

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

**Факультет електроніки  
Кафедра електронних пристроїв та систем**

До захисту допущено:  
Завідувач кафедри  
\_\_\_\_\_ Євген ВЕРБИЦЬКИЙ  
«11» \_\_\_\_\_ червня \_\_\_\_\_ 2025 р.

**Дипломний проєкт  
на здобуття ступеня бакалавра  
за освітньо-професійною програмою «Електронні компоненти і системи»  
спеціальності 171 «Електроніка»  
на тему: «Джерело живлення для електрохірургії»**

Виконала:  
студентка IV курсу, групи ДС-11  
Уладовська Катерина Антонівна \_\_\_\_\_

Керівник:  
Доц. кафедри ЕПС, доц., к.т.н,  
Бондаренко Олександр Федорович \_\_\_\_\_

Рецензент:  
Проф. кафедри АМЕС, проф., д.т.н,  
Дідковський Віталій Семенович \_\_\_\_\_

Консультант  
з нормоконтролю:  
Доц. кафедри ЕПС, доц., к.т.н,  
Батрак Лариса Миколаївна \_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цьому дипломному проєкті  
немає запозичень з праць інших авторів без  
відповідних посилань. \_\_\_\_\_

Студент \_\_\_\_\_

Київ – 2025 року



**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Факультет електроніки  
Кафедра електронних пристроїв та систем**

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)  
Спеціальність – 171 «Електроніка»  
Освітньо-професійна програма «Електронні компоненти і системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Завідувач кафедри  
Євген ВЕРБИЦЬКИЙ  
« 21 » травня 2025р.

**ЗАВДАННЯ  
на дипломний проєкт студенту  
Уладовській Катерині Антонівні**

1. Тема проєкту «Джерело живлення для електрохірургії».

керівник проєкту Бондаренко Олександр Федорович, Доц. к.т.н.  
Прізвище, ім'я, по-батькові, науковий ступінь, вчене звання

затверджені наказом по університету від « 03 » червня 2025р. №1885-с

2. Термін подання студентом проєкту 11 червня 2025 р.

3. Вихідні дані до проєкту: Забезпечення автономної роботи електрохірургічного апарата з живленням від 12 В АКБ (18 А·год) та підвищенням напруги до 320 В для інвертора, що генерує сигнал 300–500 кГц. Робота при –10...+40 °С, навантаження до 2 А, імпеданс до 160 Ом. Необхідні гальванічна розв'язка, ККД  $\geq 90\%$ , керування UC3845 ( $f = 100$  кГц), захисти від КЗ, перенапруги, перегріву, та стабілізація виходу з пульсаціями  $< 5\%$ .

4. Зміст пояснювальної записки: Аналіз джерел живлення для електрохірургії, обґрунтування схеми, розрахунок і моделювання boost-конвертера та інвертора, проєктування керування та захистів, розробка друкованої плати.

5. Перелік графічного матеріалу: два теоретичних креслення, презентація.

6. Консультанти розділів проєкту

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Розробка та розрахунок схеми	Бондаренко О. Ф. Доц. кафедри ЕПС		

7. Дата видачі завдання 21 травня 2025 р.

#### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Огляд науково-технічної літератури	17.04.25-22.04.25	
2	Написання першого розділу	22.04.25-28.04.25	
3	Написання другого розділу	28.04.25-01.05.25	
4	Написання третього розділу	01.05.25-05.05.25	
5	Оформлення пояснювальної записки	05.05.25-08.05.25	
6	Підготовка та оформлення презентації для доповіді	08.05.25-10.05.25	

Студент

Катерина УЛАДОВСЬКА

Керівник

Олександр БОНДАРЕНКО

## АНОТАЦІЯ

У дипломному проєкті виконано огляд сучасних технічних рішень та схемотехнічних підходів до створення автономних систем живлення для електрохірургічного обладнання. Описано основні топології імпульсних джерел живлення, зокрема підвищувальних (boost) перетворювачів і повномостових інверторів, їх принципи роботи та особливості застосування у медичних пристроях. Запропоновано структурну та принципову схему системи, підбрано елементну базу з урахуванням вимог до електробезпеки, енергоефективності та компактності.

Проведено поетапний розрахунок параметрів ключових елементів, здійснено комп'ютерне моделювання роботи boost-конвертера у середовищі LTspice, що підтвердило правильність вибраних номіналів і забезпечило стабільну роботу схеми при заданих режимах навантаження. Розроблено трасування друкованої плати та створено 3D-модель для оцінки конструктивних рішень та можливості практичного впровадження.

Результати роботи можуть бути використані для створення сучасних медичних автономних джерел живлення, де важлива висока надійність, стабільність параметрів, енергоефективність і безпека експлуатації у складних умовах. Описані підходи актуальні також для іншої потужної електроніки та промислових застосувань.

**Ключові слова:** імпульсне джерело живлення, boost-конвертер, повномостовий інвертор, електрохірургія, LTspice, автономне живлення, друкована плата.

## ANNOTATION

This diploma project presents a review of modern technical solutions and circuit design approaches for the development of autonomous power supply systems for electrosurgical equipment. The main topologies of switched-mode power supplies are described, particularly boost converters and full-bridge inverters, as well as their operating principles and application features in medical devices. The proposed system includes a structural and schematic diagram, with the selection of components carried out according to requirements for electrical safety, energy efficiency, and compactness.

Step-by-step calculations of key element parameters were performed, and computer simulation of the boost converter operation was carried out in the LTspice environment, confirming the correctness of the selected ratings and stable operation of the circuit under specified load conditions. The printed circuit board (PCB) layout was developed, and a 3D model was created to evaluate the design solutions and the possibility of practical implementation.

The results of this work can be used to create modern medical autonomous power supplies where high reliability, parameter stability, energy efficiency, and operational safety in demanding conditions are required. The described approaches are also relevant for other high-power electronics and industrial applications.

**Keywords:** *switched-mode power supply, boost converter, full-bridge inverter, electrosurgery, LTspice, autonomous power, printed circuit board.*

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
1 ОГЛЯД НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ ЛІТЕРАТУРИ .....	10
1.1 Типи електрохірургічних методів та класифікація пристроїв .....	10
1.2 Опис та вимоги систем електрохірургії.....	12
1.2.1 Загальна структура електрохірургічної системи живлення.....	12
1.2.2 Вимоги до електробезпеки.....	13
1.2.3 Акумуляторні системи та вимоги до АКБ.....	14
1.2.4 Інтеграція систем живлення з функціональними модулями.....	15
1.3 Огляд існуючих рішень .....	15
1.3.1 Джерела постійного струму .....	15
1.3.2 Імпульсні джерела живлення (SMPS) .....	21
2 РОЗРОБКА ТА РОЗРАХУНОК СХЕМИ .....	33
2.1 Розробка структурної схеми .....	33
2.2 Розробка схеми електричної принципової .....	34
2.3 Розрахунок та підбір елементів схеми.....	39
2.4 Моделювання роботи схеми .....	48
3 РОЗРОБКА ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ.....	51
ВИСНОВКИ.....	55
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	
ДОДАТОК А	
ДОДАТОК Б	
ДОДАТОК В	

## ВСТУП

У сучасній хірургічній практиці все частіше використовуються високотехнологічні електромедичні пристрої, здатні забезпечити точність та контроль під час оперативного втручання. Особливої популярності набули електрохірургічні апарати, які використовують високочастотний електричний струм для здійснення розрізів тканин або їх коагуляції без значної механічної дії. У контексті воєнного стану коагуляційний пристрій може відігравати важливу роль у медичному забезпеченні на передовій, забезпечуючи швидке зупинення кровотечі та мінімізацію втрат часу при хірургічному втручанні. Однак, ефективна робота цих пристроїв напряму залежить від якості та стабільності їх системи живлення. Саме вона відповідає за формування необхідного режиму струму, забезпечення безпеки пацієнта та точність подачі енергії у зону хірургічного впливу.

