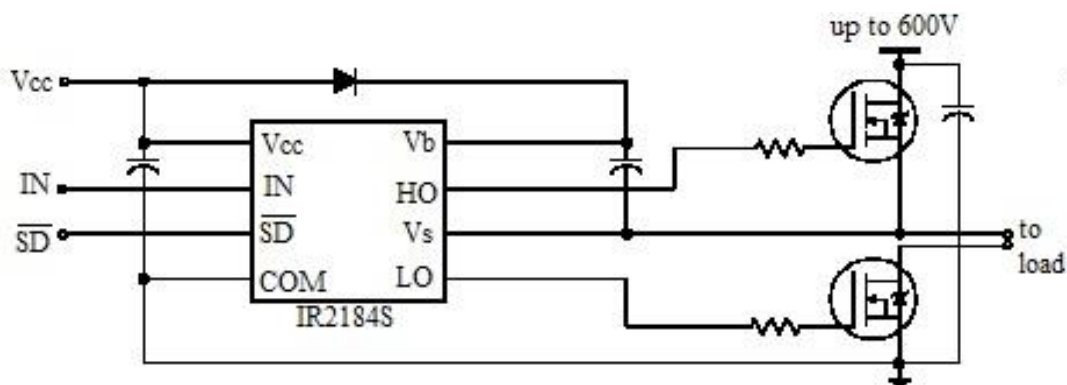


Рис.4.12. Інтегральна схема драйвера *IR2184S*

Після вибору необхідних ключових елементів та розробки системи керування було спроектовано схему електричну принципову (рис.4.13) з компонентами та мікроконтролером, який приймає участь у роботі понижуючого перетворювача та керуванні цифровими сигналами – *PIC16F877A*. За основу взято [49]. За допомогою даного набору апаратних та програмних засобів, що ідуть в комплекті, доволі просто і швидко налаштувати мікроконтролер на потрібний режим роботи та програмно реалізувати систему керування понижуючого перетворювача. Для забезпечення гальванічної розв'язки силової частини та систем керування передача імпульсів керування здійснювалась з використанням полумостового драйвера *IR2184S*.

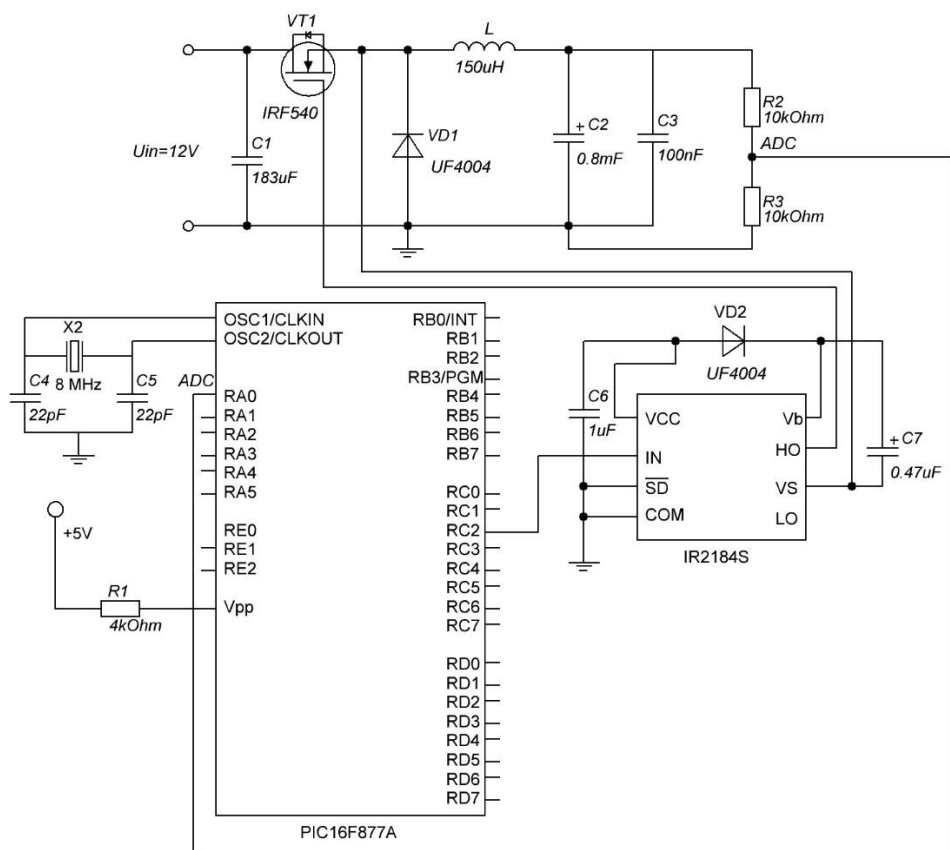


Рис.4.13. Електрична принципова схема з перетворювачем системою керування і регулювання

Як результат моделювання, у «Додаток В» представлено графіки дослідження спроектованого понижуючого перетворювача при заданому значенні вхідної напруги на рівні 12 В та вихідної – 5 В. Для підтримання сталої вихідної напруги, регулятор змінює шпаруватість керуючого сигналу. Зокрема на одному із промодельованих графіків зображено сигнал ШІМ, що надходить до *MOSFET* транзистору *IRF540* та вихідну напругу перетворювача.

Всі обрані елементи відіграють важливу роль у перетворювачі. Щоб переконатися, був розглянутий варіант роботи схеми без конденсатора $C_{вих}$. Як відомо, вихідний конденсатор згладжує напругу і за його відсутності напруга коливається на виході перетворювача.

Кінцевий варіант схеми електричної принципової безпровідного зарядного пристрою для медичних застосувань представлено у «Додаток Б».

4.3. Моделювання схеми безпроводного зарядного пристрою

Необхідно провести виконання функціонального аналізу схеми, перевірити працездатність вузлів та узгодженість режимів роботи в електричному колі. Так, було проведено моделювання кожної з частин електричного ланцюга у трансформаторі, що виконує роль «прийому-передачі» енергії, а також частинах сторони передавача та приймача електричної схеми.

Модель схеми було реалізовано у програмному середовищі *Proteus*.

Сторона передавача енергії

1. Характеристики напруги *AC / DC* випрямляча.

Схему на рис.4.1 було спроектовано у програмному середовищі *Proteus*. Відповідну схему представлено на рис.4.14.

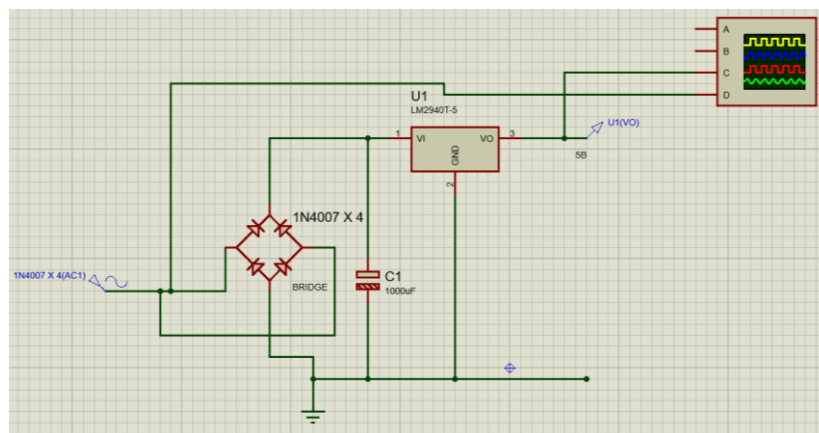
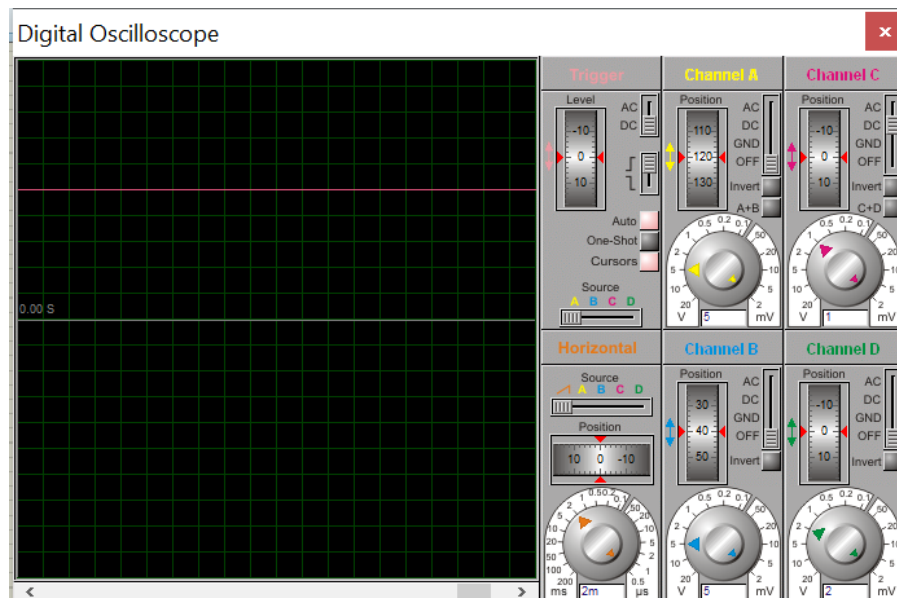
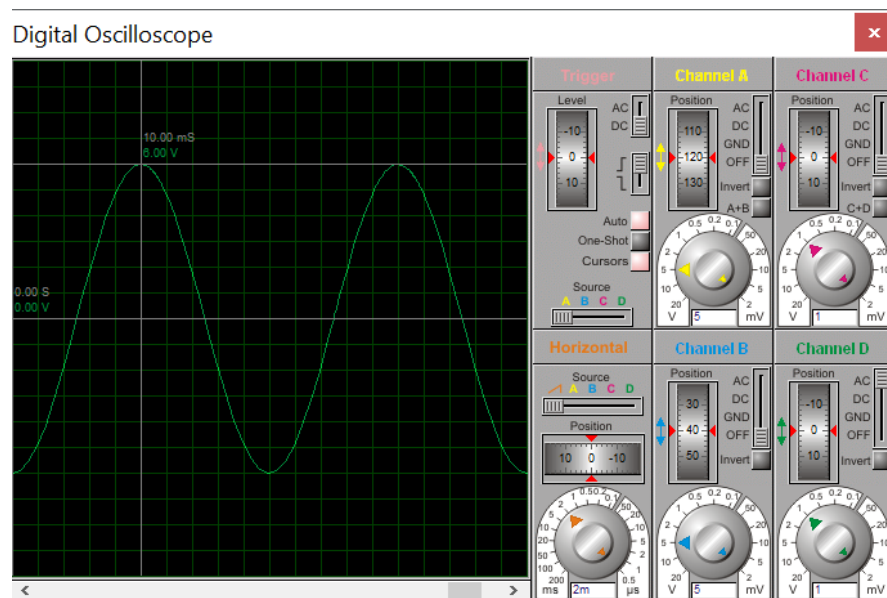


Рис.4.14. Електрична принципова схема для *AC / DC* випрямляча передавальної частини кола

В результаті моделювання отримано характеристику напруги на виході вторинної обмотки трансформатора Tr_1 з амплітудним значенням змінної в часі напруги $6V$ на рис.4.15,а та характеристику напруги на виході *AC / DC* випрямляча з амплітудним значенням напруги $5V$ на рис.4.15,б.



(a)



(б)

Рис.4.15. Характеристика напруги на виході *AC / DC* випрямляча з постійним значенням напруги $5B$ та на вторинній обмотці трансформатора Tr_1 з амплітудним значенням напруги $6B$

2. Характеристики напруги *DC / DC* випрямляча

Результати моделювання схеми представлено на рис.4.16, зокрема характеристики ШІМ-сигналу, а також вихідної напруги підвищувального перетворювача з цифровою системою керування на виході перетворювача

DC/DC типу на рис.4.17. Дані характеристики було отримано з допомогою [50]

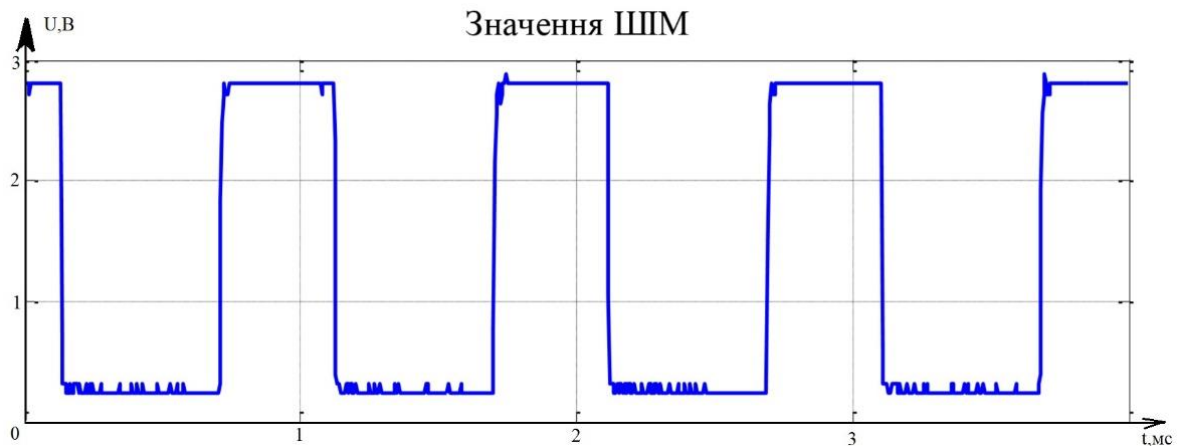


Рис.4.16. Сигнал ШІМ підвищувального перетворювача з цифровою системою керування

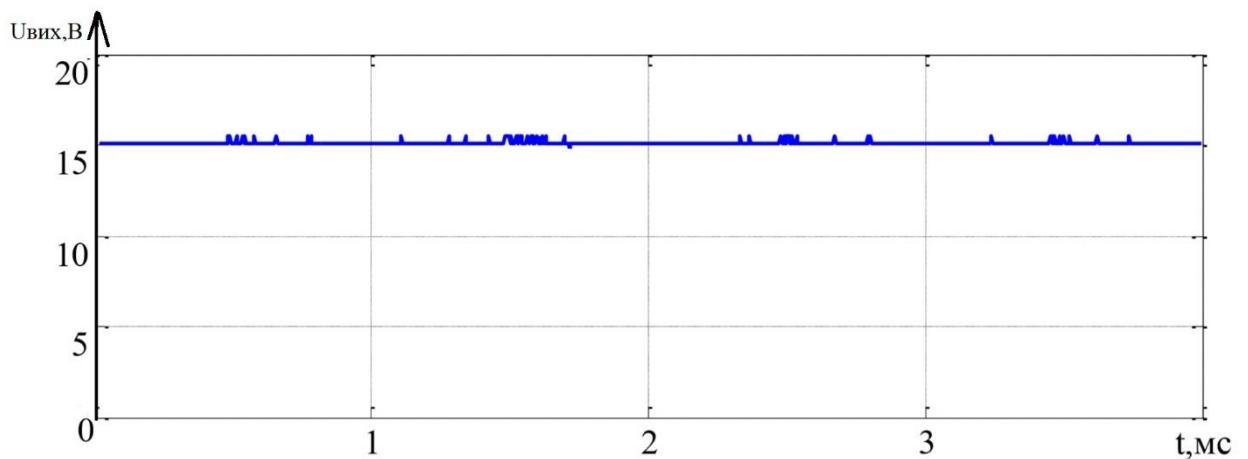


Рис.4.17. Вихідна напруга підвищувального перетворювача з цифровою системою керування

3. Характеристики напруги на виході DC/AC інвертора та входу-виходу трансформатора Tr_2

Схему DC/AC інвертора та входу-виходу трансформатора Tr_2 було спроектовано та реалізовано в програмному середовищі *Proteus*. В якості джерела живлення представлено акумулятор з постійним значенням напруги $U = 15V$ та еквівалентним навантаженням, значення опору якого є еквівалентним до діодів опорів AC/DC випрямляча на стороні «приймальної» частини схеми.