Сучасні системи живлення для електрохірургії — це складні багатокомпонентні модулі, що поєднують високочастотні інвертори, ізольовані джерела постійної напруги, трансформатори та елементи захисту. Вони повинні працювати з високою ефективністю, мати мінімальні пульсації та забезпечувати надійну ізоляцію між мережею живлення і тілом пацієнта. Проте, як і в інших сферах електроніки, ці системи мають потенціал до вдосконалення. Особливо актуальними залишаються питання підвищення енергоефективності та зменшення габаритів, а також забезпечення стійкості до електромагнітних завад.

Враховуючи вимоги до безпеки, компактності та стабільності роботи електрохірургічного обладнання, питання розробки сучасних джерел живлення набуває особливого значення. Постійно зростають вимоги до швидкодії, точності стабілізації напруги, мінімізації втрат і впровадження ефективних схем гальванічної розв'язки для ізоляції медичних пристроїв від впливу мережі та інших зовнішніх факторів.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

Метою цієї дипломної роботи є розробка сучасної автономної системи живлення для електрохірургічного апарата на основі імпульсних перетворювачів, що забезпечує надійність, стабільність і безпеку експлуатації у різних умовах. Для досягнення поставленої мети необхідно:

- Провести аналіз сучасних джерел живлення для медичних систем та існуючих схемотехнічних рішень;
- Розробити структурну та принципову схему джерела живлення з урахуванням вимог електробезпеки та енергоефективності;
- Виконати розрахунок основних елементів схеми, підібрати елементну базу;
- Провести комп'ютерне моделювання роботи схеми та виконати трасування друкованої плати;
- Оцінити отримані результати і надати практичні рекомендації щодо впровадження.

Об'єктом дослідження є система живлення електрохірургічного апарата, що поєднує акумуляторне джерело, підвищувальний перетворювач, повномостовий інвертор та вихідний фільтр.

Предметом дослідження є алгоритм керування, структура та параметри елементної бази, що забезпечують стабільну роботу та безпечну експлуатацію автономного електромедичного пристрою.

Практичне значення розробки полягає у можливості застосування результатів у реальних медичних апаратах, де важливі автономність, компактність, енергоефективність та електробезпека. Запропоновані підходи дозволяють підвищити надійність роботи, мінімізувати ризики для пацієнта та спростити обслуговування пристрою в умовах обмежених ресурсів.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

# 1. ОГЛЯД НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

## 1.1 Типи електрохірургічних методів та класифікація пристроїв

Електрохірургія — це медична технологія, що ґрунтується на застосуванні високочастотного електричного струму (300–500 кГц) для розрізання, коагуляції або руйнування біологічних тканин. Існує два основних методи реалізації електрохірургічного впливу: монополярний та біполярний. Ці методи визначають як принцип дії, так і технічну архітектуру відповідного медичного обладнання.

У монополярній електрохірургії високочастотний струм подається до пацієнта через активний електрод (ніж, петля тощо), а повертається через пасивний (нейтральний) електрод, зазвичай у вигляді пластини, прикріпленої до шкіри пацієнта в іншій ділянці тіла. В результаті струм проходить через велику частину тіла, створюючи локальний нагрів у зоні контакту з активним електродом. Це дозволяє реалізовувати різні режими роботи: cut (чистий розріз), coag (коагуляція) та blend (комбінований режим) [1], [2].

Такі генератори можуть формувати напругу до 600 В RMS та працювати з потужністю до 300 Вт і вище. Для підвищення безпеки сучасні монополярні системи оснащені імпедансним моніторингом нейтрального електрода — якщо контакт погіршується або електрод відпадає, система миттєво припиняє генерацію [2].

Біполярна електрохірургія відрізняється тим, що обидва електроди — активний і пасивний — інтегровані в один інструмент, найчастіше у вигляді щипців або пінцета. Струм протікає лише через тканину, що утримується між електродами, не проходячи через усе тіло пацієнта. Це зменшує ризики та забезпечує вищий рівень локалізації дії [1], [5]. Такий підхід особливо

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

ефективний у нейрохірургії, оториноларингології, офтальмології та інших областях, де надзвичайно важливе точне дозування енергії.

На відміну від монополярних систем, біполярні зазвичай не потребують нейтрального електрода і працюють у режимах коагуляції з меншою потужністю (20–150 Вт). Високочастотний струм формується інвертором через імпульсне джерело живлення (SMPS), із забезпеченням гальванічної розв'язки за допомогою високочастотного трансформатора [4].

У зв'язку з потребою забезпечення максимальної гнучкості в хірургічній практиці, широко застосовуються комбіновані електрохірургічні пристрої, що підтримують як монополярні, так і біполярні режими. Такі генератори (наприклад, ERBE VIO 3, Medtronic Valleylab FT10) автоматично розпізнають тип інструмента, регулюють подачу енергії в реальному часі, адаптуються до типу тканини та забезпечують повний спектр режимів (розріз, коагуляція, біполярна коагуляція, мікрокоагуляція тощо) [2], [4].

Кожен з типів пристроїв має свої переваги та обмеження. Монополярні системи забезпечують високу потужність і універсальність, але потребують постійного контролю безпеки. Біполярні прилади забезпечують високу точність і безпечність, проте переважно застосовуються лише для коагуляції. Комбіновані пристрої надають найбільшу функціональну гнучкість, проте вимагають складнішої електроніки та програмного керування [1], [4].

У технічному плані всі електрохірургічні генератори побудовані на базі високочастотного інвертора, керованого ШІМ-сигналом. Живлення формується через імпульсне джерело (SMPS), що перетворює енергію з мережі або акумулятора в стабільну постійну напругу, яка далі інвертується в високочастотний змінний сигнал. Частота генерації коливається в межах 300–500 кГц, а форма сигналу (синусоїда, імпульс, модульований фронт) обирається відповідно до клінічного режиму [4], [3].

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

Таким чином, класифікація електрохірургічного обладнання за методом впливу дозволяє обрати оптимальний тип апарата для конкретного клінічного завдання, з урахуванням необхідного режиму роботи, безпеки пацієнта та глибини проникнення енергії.

## **1.2 Опис та вимоги систем електрохірургії**

Сучасне електрохірургічне обладнання поєднує у собі високотехнологічні джерела енергії, системи керування, елементи безпеки та автономні джерела живлення. Основне завдання таких систем — забезпечити точне, контрольоване і безпечно подання високочастотної енергії до біологічних тканин з метою їх розрізання, коагуляції або абляції [5], [6]. Високі вимоги до надійності та електробезпеки зумовлюють жорсткі технічні стандарти, яким повинні відповідати джерела живлення та акумуляторні модулі в електрохірургічних приладах [7].

### **1.2.1 Загальна структура електрохірургічної системи живлення**

Основу електроживлення електрохірургічного пристрою складає послідовність енергетичних перетворень:

мережеве живлення (220 В змінного струму) або автономна батарея;

імпульсне джерело живлення (SMPS), що формує стабілізовану постійну напругу;

інвертор високої частоти (300–500 кГц), який генерує робочий хірургічний сигнал;

трансформатор високої частоти з гальванічною розв'язкою;

зворотний зв'язок для стабілізації амплітуди, потужності та частоти сигналу залежно від режиму та типу тканин [8].