При проектуванні електричної схеми в *Proteus* було отримано характеристики «приймача» енергії (вторинної обмотки) з амплітудним значенням напруги $U_{W_2 \max} = 12.6V$ на рис.4.19, «передавача» енергії (первинної обмотки) першої котушки з амплітудним значенням напруги $U_{W_{1,1} \max} = 12.1V$ на рис.4.20 та «передавача» енергії (первинної обмотки) другої котушки з амплітудним значенням напруги $U_{W_{1,2} \max} = 18.1V$ рис.4.21.

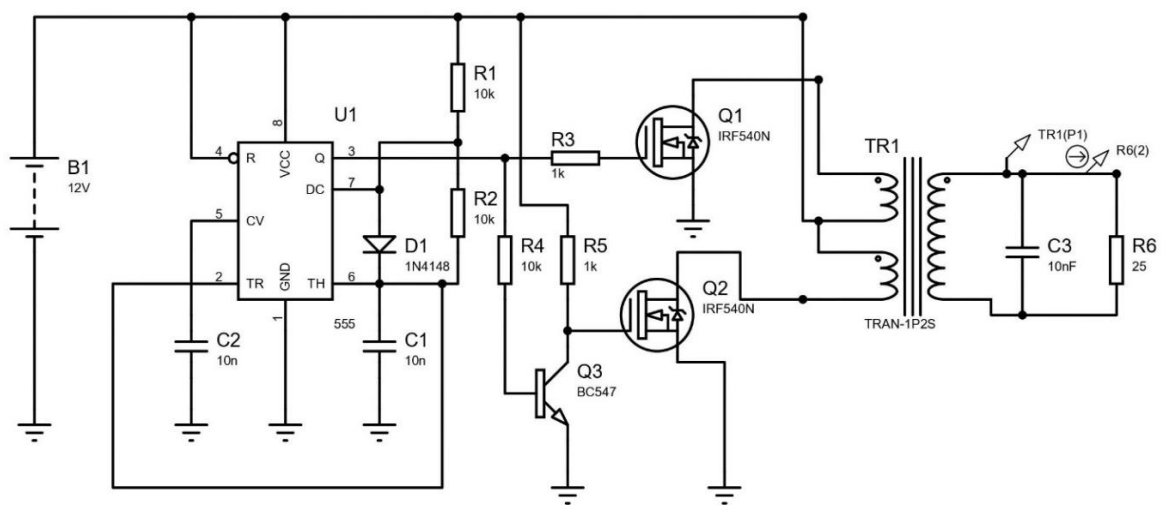


Рис.4.18. Реалізація схеми *DC / AC* інвертора та трансформатора Tr_2 , що була спроектована у програмному середовищі *Proteus*

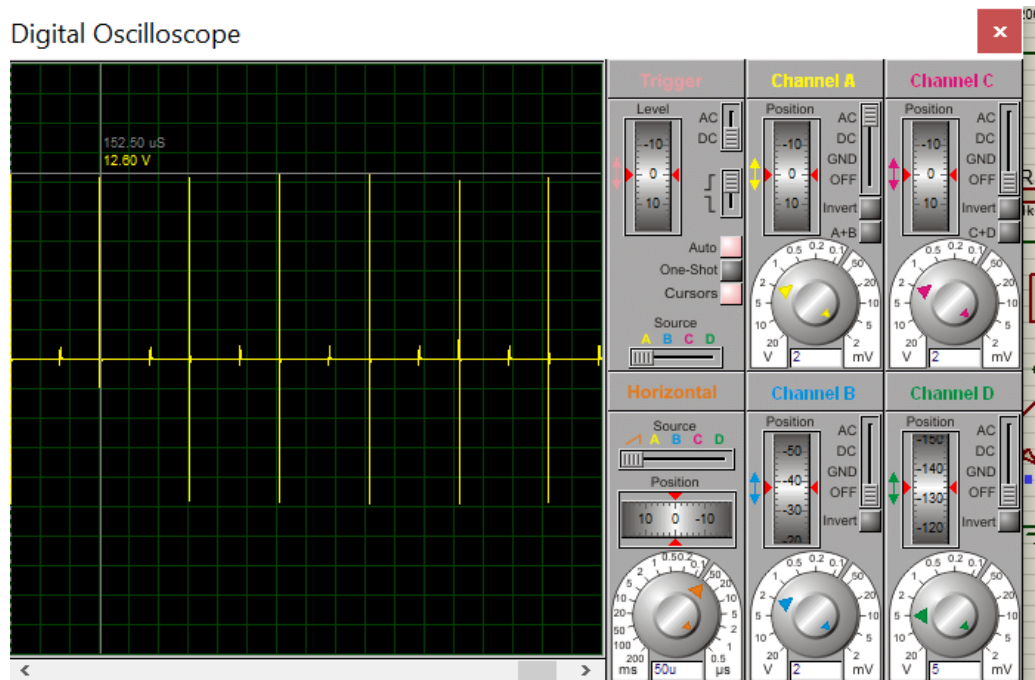


Рис.4.19. Характеристика «приймача» енергії (вторинної обмотки) з амплітудним значенням напруги $U_{W_2 \max} = 12.6B$;

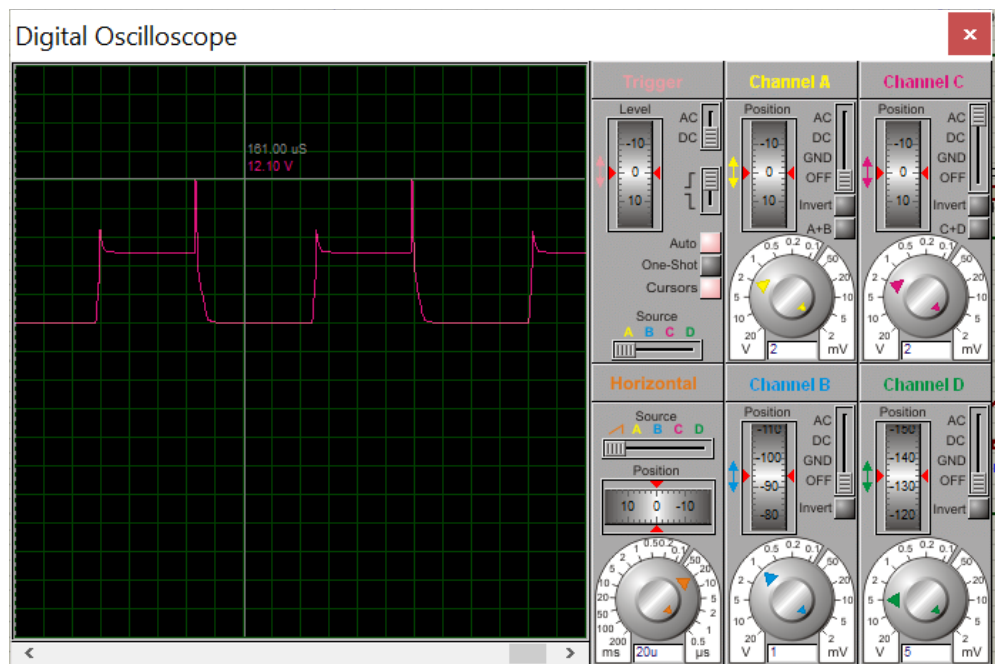


Рис.4.20. Характеристика «передавача» енергії (первинної обмотки) першої котушки з амплітудним значенням напруги $U_{W_{1,1} \max} = 12.1B$

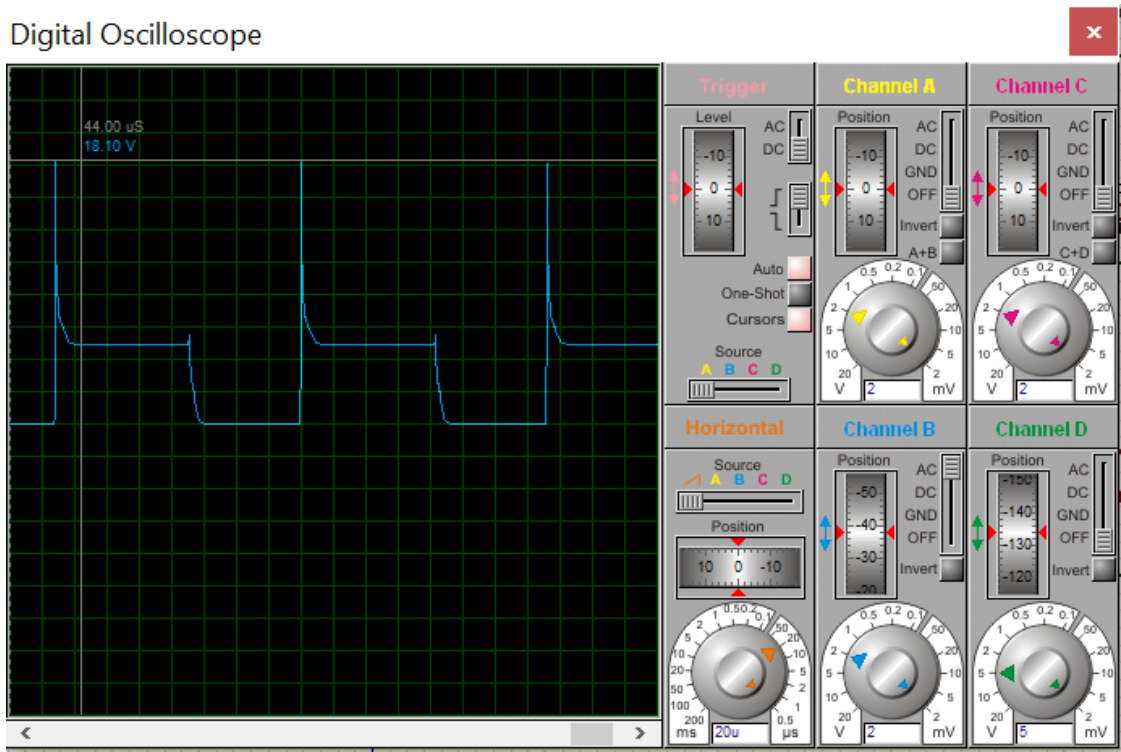


Рис.4.21. Характеристика «передавача» енергії (первинної обмотки) другої котушки з амплітудним значенням напруги $U_{W_{1,2}\max} = 18.1B$;

Сторона приймача енергії

Сторона приймача енергії складається з *AC/DC* випрямляча та понижуючого *DC/DC* перетворювача з цифровою системою керування

1. *AC/DC* випрямляч

На рис.4.22 представлено реалізацію схеми *AC/DC* випрямляча в програмному середовищі *Proteus*, де в якості джерела напруги використовується генератор змінної напруги з номінальним значенням 12.6В та графік із постійним амплітудним значенням напруги 12В *AC/DC* випрямляча на рис.4.23.

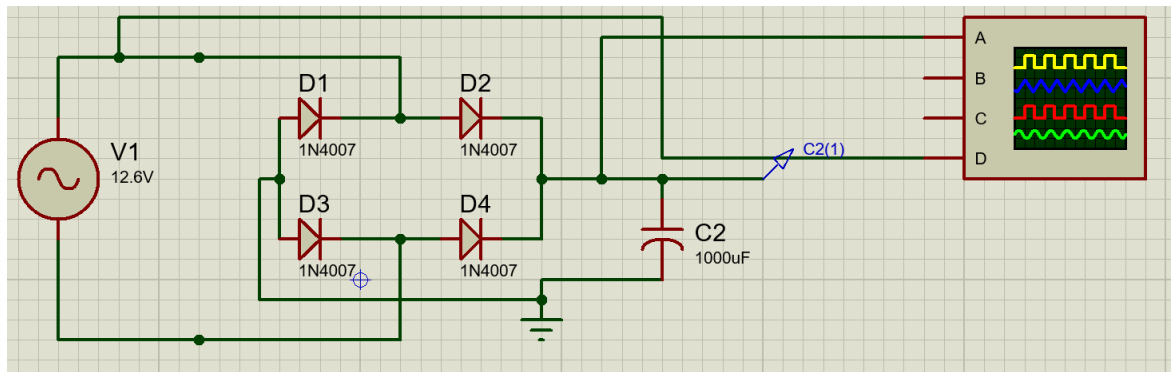


Рис.4.22. Реалізація схеми AC / DC випрямляча, що була спроектована у програмному середовищі *Proteus*

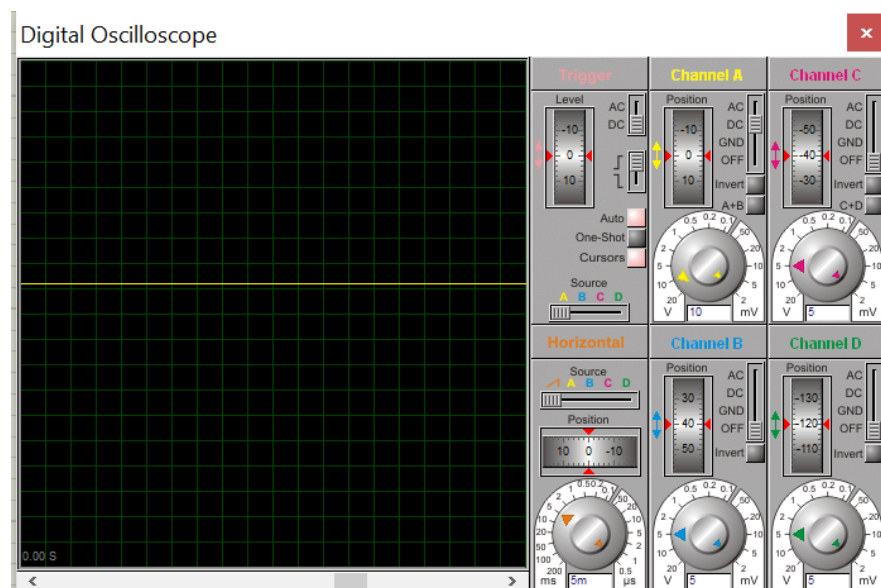


Рис.4.23. Характеристика напруги на виході AC / DC випрямляча з амплітудним значенням напруги $12V$

2. Понижуючий DC / DC перетворювач з цифровою системою керування

На рис.4.24. представлено реалізацію понижуючого DC / DC перетворювача з цифровою системою керування в програмному середовищі *Proteus*.