У склад таких систем також входять:

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

модуль моніторингу імпедансу пацієнта (у монополярному режимі);  
автоматичні системи розпізнавання підключених інструментів;  
контролер режимів (cut, coag, blend);  
система індикації та керування користувачем.

Кожен із перелічених вузлів вимагає окремого живлення, тому система електроживлення повинна забезпечувати декілька стабілізованих рівнів напруги — зокрема, високовольтну шину (наприклад, 300 В для інвертора), середньовольтну (48 В або 24 В) та низьковольтні рівні для цифрових мікросхем (3.3 В, 5 В) [9].

### 1.2.2 Вимоги до електробезпеки

Оскільки електрохірургічні генератори належать до категорії високоризикового електромедичного обладнання, особлива увага приділяється забезпеченню електричної безпеки. Одним із ключових аспектів є забезпечення гальванічної розв'язки між вхідною мережею та вихідним каскадом, який безпосередньо контактує з пацієнтом, що зазвичай реалізується трансформатором із подвійною ізоляцією або оптопарами. Струм витoku суворо обмежується згідно з міжнародним стандартом ІЕС 60601-1: для загального електромедичного обладнання він не повинен перевищувати 500 мкА, а для пристроїв з прямим серцево-судинним контактом — не більше 100 мкА [11]. Захист від перенапруги здійснюється за допомогою варисторів, TVS-діодів або RC-ланцюгів, які поглинають імпульсні перенапруги, що можуть виникати в мережі живлення. Від короткого замикання система захищається як апаратно — завдяки плавким запобіжникам та РТС-резисторам, так і програмно — шляхом моніторингу струму споживання і автоматичного відключення при перевищенні допустимих значень. Температурний контроль здійснюється за допомогою термісторів або цифрових термодатчиків, що запобігають перегріву силових компонентів шляхом відключення навантаження у разі досягнення критичної

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

температури. Окрім цього, відповідно до стандарту IEC 60601-1-2, система має забезпечувати електромагнітну сумісність — тобто не створювати перешкод іншим пристроям та бути стійкою до зовнішніх електромагнітних впливів [10]. Додатково, система індикації повинна виводити повідомлення про аварійні ситуації, зниження напруги, несправності акумулятора або перегрів через LED або LCD-дисплей [7].

### 1.2.3 Акумуляторні системи та вимоги до АКБ

Автономність або резервне живлення електрохірургічних систем часто забезпечується літійовими акумуляторами, такими як Li-ion або LiFePO<sub>4</sub>, що характеризуються високою питомою енергією та стабільною термічною поведінкою [12], [13]. Для забезпечення безпечної експлуатації обов'язковою є наявність системи BMS (Battery Management System), яка здійснює контроль температури осередків і вимикає систему при перевищенні температури понад 60°C, а також постійно моніторить напругу на кожній комірці — в межах 3.0–4.2 В для Li-ion та 2.5–3.6 В для LiFePO<sub>4</sub>. BMS також захищає акумулятор від перезаряду, глибокого розряду та перевантаження, забезпечує балансування комірок у складі акумуляторної збірки. Корпус акумуляторного модуля виконується з дотриманням стандарту UL94-V0, що гарантує його негорючість, також передбачаються вентиляційні канали або запобіжні клапани. Сертифікація батарей за стандартом UN 38.3 є обов'язковою умовою для безпечної експлуатації [14]. Інтерфейс користувача повинен забезпечувати індикацію рівня заряду акумулятора та передбачати наявність аварійного вимикача для ручного відключення живлення у разі виявлення несправностей. Крім того, акумуляторна система повинна витримувати короточасні піки навантаження струму, які виникають під час генерації імпульсів коагуляції або зварювання тканин.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

## **1.2.4 Інтеграція систем живлення з функціональними модулями**

Електроживлення електрохірургічних систем повинно бути тісно інтегроване з іншими функціональними модулями обладнання. Так, інвертор високої частоти отримує живлення через стабілізовану DC-шину, а контролер режимів формує керуючі сигнали для силових ключів. Одночасно система моніторингу забезпечує контроль стану пацієнта за параметрами імпедансу або температури тканин, а індикаторні та комунікаційні модулі передають інформацію через інтерфейси UART, I2C або CAN. Автоматична взаємодія джерела живлення із логікою керування забезпечує оперативний перехід у безпечний режим роботи при виявленні відхилень, зокрема, у разі перевищення температури, падіння напруги, виходу з ладу BMS чи перегріву трансформатора. У складних системах додатково реалізується журналювання аварійних подій із збереженням даних у енергонезалежній пам'яті, що сприяє аналізу та підвищенню надійності експлуатації [6], [10]. Таким чином, ефективність, безпечність і надійність електрохірургічного обладнання безпосередньо залежать від ретельно спроектованої та захищеної системи живлення, що відповідає міжнародним вимогам медичної техніки [7].

## **1.3 Огляд існуючих рішень**

### **1.3.1 Джерела постійного струму**

У портативному хірургічному обладнанні, де автономність, компактність та стабільність живлення є критичними параметрами, важливе місце займають літій-іонні акумулятори. Вони забезпечують високу питому енергію, стабільну вихідну напругу та тривалий термін служби при відносно малих габаритах. У порівнянні з іншими типами батарей, такими як нікель-кадмієві або свинцево-кислотні, технологія літій-іонних комірок дозволяє реалізувати легкі, компактні та ефективні джерела живлення, що особливо важливо у медичному середовищі.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		



Захист реалізується через керування зарядним і розрядним MOSFET-транзисторами, які відкривають або замикають ланцюг у залежності від сигналів контролера. Такі контролери можуть бути побудовані на базі мікросхем серій BQ769x0 або BQ40z50 виробництва Texas Instruments, які забезпечують високу точність моніторингу параметрів батареї та підтримують цифрові інтерфейси обміну даними (I<sup>2</sup>C, SMBus, CAN). Крім того, у медичному застосуванні критичною є функція аварійного вимикання, яка реалізується апаратно — окремою лінією або вбудованим реле. Температурний контроль обов'язковий, оскільки при перегріві понад 60 °C більшість контролерів припиняє заряд, а при ще вищих температурах — повністю відключає систему. Особливу проблему у багатосекційних акумуляторних батареях становить нерівномірне зарядження елементів, яке з часом призводить до розбалансування напруг. Для усунення цього ефекту в BMS впроваджується балансування елементів, яке може бути пасивним або активним. У найпростішому випадку — пасивному балансуванні — надлишкова енергія в комірках з вищою напругою розсіюється через резистори, керовані мікросхемою BMS. Це дешевий, але енерговитратний підхід. Активне балансування натомість дозволяє перерозподіляти енергію між осередками, підвищуючи загальний ККД батареї, однак вимагає складнішої схеми та вищої вартості [19].

Батареї, які використовуються в медичному обладнанні, також повинні відповідати низці стандартів, зокрема UN 38.3 щодо безпечності під час транспортування [20], ІЕС 62133 — для вторинних елементів живлення в портативній апаратурі [21], та UL 1642, що встановлює вимоги до пожежо- та вибухобезпеки [22].

Найнадійнішими з точки зору термостабільності та стійкості до короткого замикання вважаються акумулятори на базі літій-залізо-фосфату (LiFePO<sub>4</sub>), які, хоча й поступаються класичним Li-ion за питомою ємністю, однак мають суттєво вищу безпечність і стабільність в умовах тривалої роботи. У результаті,

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		



Зарядний пристрій для літій-іонних акумуляторів є складним електронним комплексом, який забезпечує безпечний та ефективний процес поповнення енергії. Основна структура такого пристрою включає кілька функціональних блоків. Вхідний модуль живлення приймає енергію з мережі змінного струму або автономного джерела і забезпечує стабілізацію вхідної напруги і струму. Перетворювач напруги (DC-DC конвертер) формує необхідний стабілізований вихідний струм і напругу, адаптовані під конкретний тип і стан акумулятора. Контролер заряду реалізує алгоритми керування процесом заряджання і регулює параметри зарядного струму і напруги відповідно до фази заряджання і параметрів батареї. Система захисту включає обмеження по струму, напрузі, температурі та моніторинг стану батареї для запобігання аварійним ситуаціям. Балансувальний модуль призначений для вирівнювання напруг між окремими елементами батарейної збірки для збільшення ресурсу і безпеки. Інтерфейс користувача надає інформацію про стан зарядки за допомогою індикаторів LED або LCD дисплеїв та дозволяє задавати параметри заряджання.

Зарядний модуль функціонує на основі багатофазного контролю параметрів заряджання, які відповідають стану акумулятора на кожному етапі.

фаза постійного струму (CC — Constant Current)

На початку заряджання зарядний модуль підтримує постійний струм, що дорівнює рекомендованому значенню виробника батареї. У цей час напруга на акумуляторі поступово зростає.

фаза постійної напруги (CV — Constant Voltage)

Коли напруга досягає максимально допустимого рівня (зазвичай 4.2 В на елемент для Li-ion), модуль переходить у режим підтримки напруги на цьому рівні. Струм у цей момент поступово зменшується.

фаза завершення зарядки.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

Процес закінчується, коли струм падає нижче певного мінімального порогу або через певний час. Зарядний пристрій переходить у режим підтримки або повного відключення.

Принцип роботи зарядного модуля реалізується через керування перетворювачем напруги (наприклад, buck або flyback-конвертером) із застосуванням широтно-імпульсної модуляції (ШИМ). Контролер модуля аналізує параметри акумулятора і автоматично коригує ширину імпульсів для підтримки необхідних значень струму і напруги. Типовим зарядним модулем є buck-перетворювач (понижуючий DC-DC перетворювач), що забезпечує стабільний струм заряду і контрольовану напругу. Наприклад, вхідна напруга  $V_{in}$  може коливатися в межах 12–24 В, а вихідна напруга  $V_{out}$  — до 4.2 В на елемент або до 16.8 В для 4S збірки. Максимальний зарядний струм варіюється від 1 до 5 А, в залежності від ємності акумулятора. Індуктивність  $L$  вибирають у діапазоні 10–47 мкГн залежно від струму і частоти перемикавання, яка зазвичай становить 100–500 кГц (типово 250 кГц). Для зменшення втрат застосовують швидкодіючий або Шотткі-діод  $D1$  [15].

Принцип роботи схеми полягає в тому, що під час увімкнення транзистора  $Q1$  струм протікає від вхідної напруги через індуктивність  $L$  до виходу, заряджаючи акумулятор і накопичуючи енергію в магнітному полі індуктивності. Коли транзистор вимикається, накопичена енергія передається на вихід через діод  $D1$ , підтримуючи безперервний струм навантаження. Регулювання ширини імпульсів дозволяє контролювати середнє значення вихідної напруги та струму. Переваги такої схеми включають високу ефективність 80–95%, компактність завдяки високій частоті перемикавання, гнучкість у керуванні та можливість інтеграції з контролером BMS для захисту.

Управління процесом зарядки полягає не лише в регулюванні струму та напруги, а й у комплексному моніторингу та захисті. Для цього застосовують спеціалізовані мікросхеми або мікроконтролери, які виконують функції

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

моніторингу напруги та струму на кожному елементі батареї, контролю стану заряду і попередження перевищень. Температурний контроль здійснюється за допомогою термодатчиків, які можуть вимикати заряд при перегріванні або відновлювати його після охолодження. Для запобігання нерівномірному зносу застосовується балансування напруг між комірками батареї, яке буває пасивним або активним. Пасивне балансування здійснюється шляхом розсіювання надлишкової енергії через резистори, що керуються BMS, а активне дозволяє перерозподіляти енергію між осередками, підвищуючи ефективність і ресурс акумулятора. Управління також включає обробку аварійних ситуацій, таких як коротке замикання, перезаряд, глибокий розряд, перевищення температури і збої в системі. Крім того, зарядні пристрої можуть мати комунікаційні інтерфейси (UART, I2C, SMBus) для передачі інформації про стан батареї, журнал подій і віддаленого керування процесом зарядки. Ефективне управління є ключовим для безпечної експлуатації літій-іонних акумуляторів, особливо в критичних медичних застосуваннях, таких як електрохірургія. [17]

### 1.3.2 Імпульсні джерела живлення (SMPS)

Імпульсні джерела живлення (ІДЖ), або Switching Mode Power Supplies (SMPS), є сучасною альтернативою лінійним стабілізаторам, особливо у випадках, де необхідні компактні габарити, високий ККД та широкий діапазон робочих напруг [23], [24]. Принцип їх дії базується на високочастотному перемиканні ключових транзисторів, яке дозволяє ефективно керувати передачею енергії до навантаження через трансформатор або індуктивний елемент [25]. Основна ідея полягає в перетворенні вхідної (постійної або змінної) напруги у високочастотний сигнал за допомогою інвертора, подальшому передаванні енергії через трансформатор високої частоти та випрямленні вихідного сигналу з регулюванням за допомогою зворотного зв'язку. Це дозволяє забезпечити стабільну вихідну напругу навіть при значних коливаннях

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		



універсальність із широким діапазоном вхідних напруг (85–265 В змінного струму), а також наявність гальванічної розв'язки, що важливо для медичних систем [6]. Разом із тим, існують і недоліки: генерація високочастотних перешкод (ЕМІ), які потребують додаткових фільтраційних засобів, а також складність проектування, що вимагає глибоких знань схемотехніки високочастотних режимів [28].

В електрохірургії SMPS займають особливо важливе місце. Електрохірургічні системи вимагають джерел живлення, здатних забезпечити високу вихідну потужність (до сотень ват), стабільність сигналу, гальванічну розв'язку та роботу з високочастотними імпульсами. Саме тому у таких пристроях практично безальтернативним рішенням є використання імпульсних джерел живлення [29].

Однією з основних вимог до джерела живлення в електрохірургії є здатність генерувати високочастотні змінні сигнали (типово в діапазоні 300–500 кГц), які використовуються для термічного впливу на біологічні тканини [30]. Для цього SMPS виконує перетворення вхідної напруги у стабілізований високочастотний сигнал необхідної амплітуди та форми, що подається на вихідний електрод інструмента.

Сучасні апарати електрохірургії, зокрема серії Надія-4, Valleylab Force FX, ERBE VIO, застосовують складні архітектури живлення з кількома ступенями перетворення: вхідний фільтр та випрямляч, попередній DC-DC перетворювач (підвищувальний або двотактний), високочастотний інвертор (push-pull, full-bridge або half-bridge), контрольоване навантаження з режимами різання, коагуляції тощо, а також зворотний зв'язок для регулювання енергії залежно від імпедансу тканин [31], [32].

SMPS дозволяє реалізувати керовані режими роботи, наприклад, режими pure cut, blend, spray coag, де формується сигнал заданої частоти, тривалості імпульсів та пауз між ними. Регулювання параметрів у реальному часі дає змогу

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

адаптувати вплив на тканини залежно від їх опору, що змінюється у процесі операції, забезпечуючи точність і безпечність процедури [33].