В якості джерела живлення використовується генератор постійної напруги з номіналом $12V$. Замість контролера до схеми драйвера *IR2184S*

використано логічний сигнал, що надходить з "Logic_state" - частини в програмному середовищі *Proteus*.

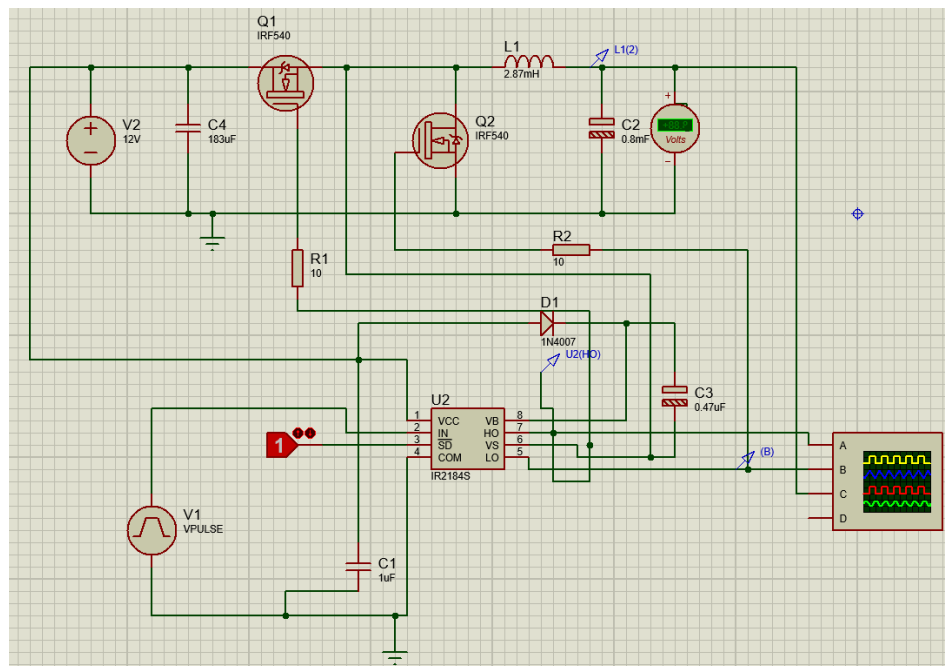
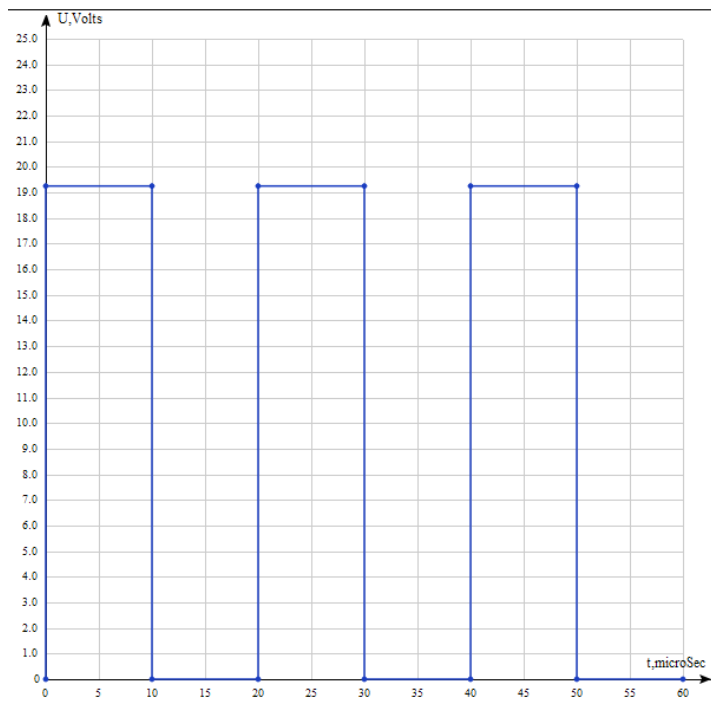
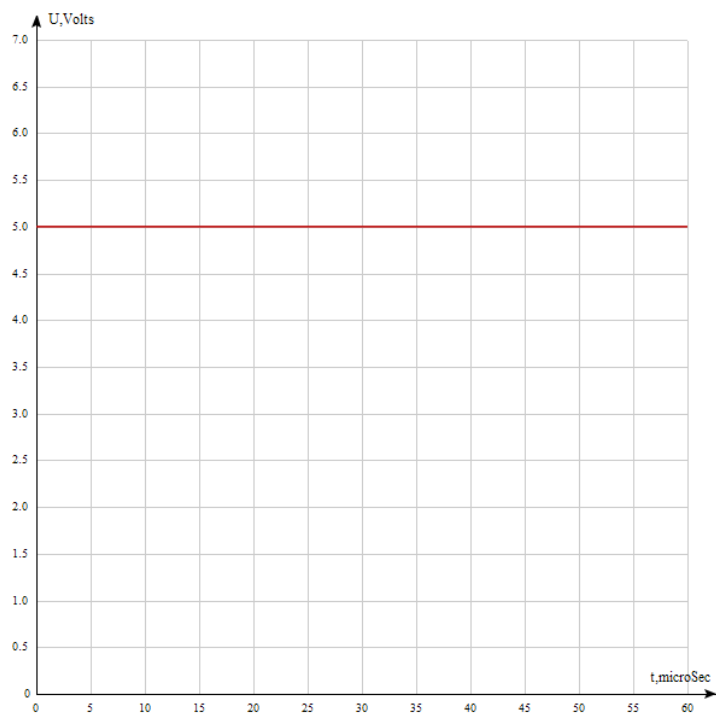


Рис.4.24. Реалізація понижуючого DC / DC перетворювача з цифровою системою керування в програмному середовищі *Proteus*.

Характеристики напруги понижуючого DC / DC перетворювача з цифровою системою керування представлено на рис.4.25: графік керованого сигналу ШІМ на рис.4.25,а та вихідної напруги перетворювача з цифровою системою керування рис.4.25,б.



(а)



(б)

Рис.4.25. Графік керованого сигналу ШІМ (а) та вихідної напруги перетворювача з цифровою системою керування (б).

ВИСНОВКИ

В ході виконання даної роботи було досліджено концепцію роботи безпроводної зарядки. Порівняно з системами зарядки з проводами, бездротові мають цілий ряд переваг. Зарядка для медичних засобів, для імплантаційних пристроїв зокрема, на відміну від бездротового типу, завжди є ризикованою для здоров'я та безпеки людини, який обумовлено прямим контактом із зарядним пристроєм.

Проаналізовано основні стандарти *ДСТУ* та *ВООЗ*, які обов'язково повинні бути враховані при побудові та роботі безпроводних зарядних пристроїв для медичних застосувань: частоти роботи промислової мережі з номінальними значеннями напруги та струму, частотний діапазон роботи електромагнітних полів, прийнятний температурний діапазон експлуатації, процедура перевірки роботоздатності конкретних пристроїв.

В ході роботи було досліджено конструктивні особливості та матеріали котушок індуктивності, а також їх роботу та ефективність, які стали підґрунтям для подальшого вибору найбільш доцільної.

Обґрунтовано вибір та проведено розрахунок конкретних частин електричної схеми – *AC/DC* випрямляча, понижуючого та підвищувального *DC/DC* перетворювачів, *AC/DC* та *DC/AC* інверторів напруги.

Виконано роботу з моделювання електричної схеми, зокрема узгоджено основний характер режиму роботи, проведено функціональний аналіз електричного кола та перевірено працездатність вузлів.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Олійник В.П., Теличко Д.В., «Безконтактне електроживлення імплантатів» // [Текст]: журнал «РАДІОЕЛЕКТРОННІ І КОМП'ЮТЕРНІ СИСТЕМИ» – 2019. – с.30-39
2. ДСТУ ISO 9001:2009. Системи управління якістю. Вимоги. – 2009. – с.26 (ДЕРЖСПОЖИВСТАНДАРТ УКРАЇНИ)
3. ГОСТ Р ИСО 14708-1-2012. Имплантаты хирургические. Активные медицинские изделия. Часть 1. Общие требования к безопасности, маркировке и информации, предоставляемой изготовителем. (Межгосударственный Совет по стандартизации, метрологии и сертификации)
4. ISO 5840-3:2013 Cardiovascular implants — Cardiac valve prostheses — Part 3: Heart valve substitutes implanted by transcatheter techniques – 2013. – 105 pages (American National Standards Institute (ANSI))
5. ДСТУ EN ISO 7197:2014. Нейрохірургічні імплантати. Стерильні, одноразові шунти та компоненти, які застосовують у разі гідроцефалії. Загальні технічні вимоги. – 2015-07-01 – 10 с.
6. ГОСТ 31582-2012. Электроды для электрокардиостимуляторов имплантируемые. Технические требования и методы испытаний. – 2014 – 6 с. (Межгосударственный Совет по стандартизации, метрологии и сертификации, разработан ФГУП ВНИИНМАШ)
7. StandartGOST.ru «Имплантаты для хирургии, протезирования и ортопедии» [Электронный ресурс]: https://standartgost.ru/0/228-implantanty_dlya_hirurgii_protezirovaniya_i_ort_optiki?page=2
8. Войтех В.О. Безтрансформаторний підвищувач перетворювач постійної напруги для відновлюваних джерел енергії/ Інститут електродинаміки НАН України, пр. Перемоги, 56, Київ-57, 03680 Україна / с.56 – 59.
9. Димко С.С., Теряев В.І., Дорошенко Є.О. Підвищувач перетворювач напруги з цифровою системою керування КПП ім. Ігоря

Сікорського, кафедра автоматизації електромеханічних систем та електроприводу - с.427 – 431.

10. Электрик Инфо- [Электронный ресурс] онлайн журнал про електричество. DC/DC-преобразователи // Режим доступа до журн. : <http://electrik.info/main/praktika/1112-dcdc-preobrazovateli.html> // Назва з домашньої сторінки Інтернету.

11. Wenxing Zhong, Member, IEEE and S.Y.R Hui, Fellow, IEEE // «Maximum Energy Efficiency Tracking for Wireless Power Transfer Systems» // IEEE. – 2013. – с.10.

12. Mohammed S. Agamy, Maja Harfman-Todorovic «A High Efficiency DC-DC Converter Topology Suitable for Distributed Large Commercial and Utility Scale PV Systems» // 15th International Power Electronics and Motion Control Conference. – 2012.

13. Решения от Texas Instruments для AC/DC- и DC/DC
WWW.URL: <http://electrik.info/main/praktika/1112-dcdc-preobrazovateli.html>

14. Решения от Texas Instruments для AC/DC- и DC/DC-
WWW.URL: <https://www.compel.ru/lib/54594>

15. Шелл Доналд (Donald Schell), Жорж Касторена (Jorge Castorena). «Разработка понижающего преобразователя без секретов» // Компоненты и технологии. – 2007. – с.106-109

16. Texas Instruments Incorporated /Высококачественные аналоговые компоненты «Журнал по применению аналоговых компонентов»/ Преимущества DC/DC-преобразователей топологии SEPIC со связанными индуктивностями / с.14-15

17. A SEPIC fed inductive charging device for electric vehicles / Benedikt Schmuelling / ResearchGate / Conference Paper – May 2013 / E-Mobility Research Group University of Wuppertal

18. Rutuja Daphale, Vijaykumar Kamble «Comparison of Voltage and Efficiency of a Modified SEPIC Converter without Magnetic Coupling and with

Magnetic Coupling» // International Journal for Research in Applied Science & Engineering Technology (IJRASET). – 2018. – c.109-118

19. Ostaffe Harry «RF-based Wireless Charging and Energy Harvesting Enables New Applications and Improves Product Design» // Energy Harvesting Technologies

WWW.URL: https://ru.mouser.com/applications/rf_energy_harvesting/

20. Xiao Lu, Ping Wang «Wireless Charging Technologies: Fundamentals, Standards, and Network Applications» // Electrical and Computer Engineering, University of Houston, Texas, USA // IEEE COMMUNICATIONS SURVEYS AND TUTORIALS, TO APPEAR – 2015. – c.40

21. X. Li, C. Tsui, and W. Ki, “A 13.56 MHz Wireless Power Transfer System With Reconfigurable Resonant Regulating Rectifier and Wireless Power Control for Implantable Medical Devices,” IEEE Journal of SolidState Circuits, vol. 50, no. 4, pp. 978-989, April 2015.

22. Chenyang Xia, Yuejin Zhou «Comparison of Power Transfer Characteristics between CPT and IPT System and Mutual Inductance Optimization for IPT System» // JOURNAL OF COMPUTERS, VOL. 7, NO. 11. – листопад 2012. – c.2734-2740

23. Comparison of Power Transfer Characteristics between CPT and IPT System and Mutual Inductance Optimization for IPT System / Chenyang Xia School of Information and Electrical Engineering / China University of Mining and Technology, Xuzhou, China / JOURNAL OF COMPUTERS, VOL. 7, NO. 11, NOVEMBER 2012 /

24. Luo, Z., Wei, X.: Mutual inductance analysis of planar coils with misalignment for wireless power transfer systems in electric vehicle. In: 2016 IEEE Vehicle Power and Propulsion Conference (VPPC), pp. 1–6. IEEE (2016).

WWW.URL: <https://doi.org/10.1109/VPPC.2016.7791733>,

WWW.URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7791733/>

25. Luo, Z., Wei, X.: Analysis of square and circular planar spiral coils in wireless power transfer system for electric vehicles.

IEEETrans.Ind.Electron.65(1),331–341(2018). <https://doi.org/10.1109/TIE.2017.2723867>, <http://ieeexplore.ieee.org/document/7968494/>

26. Nagendra, G.R., Covic, G.A., Boys, J.T.: Determining the physical size of inductive couplers for IPT EV systems. IEEE J. Emerg. Sel. Top. Power Electron. 2(3), 571–583 (2014). <https://doi.org/10.1109/JESTPE.2014.2302295>,

WWW.URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6720158/>

27. Triviño, A., Gonzalez-Gonzalez, J.M., Aguado, J.A.: Theoretical analysis of the efficiency of a V2G wireless charger for electric vehicles. Trans. Environ. Electr. Eng. 3(1), 9 (2018). <https://doi.org/10.22149/teee.v3i1.118>,

WWW.URL: <https://teee.eu/index.php/TEEE/article/view/118>

28. Wojda R.P., Kazimierzczuk M.K.: Winding resistance and power loss of inductors with litz and solid-round wires. IEEE Trans. Ind. Appl. 54(4), 3548–3557 (2018). WWW.URL: <https://doi.org/10.1109/TIA.2018.2821647>, <https://ieeexplore.ieee.org/document/8329131/>

29. Rojas Cuevas A., Navarro Pérez F.E., Cañete Cabeza C.: Device and method for winding a flexible elongated inductor (2016)

30. Rojas Cuevas A., Navarro Pérez F.E., Cañete Cabeza C.: Elongated flexible inductor and elongated flexible low frequency antenna (2016)

31. Желязков Є.О., Кожушко Ю.В., Карбівська Т.О., Бондаренко О.Ф.