Основні переваги SMPS для електрохірургії включають високу щільність потужності (до 300 Вт при об'ємах блоку менше 0.5 л), гальванічну розв'язку, можливість програмного керування режимами, швидкий зворотний зв'язок за імпедансом тканин, а також високу ефективність (до 90–95%), що спрощує охолодження [34], [35].

Крім того, імпульсні джерела живлення легко масштабуються і адаптуються до різних форм-факторів, що робить їх придатними як для стаціонарного, так і портативного медичного обладнання.

Наприклад, використання half-bridge LLC резонансного перетворювача дозволяє отримати синусоїдальну форму струму з мінімальними втратами на перемикання — важливо для довготривалих режимів коагуляції. Застосування швидких IGBT чи MOSFET-транзисторів забезпечує роботу на частотах понад 400 кГц, що є оптимальним для хірургічного впливу [36].

Таким чином, SMPS в електрохірургії є не лише джерелом енергії, але й ключовим функціональним модулем, який забезпечує керованість, безпеку та ефективність медичного втручання, що робить їх незамінними в сучасній хірургічній електроніці [37].

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		







Основні переваги DC-DC перетворювачів:

Високий ККД — зазвичай перевищує 90%, що дозволяє зменшити розсіювання тепла та зменшити розміри радіаторів [46].

Компактність — завдяки роботі на високих частотах використовуються менші індуктивності та конденсатори [47].

Швидке регулювання вихідної напруги — дає змогу оперативно реагувати на зміну навантаження або умов роботи [48].

Недоліки:

Генерація електромагнітних завад (ЕМП) — перетворювачі працюють на високих частотах і створюють шуми, які можуть заважати чутливій медичній апаратурі [49].

Необхідність екранування та фільтрації — потребує ретельного проектування РСВ (друкованої плати), вибору відповідних фільтрів та елементів екранування для зниження рівня завад [50].

У складі електрохірургічних апаратів DC-DC перетворювачі виконують важливу роль як допоміжні, так і функціональні компоненти, забезпечуючи стабільне живлення окремих модулів і кероване формування внутрішніх енергетичних рівнів [51]. Завдяки своїй гнучкості та високій ефективності вони застосовуються у декількох ключових напрямках:

Більшість сучасних електрохірургічних апаратів включає в себе цифрові керуючі модулі, побудовані на основі мікроконтролерів або ПЛІС. Ці елементи зазвичай потребують стабільного низьковольтного живлення (3.3 В, 5 В). Оскільки основне живлення пристрою (наприклад, від мережі або акумулятора) може мати значення 12–24 В, використання понижуючих DC-DC перетворювачів (buck) є оптимальним рішенням для живлення цифрових схем [52].

У багатьох електрохірургічних апаратах необхідно мати декілька рівнів напруги: високовольтний канал для генерації коагуляційного сигналу (наприклад, 250–400 В), середньовольтний канал для живлення інвертора

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

(наприклад, 48 В), і низьковольтний — для індикації, датчиків або контролю. Тут ефективно застосовуються boost або buck-boost перетворювачі, які гнучко формують напругу в залежності від умов навантаження [53].

У медичній техніці важливо дотримуватися електричної ізоляції між різними частинами пристрою, особливо між силовим і контрольним блоками. Для цього DC-DC перетворювачі використовуються з гальванічною розв'язкою (на базі трансформатора), що дозволяє жити аналогові сенсори або електроніку з окремого ізольованого джерела [54].

Багато сучасних електрохірургічних систем мають функцію зворотного зв'язку, яка відстежує стан тканин пацієнта в режимі реального часу через зміну електричного опору. Це вимагає точного та стабільного живлення високочутливих схем вимірювання — ще одна сфера, де активно застосовуються DC-DC перетворювачі з низьким рівнем пульсацій [55].

У випадках роботи з мобільними або портативними електрохірургічними пристроями (особливо в польових умовах), DC-DC перетворювачі забезпечують заряджання буферних батарей або суперконденсаторів від основного джерела. Вони також використовуються для плавного перемикавання між зовнішнім і внутрішнім джерелом живлення без порушення роботи пристрою [56].

Оскільки електрохірургічне обладнання працює в режимах високих навантажень, надзвичайно важливо знизити теплові втрати. У порівнянні з лінійними стабілізаторами, DC-DC перетворювачі демонструють набагато кращі показники ефективності (до 95%), що дозволяє зменшити розміри радіаторів, покращити ергономіку пристрою та продовжити термін його служби [57].

У приладі «Надія-4», який використовується для монополярної та біполярної коагуляції, DC-DC перетворювачі забезпечують пониження напруги для мікроконтролерів і дисплеїв, заряджання накопичувального конденсатора, з якого подається енергія до інвертора та створення живлення  $\pm 15$  В для аналогових підсилювачів та сенсорів імпедансу [58].

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

Ще одним з основних блоків ІДЖ є інвертори — це електронні пристрої, призначені для перетворення постійної напруги (DC) у змінну напругу (AC) [56]. У контексті імпульсних джерел живлення, особливо для електрохірургічного обладнання, інвертори виконують одну з ключових функцій — формування високочастотного змінного сигналу, необхідного для ефективного хірургічного впливу на тканини [55].

Робота інвертора базується на почерговому відкриванні і закриванні транзисторних ключів (MOSFET або IGBT), керованих ШІМ (широко-імпульсною модуляцією) або резонансними схемами [57]. У результаті формується змінна напруга заданої частоти й форми. Цей сигнал, після обробки вихідним фільтром, подається на трансформатор або безпосередньо на електроди [58].

Основні елементи інвертора:

DC-джерело живлення — надходить або з акумулятора, або з попереднього ступеня перетворення (наприклад, DC-DC конвертера чи SMPS) [59].

Транзисторні ключі — основні елементи комутації. Вони визначають частоту та амплітуду вихідного сигналу [60].

Керувальна логіка — як правило, реалізована на основі мікроконтролерів, ПЛІС або спеціалізованих драйверів, що забезпечують точну ШІМ або фазове керування [61].

Вихідний LC-фільтр — згладжує імпульсну форму сигналу для формування синусоїдальної або близької до неї форми, зменшуючи електромагнітні перешкоди [62].

Залежно від топології, інвертори поділяються на однокітні (push-pull), двокітні (full-bridge, half-bridge), резонансні (LLC, ZVS, ZCS) [63].

Інвертор є серцем електрохірургічного апарата, оскільки саме він формує високочастотний змінний струм (200–500 кГц), що подається на робочий

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

електрод [64]. Такий сигнал є необхідним для виконання хірургічних процедур, як-от:

Розрізання тканин (режим «cut») — високочастотний сигнал малої амплітуди і високої стабільності [65].

Коагуляція («coag») — імпульсний режим з високою напругою і ширшою формою імпульсів [66]

Змішані режими («blend») — комбінація вищезазначених для досягнення одночасного ефекту розрізу і запаювання судин [67].

У типових схемах електрохірургічних інверторів, таких як у приладах ERBE, Valleylab, Надія-4, інвертор працює в поєднанні з трансформатором високої частоти, який забезпечує гальванічну розв'язку між пацієнтом та живленням, підвищує напругу до рівня 300–500 В, що необхідна для ефективного впливу на біологічні тканини, сприяє узгодженню вихідного імпедансу системи з електричним опором тканин [68].