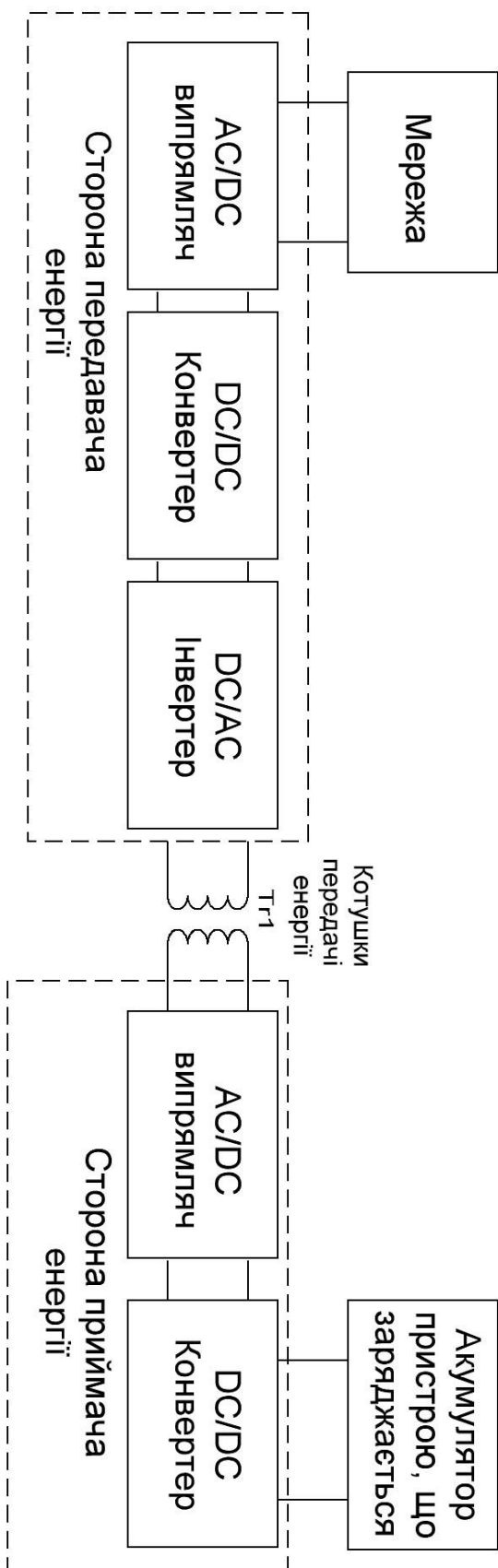
Покращення характеристик безпровідних зарядних пристроїв для медичних застосувань, Труды XXI Междунар. научно-практ. конф. «Современные информационные и электронные технологии» (СИЭТ-2020). Одеса, 25-29 травня 2020 р. Одесса: Политехпериодика. – 2020. – С. -. (направлено в оргкомітет)

32. Бондаренко О.Ф., Кожушко Ю.В., Карбівська Т.О., Желязков Є.О., Сафронов П.С. Стійкість комбінованої системи накопичення енергії на основі суперконденсатора та акумуляторної батареї, Електротехніка і Електромеханіка, 2020, № ____, с.-. (направлено до редакції).

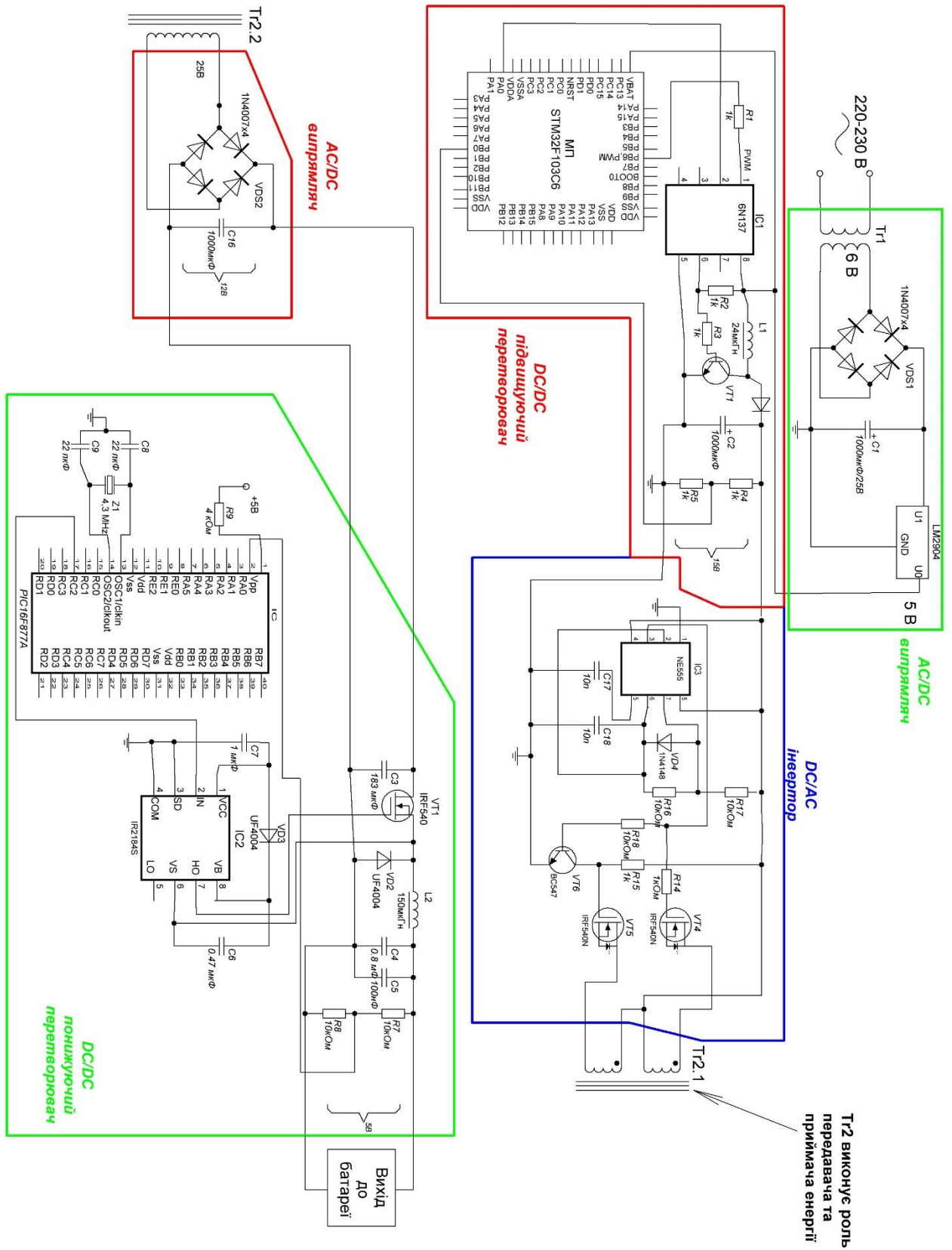
33. Желязков Є. О., Карплюк Є. С., Бондаренко О. Ф.. Цифровий пульсоксиметр комбінованої дії / «СОВРЕМЕННЫЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ И ЭЛЕКТРОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ» Одесса, Украина 28 мая - 1 июня 2018 г., сс. 91-92; Наукометричні БД:Scopus
34. Yang M., Yang G., Li E., Liang Z., and Zhai B., “Topology and Inductance Analysis for Wireless Power Transmission System,” in Proc. of Chinese Control and Decision Conference (CCDC), Guiyang, China, May 2013.
35. Rashid H. Power Electronics Handbook: Academic Press series in engineering / H. Rashid. – Academic Press, 3rd ed, pp. 254 - 2001.
36. Circuit Digest «AC to DC Converter Circuit»
WWW.URL:<https://circuitdigest.com/electronic-circuits/ac-to-dc-converter-circuit-diagram>
37. Tiger Electronic Co.,Ltd «1N4007 datasheet» // <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/446778/TGS/1N4007.html>
38. Bay Linear «LM2940/ LM2941 datasheet» // <https://html.alldatasheet.com/html-pdf/97996/ETC/LM2940T/97/2/LM2940T.html>
39. Димко С.С., Теряев В.І. «Підвищуючий перетворювач напруги з цифровою системою керування» // Міжнародний науково-технічний журнал молодих учених, аспірантів і студентів "СУЧАСНІ ПРОБЛЕМИ ЕЛЕКТРОЕНЕРГОТЕХНІКИ ТА АВТОМАТИКИ" – 2020. – с.427-431
40. Secret diagram «DC to AC Inverter by IC555 Circuit diagram»
WWW.URL: <http://diagramqu.blogspot.com/2016/11/dc-to-ac-inverter-by-ic-555-circuit.html>
41. ELECTRONOBS «Do it yourself inverter»
WWW.URL:// http://www.electrionoobs.com/eng_circuitos_tut14_2.php
42. Qassim S. Abdullahi, Rahil Joshi «Design of a wireless power transfer system for assisted living applications» // Cambridge University Press «Cambridge core» – 2019. – с.41-56.

43. Yehor Zheliazkov «Circuit design of buck-voltage converter with digital control system» // «Technology audit and production reserves». – 2020. – с.46-50
44. PIC16F877A Microcontroller Introduction and Features // WWW.URL: <https://microcontrollerslab.com/pic16f877a-introduction-features/>
45. PWM using Pic Microcontroller with Examples // WWW.URL: <https://microcontrollerslab.com/pwm-using-pic16f877a-microcontroller/>
46. How to use MOSFET/IGBT DRIVER IR2184S WWW.URL: <https://www.hobbytronics.co.uk/ir2184-mosfet-driver>
47. IR2184 High and Low Side MOSFET Driver WWW.URL: <https://www.hobbytronics.co.uk/ir2184-mosfet-driver>
48. Справочник по электронным компонентам IR2184, IR21844 «Драйвер ключей нижнего и верхнего уровней» WWW.URL:// http://www.gaw.ru/html.cgi/txt/ic/IR/control/drivers2/2/IR2184_844.htm// Назва з домашньої сторінки Інтернету.
49. Buck converter using pic microcontroller and IR2110 // WWW.URL: <https://microcontrollerslab.com/buck-converter-using-pic-microcontroller-ir2110/>
50. Ямненко Ю.С., Желязков Є.О. // XII міжнародна науково-практична конференція «Математичне та імітаційне моделювання систем» // «Дискретні спектральні перетворення Уолша та Адамара та їх застосування для систем розширення спектру». – 2017. – С.420-424.

Додаток А. СТРУКТУРНА СХЕМА БЕЗПРОВІДНОГО ЗАРЯДНОГО ПРИБОРУ ДЛЯ МЕДИЧНИХ ЗАСТОСУВАНЬ



Додаток Б. ЕЛЕКТРИЧНА ПРИНЦИПОВА СХЕМА БЕЗПРОВІДНОГО ЗАРЯДНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ МЕДИЧНИХ ЗАСТОСУВАНЬ



Abstract

Progress in material engineering and semiconductor technology have made it possible to implement a variety of inventions in electronic systems and devices used in medical, telecommunications and consumer electronics.

Implantable medical devices (IMDs), such as pacemakers, implantable cardiac defibrillators (ICDs), neurostimulators and drug implantation systems, are using embedded miniaturized computer systems in order to perform a variety of health monitoring and therapeutic functions automatically.

There are devices, which are charging with a wire. An enormous, there is a one wire with a plug to the power supply and a corresponding connector for a particular device in the other. Nowadays wireless charging becomes more popular.

Wireless electricity transmission is a method of transmitting electrical energy without using of conductive elements in the electrical circuit.

Wireless charging, also known as wireless power transmission, is a technology that allows a power source to transmit electromagnetic energy to an electrical load through an "air gap" without connecting cords. This technology covers a wide range of applications, from low-power toothbrushes to high-power electric vehicles due to its convenience and user-tested.

The technology of wireless transmission of electricity over the last few years has developed significantly in the field of auto, radio, medical electronics and implantable biomedical devices. To ensure long-term reliability and improve the portability of devices, these devices require efficient and compact physical design - in biomedical devices such as pacemakers, neural stimulators (helps to repair nerves), retinal sensors, microinfusion drug dispensers, hearing aids, etc. others.

In order to ensure long-term reliability and improve the portability of devices, these devices require efficient and compact physical design. Biomedical devices such as pacemakers, neural stimulators, retinal sensors, microinfusion drug dispensers, hearing aids and so on.

Some branches, such as medicine, the technology of wireless battery charging is necessary (emergency devices, etc.).

During the last years electronics manufacturers such as *Intel*, *Samsung*, *NXP*, *Texas_Instruments* and many others have actively undertaken and continue to develop equipment and chips for wireless chargers.

There is a requirement to make the correct choice of material, scheme and method for the design and construction of wireless chargers using advanced technology in order to transfer energy to implantable medical devices.

Then, the objective of this work is the creation of the system in order to increase the efficiency of the energy charging process in wireless charging. Therefore, it is necessary to develop a conception with a high efficient battery charging process in the wireless medical chargers.

In order to realize it, there are the tasks, among them:

- 1) analysis of standards for wireless chargers for further construction, accepting the parameters, that were approved by General Ukrainian standard (ukr. ДСТУ);
- 2) analysis of converters (buck, boost and SEPIC) according to the certain parameters and selection of the most efficient;
- 3) searching of energy efficiency which depends on construction, materials and geometrical parameters of device;
- 4) analysis of existing ways for wireless energy transmission in medicine and possibilities;
- 5) development of electrical circuit and performance of process modeling in wireless chargers for medical applications.

The object of research is the concept of building a wireless charging devices for medical applications and the subject of this study are wireless charging device, electrical and structural schemes of a wireless charger for medical applications.

In order to solve the problems with the master's thesis, there were used fundamental parts of the theory for electric circuits, mathematical and physical modeling for calculations of electromagnetic processes. The results obtained from

the results of analytical calculations were compared with the results of computer modeling and physical experiment. Mathematical modeling of processes in the system for a wireless charger was performed by using Proteus and Ansys Maxwell programs. Computer software from its manufacturers was used to obtain data from digital measuring devices.

The scientific novelty is that analytical models of electromagnetic processes of wireless charger systems are becoming more developed, which are accepting the features with the possibility of more efficient energy transfer for implanted medical devices in the human body. The practical significance of the work is that: a new electrical circuit has been developed for any wireless charger for medical applications that can be charged remotely.

Thesis was performed in the project "wireless chargers" and using the support of the Ministry of Education and Science of Ukraine (DB № 0119U100189 and № 0120U101285).

There are some articles connected with the topic of graduate work. There were represented during the different conferences and included to the different publications. There are conferences «Rowan William Hamilton - a prominent Irish mathematician (August 4, 1805 - September 2, 1865)», «Mathematics at a modern technical university» (in 2016), «The International Conference on Sustainable Information Engineering and Technology (SIET)» (2018 and 2020) and «Twelfth international conference «Math and imitation modelling system»» (in 2017). The topics of those conferences are «Digital pulse oximeter of combined action», «Discrete spectral transformations of Walsh and Hadamard and their application for spectrum expansion systems» and «Improving the performance of wireless chargers for medical applications».

There are also publications in journals «El. engineering and Electromechanics» and «Technology audit and production reserves». The topics of those articles are «Stability of the combined energy storage system based on a supercapacitor and a rechargeable battery» and «Buck-voltage converter with digital control system» (in 2020).