Інвертори в електрохірургії також повинні мати швидкодіючий зворотний зв'язок з системою моніторингу імпедансу. Це дозволяє адаптивно змінювати параметри сигналу в залежності від стану тканин у реальному часі, що підвищує точність, безпеку та ефективність операцій [69].

Наведемо приклад основних вимог до інверторів для медичних цілей:

- Стабільна частота і форма сигналу, незмінна при коливаннях навантаження [70].
- Низький рівень електромагнітних завад, завдяки резонансному або фазовому перемикачню [70].
- Висока надійність і захист від перевантаження, пробою ключів, перегріву [70].
- Інтеграція з цифровою системою керування для зміни режимів у реальному часі [170].

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

Таким чином, інвертор у складі електрохірургічного джерела живлення є критичним функціональним блоком, що відповідає за генерацію основного робочого сигналу, від якого залежить як якість хірургічного впливу, так і безпека пацієнта. Його правильне проектування та адаптація до конкретних режимів є ключовим фактором ефективної роботи всієї системи [70].

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

## 2. РОЗРОБКА ТА РОЗРАХУНОК СХЕМИ

### 2.1 Розробка структурної схеми

У даній роботі розроблено сучасну схему джерела живлення, яка включає декілька функціональних блоків для забезпечення якісного живлення електрохірургічного навантаження. Система орієнтована на живлення від акумуляторної збірки з напругою 12–24 вольти, що дозволяє забезпечити мобільність і автономність роботи пристрою.

Блок живлення складається з акумуляторної батареї та системи керування батареєю (BMS). BMS контролює параметри акумуляторів, здійснює балансування осередків, захист від перенапруги, надструмів і перегріву, а також забезпечує безпечну експлуатацію акумулятора.

Первинне згладжування — на цьому етапі використовуються фільтри для придушення імпульсних перешкод та вирівнювання напруги після акумулятора, що створює оптимальні умови для роботи наступних силових каскадів.

Блок керування ШІМ відповідає за формування широтно-імпульсного сигналу, який керує силовими ключами у силовому каскаді. Регулювання ШІМ-сигналу дозволяє ефективно керувати рівнем напруги і струму в силовій частині схеми.

Силовий MOSFET-каскад здійснює перетворення напруги під керуванням ШІМ-сигналу, формуючи напругу для подальшого підвищення. Для вимірювання струму у силовому колі застосовується шунт, що забезпечує захист від перевантаження та дає змогу реалізувати зворотний зв'язок по струму.

Силовий Boost-каскад підвищує напругу до необхідного рівня для живлення інвертора, працює за принципом перетворювача підвищувального типу з використанням високочастотного керування.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		



### 1. Вхідний фільтр (P1, C1, C2)

Вхідний фільтр, що складається з роз'єму живлення P1 та конденсаторів C1 і C2, призначений для згладжування вхідної напруги й фільтрації високочастотних перешкод, які можуть виникати як у джерелі живлення, так і у самій схемі. Зазвичай для C1 і C2 обирають електролітичні чи керамічні конденсатори з номіналом 10–1000 мкФ і напругою, що на 20–30% перевищує робочу.

### 2. Ланцюг попереднього запуску (R1, R2, D3, C2)

R1, R2 і D3 формують ланцюг попереднього запуску контролера: через резистори подається живлення для ініціалізації ШІМ-контролера, діод D3 захищає від зворотної напруги. C2 додатково згладжує пульсації. Типово R1 і R2 — 10–100 кОм, D3 — швидкодіючий діод (наприклад, 1N4148).

### 3. Блок ШІМ-контролера

Центральним вузлом є мікросхема ШІМ-контролера (наприклад, UC3843 або аналог), яка керує ключами. Вона забезпечує:

Генерацію стабільного ШІМ-сигналу із заданою частотою (типово 50–200 кГц).

Захист від перенавантаження через схему контролю струму (Current Sense).

Зворотній зв'язок по напрузі через Voltage Feedback.

Зовнішню компенсацію (Compensation) для оптимізації динамічних характеристик (R5, R6, C3, C6, C7, R10).

Задання частоти генерації (RT/CT, конденсатор C8, резистор R12).

C3, R5, R6, R10, C6, C7 — компоненти компенсації та фільтрації; їх номінали добирають згідно вимог до швидкодії та стійкості.

C8 — тайм-контур (типово 1–10 нФ для частот 50–200 кГц).

C4, D1 — формують схему захисту і блокування запуску при відхиленнях від нормальних умов.

### 4. Силовий каскад (Q1, Q2, Q3, R4, R7, R8)

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

Три потужних MOSFET (Q1, Q2, Q3) перемикаються за сигналом контролера для перетворення енергії.

R4, R7, R8 — резистори затвора, які обмежують піковий струм заряду затвора (типово 10–47 Ом), запобігаючи паразитним коливанням і забезпечуючи швидке перемикання.

#### 5. Діодний ланцюг (D2)

Швидкодіючий випрямний діод (Schottky або UltraFast, наприклад MUR860), який блокує зворотній струм та дозволяє заряд конденсаторів у вихідному фільтрі лише під час відкриття ключа.

#### 6. Дросель L1

Дросель L1 накопичує енергію у магнітному полі під час замкненого стану ключа та віддає її у навантаження під час відкритого. Значення L1 підбирається з урахуванням робочої частоти, струму і напруги (типово 10–100 мкГн для потужних boost-конвертерів).

#### 7. Вихідний фільтр (C5, C9)

Конденсатори C5 і C9 згладжують вихідну напругу, зменшуючи пульсації і забезпечуючи стабільність роботи навантаження. Зазвичай вибирають електролітичні або полімерні конденсатори великої ємності (100–1000 мкФ) із запасом по напрузі не менше 30%.

#### 8. Захист і шунти (R12, R13, R14, R3, R8, R4)

Ці резистори забезпечують функції вимірювання струму (шунти), захисту затворів, фільтрації та компенсації. Їх номінали підбираються відповідно до типу контролера, потужності MOSFET та вимог до точності зворотного зв'язку.

#### 9. Вихідний роз'єм (P3)

Подає стабілізовану підвищену напругу до наступних вузлів чи безпосередньо до навантаження.

Принцип роботи boost-конвертера:

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		





пульсаціями. Це дозволяє отримати якісну синусоїдальну або прямокутну форму напруги, придатну для безпечної дії на навантаження.

#### 5. Діодний міст (CR13, CR19, CR10, CR23) і захист

Діоди (FES8JT) захищають схему від зворотних струмів і високовольтних імпульсів, які можуть виникати при комутації навантаження. Їх завдання — забезпечити надійну роботу всього каскаду навіть за наявності короткочасних перенапруг.

Принцип роботи:

На вхід  $V_{in+}$  і  $V_{in-}$  подається постійна напруга від boost-конвертера.

ШИМ-сигнали від керуючих трансформаторів відкривають та закривають MOSFET по черзі, забезпечуючи поперемінну подачу струму на фільтр (L1, C33, C35).

Вихідний LC-фільтр згладжує сигнал, і на клемі +HVDC (яка є виходом схеми) формується високочастотна напруга для навантаження.

Діодний міст і снаберні ланки гарантують захист від імпульсних перенапруг, зворотних струмів і перевищення робочої частоти.

Типові параметри

Вхідна напруга: 200 вольт постійного струму

Частота роботи: 320–420 кілогерц

Вихідна напруга: задається фільтром та формою ШИМ (наприклад, 120 вольт змінного струму на +HVDC)

Потужність: до 174 ват (або відповідно до розрахунків навантаження)

### 2.3 Розрахунок та підбір елементів схеми

Для початку визначаємо основні параметри джерела живлення. Вхідна напруга становить 24 вольти, вихідна напруга повинна бути 200 вольт, а вихідний струм — 1 ампер. Відповідно, потужність на виході складає 200 ват, а

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

при врахуванні типового коефіцієнта корисної дії (близько 92%) розраховуємо вхідний струм за формулою:

$$I_{in} = \frac{P_{out}}{V_{in} \cdot \eta} = \frac{200}{24 \cdot 0,92} \approx 9,1A.$$

Далі визначаємо коефіцієнт заповнення імпульсу (Duty Cycle) для boost-конвертера, використовуючи співвідношення між вхідною та вихідною напругою:

$$D = 1 - \frac{V_{in} \cdot \eta}{V_{out}} = 1 - \frac{24 \cdot 0,92}{200} \approx 0,89.$$

Наступним кроком розраховуємо необхідну індуктивність дроселя для забезпечення заданих параметрів пульсацій струму. Допустиму амплітуду пульсацій струму через дросель ( $\Delta I_L$ ) обираємо як 30% від середнього вхідного струму:

$$\Delta I_L = 0,3 \cdot I_{in} = 0,3 \cdot 9,1 = 2,7A;$$

$$L = \frac{V_{in} \cdot D}{f_{sw} \cdot \Delta I_L} = \frac{24 \cdot 0,89}{100000 \cdot 2,7} = 79_{\text{мкГн}}.$$

На практиці для зменшення пульсацій та покращення режимів роботи береться дросель більшого номіналу — в схемі використано дросель 100–200 мкГн.

Далі розраховуємо ємності конденсаторів для фільтрації пульсацій на виході конвертера. Щоб обмежити пульсації вихідної напруги до 1% від 200 вольт (тобто до 2 вольт), використовуємо формулу:

$$C_{out} \geq \frac{I_{out} \cdot D}{f_{sw} \cdot \Delta V_{out}} = \frac{1 \cdot 0,89}{100000 \cdot 2} \approx 4,45_{\text{мкФ}}.$$

У схемі встановлено два електролітичні конденсатори по 680 мкФ, що дає великий запас по фільтрації і ще більше зменшує пульсації та підвищує довговічність вузла.

Переходимо до вибору вхідного конденсатора, який забезпечує згладжування вхідної напруги та компенсує провали під час імпульсного

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

навантаження. Для потужного конвертера номінал 3300 мкФ повністю відповідає типовим інженерним рішенням для струмів до 10 ампер.

Важливо правильно підібрати силові ключі схеми — у даному випадку використовуються транзистори IRF640 з допустимою напругою до 200 вольт та струмом до 18 ампер, що з запасом покриває потреби схеми при імпульсних перевантаженнях.

Також слід розрахувати струмові шунти для реалізації захисту та контролю струму. Вибираємо резистори по 0,1 Ом, щоб при максимальному струмі падіння напруги було достатнім для контролера, але не створювало значних втрат потужності:

$$V_{sh} = R_{sh} \cdot I_{out} = 0,1 \cdot 1 = 0,1В.$$

Далі обираємо випрямний діод D2 — у схемі використовується MUR2020CT із максимальною напругою 200 вольт та струмом 20 ампер, що забезпечує швидке перемикання й низькі втрати.

Тепер розраховуємо елементи, які визначають частоту роботи задаючого генератора UC3845. Частота задається ланцюгом із резистора R12 (10 кОм) та конденсатора C4 (10 нФ) за формулою:

$$f_{sw} = \frac{1}{0,693 \cdot R_T \cdot C_T};$$
$$f_{sw} = \frac{1}{0,693 \cdot 10000 \cdot 10 \cdot 10^{-9}} \approx 14,4 кГц.$$

Для отримання частоти 100 кілогерц варто було б взяти менший конденсатор (1 нФ) або менший резистор, однак, у практичних схемах значення можуть бути підбрані для мінімізації перешкод або через обмеження контролера.

Після цього підбираються компоненти частотної компенсації та стабілізації петлі зворотного зв'язку — це резистори R5 (152 кОм), R6 (100 кОм), R10 (4,7 кОм) та конденсатори C6 (470 пФ), C7 (1 нФ), C8 (470 пФ), C3 (100 пФ). Вони забезпечують необхідний фазовий запас та правильну динаміку

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

регулятора. Значення обираються згідно рекомендацій виробника UC3845 і забезпечують стійку роботу пристрою без автоколивань.

Стартовий ланцюг живлення контролера складається з резисторів R1, R2 (по 2,2 кОм), R3 (22 кОм), конденсатора C2 (22 мкФ) та стабілітрона D3 (1SMA4744A, 15 В). Вони забезпечують запуск UC3845 після подачі напруги та обмежують напругу живлення до безпечного рівня. Захист від переполюсовки виконує діод D1 (1N5819W).

Далі наведено поетапний алгоритм процесу розрахунку основних елементів принципової схеми повномостового інвертора.

Визначаємо початкові дані для розрахунку:

$$V_{in} = 200B_{DC};$$

$$V_{out} = 120B_{AC};$$

$$f_{out} = 370кГц;$$

$$P_{out} = 174Вт.$$

Визначаємо необхідний вихідний струм за потужністю і напругою:

$$I_{out} = \frac{P_{out}}{V_{out}} = \frac{174В}{120} = 1.45А.$$

У схемі є вихідний LC-фільтр, представлений елементами L1, C33, C35L1, C33, C35L1, C33, C35. Його роль — забезпечення згладжування та стабілізація напруги.

Обираємо частоту зрізу фільтра  $f_{LC}$  нижче робочої частоти  $f_{out}$ , наприклад,

$$f_{LC} = \frac{f_{out}}{10};$$

$$f_{LC} = \frac{370кГц}{10} = 37кГц.$$

Проведемо розрахунок індуктивності L1:

$$L = \frac{V_{out}}{2\pi f_{LC} I_{out}};$$

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		



нанофарад), що ефективно гасить високочастотні осциляції та захищає ключові елементи схеми.

Вхідний конденсатор розраховується за формулою:

$$C_{in} = \frac{I_{out}}{8f_{out} \Delta V_{in}},$$

де  $\Delta V_{in} = 200V \cdot 0.05 = 10V$  - допустима пульсація (зазвичай до 5%).

$$C_{in} = \frac{1.45A}{8 \cdot 370000 \text{Гц} \cdot 10V} \approx 49 \text{нФ}.$$

Обираємо більший стандартний конденсатор, наприклад С29=1  $\mu\text{F}$

Далі наведено розрахунок трансформатора ТЗТЗТЗ (силового трансформатора схеми full-bridge інвертора):

Обираємо феритовий магнітопровід для роботи на частоті 370 kHz. Типовий матеріал — ферит N87, PC40 або аналог.

Приклад стандартного магнітопроводу: ETD29 (часто використовується у високочастотних схемах імпульсних перетворювачів).

Для високочастотних трансформаторів рекомендовано максимальну індукцію  $B_{max} \leq 0.2 \text{Тл}$  (ферит).

Загальна формула для трансформатора (для Full-bridge схеми):

$$A_e \cdot B_{max} = \frac{V_{in} \cdot D_{max}}{4 \cdot f_{out} \cdot N_p}.$$

Обираємо попередньо кількість витків первинної обмотки  $N_p=20$ .

Розрахуємо необхідну ефективну площу сердечника:

$$A_e = \frac{V_{in} \cdot D_{max}}{4 \cdot f_{out} \cdot N_p \cdot B_{max}};$$

$$A_e = \frac{200 \cdot 0.45}{4 \cdot 370000 \cdot 20 \cdot 0.2} \approx 15.2 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2 = 15.2 \text{ мм}^2.$$

Сердечник ETD29 має ефективну площу 76 мм<sup>2</sup>, отже він чудово підходить з запасом.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

Уточнимо точну кількість витків первинної обмотки за стандартною формулою:

$$N_p = \frac{V_{in} \cdot D_{max}}{4 \cdot f_{out} \cdot B_{max} \cdot A_e}$$

Підставляємо значення ETD29:  $A_e = 76 \text{ мм}^2 = 76 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2$

$$N_p \approx \frac{90}{22.496} \approx 4 \text{ вит.}$$

Отримали первинну обмотку  $N_p = 4 \text{ вит.}$

Далі розрахуємо кількість витків вторинної обмотки  $N_s$ :

Коефіцієнт трансформації визначаємо за потрібною вихідною напругою:

$$N_s = N_p \cdot \frac{V_{out}}{V_{in} \cdot D_{max}};$$

$$N_s = 4 \cdot \frac{120}{200 \cdot 0.45} = 5.33.$$

Округлюємо до найближчого цілого числа:  $N_s = 5 \text{ вит.}$

Отже, первинна обмотка 4 витки, вторинна — 5 витків.

Оцінка густини струму в обмотці:

Первинна обмотка струм:

$$I_{in} = \frac{P_{out}}{V_{in} \cdot \eta};$$

$$I_{in} = \frac{174 \text{ Вт}}{200 \text{ В} \cdot 0.9} = 0.97 \text{ А.}$$

Необхідний переріз дроту первинної обмотки (при  $J = 4 \text{ А} / \text{мм}^2$ ):

$$S = \frac{I_{in}}{J} = \frac{0.97 \text{ А}}{4 \text{ А} / \text{мм}^2} = 0.24 \text{ мм}^2.$$

Вибираємо стандартний дріт діаметром близько 0.6 мм (переріз  $0.28 \text{ мм}^2$ )

Вторинна обмотка струм  $I_{out} = 1.45 \text{ А}$ , переріз:

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

$$S_{\text{sec}} = \frac{1.45}{4} = 0.36 \text{ мм}^2.$$

Обираємо стандартний дрiт 0.8мм, перерiз 0.5мм<sup>2</sup> з запасом.

Вхiднi данi для розрахунку Gate-drive трансформатора:

Частота  $f_{sw} = 370 \text{ кГц}$ ;

Амплiтуда керуючої напруги на вториннiй сторонi  $V_{gate} = 15 \text{ В}$ ;

Струм управлiння затвором MOSFET IRF840 (затворний заряд)

Оцiнюємо пiковий струм затвора MOSFET за часом наростання ( $t_{rise} \approx 50 \text{ нс}$ ):

$$I_{\text{gate-peak}} = \frac{Q_g}{t_{rise}};$$

$$I_{\text{gate-peak}} = \frac{63 \cdot 10^{-9}}{50 \cdot 10^{-9}} = 1.26 \text{ А}.$$

Округлюємо до 1,3 А.

Обираємо невеликий феритовий сердечник, наприклад EPCOS (EFD15, EP10, або тороiдний феритовий сердечник дiаметром 10–12 мм).

Типовий сердечник: EPCOS EFD15:

$$A_e \approx 20.1 \text{ мм}^2.$$

Рекомендована iндукцiя  $B_{\text{max}} \approx 0.1 - 0.15 \text{ Тл}$ .

Беремо безпечну iндукцiю  $B_{\text{max}} = 0.1 \text{ Тл}$ .

Розраховуємо первину обмотку:

Припустимо напруга на первиннiй сторонi трансформатора (вiд драйвера керування):

$$V_{pri} = 15 \text{ В}.$$

Формула кiлькостi виткiв первинної обмотки:

$$N_p = \frac{V_{pri}}{4 \cdot f_{sw} \cdot B_{\text{max}} \cdot A_e};$$

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Пiдпис	Дата		

$$N_p = \frac{15}{4 \cdot 370000 \cdot 0.1 \cdot 20.1 \cdot 10^{-6}} = 5.05.$$

Отже, обираємо  $N_p = 5$  витків.

Розрахунок вторинної обмотки:

Напруга на вторинній обмотці повинна дорівнювати приблизно первинній стороні  $V_{sec} = V_{gate} = 15V$ . Отже, коефіцієнт трансформації приблизно 1:1:

$$N_s = N_p = 5 \text{ вит.}$$

Піковий струм затвора – 1,3 А, середній струм значно нижчий, але нам важливий саме піковий. Обираємо густину струму не більше  $J = 5A / \text{мм}^2$ .

Переріз дроту для обмоток:

$$S = \frac{I_{peak}}{J};$$

$$S = \frac{1.3}{5} = 0.26 \text{ мм}^2.$$

Обираємо дріт з діаметром приблизно 0.6мм, переріз - 0.28мм<sup>2</sup>.

Далі наведено розрахунок індуктивності магнітизації трансформатора:

Індуктивність первинної обмотки визначається формулою [1]:

$$L_m = \frac{\mu_0 \cdot \mu_r \cdot N_p^2 \cdot A_e}{l_e},$$

де:

$\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ Гн} / \text{м}$  – магнітна проникність вакууму;

$\mu_r \approx 2000$  – відносна проникність фериту N87;

$l_e \approx 33.5 \text{ мм} = 33.5 \cdot 10^{-3} \text{ м}$  – середня довжина магнітного шляху EFD15.

Обчислюємо:

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		





Отримані результати підтверджують правильність виконаних розрахунків, оптимальний підбір компонентів та працездатність схеми в обраному режимі. Ця модель може бути використана як основа для апаратної реалізації буст-конвертера у складі джерела живлення електрохірургічного комплексу.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		



(MOSFET, дроселі, конденсатори) розташовані окремо від сигнальних і керуючих ланцюгів (мікросхема UC3845, RC-ланцюги компенсації).

Три великі кола у верхній частині плати відповідають посадковим місцям під електролітичні вихідні конденсатори фільтра (C6, C8, C9). Вони розміщені симетрично для мінімізації паразитної індуктивності й забезпечення коротких шляхів струму між дроселем та навантаженням.

Центральний дросель (L2) розташований у верхній частині для прямого з'єднання з конденсаторами і діодами вихідного випрямлення.

MOSFET Q1, Q2, Q3 (нижня центральна частина) розміщені лінійно й мають окремі площадки для підключення до потужної "землі" та шин живлення, що забезпечує надійне відведення тепла та зручність монтажу.

Мікросхема контролера (U1) та елементи компенсації (RC-ланцюги, фільтри) розміщені праворуч унизу для мінімізації перехресних наводок та чіткої логіки підключення керуючих сигналів.

Всі силові доріжки (особливо від джерела живлення до дроселя і MOSFET, а також до навантаження) виконані максимально короткими й широкими, для зменшення падіння напруги та нагріву під час роботи з великими струмами.

Сигнальні доріжки (до і від UC3845, елементів зворотного зв'язку) розділені від силових, що дозволяє знизити ймовірність впливу завад на роботу контролера.

Всі потенційно нагріваючі елементи мають додаткові контактні майданчики для пайки, а плата має чотири монтажних отвори для надійної фіксації у корпусі.

Вхідний роз'єм P1 (лівий край) для підключення джерела живлення (24 В).

Вихідний роз'єм P3 (правий край) для підключення навантаження або наступного каскаду.

Додаткові роз'єми (центральна нижня частина) для підключення зовнішніх елементів або діагностики.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		



Три великі монтажні місця для електролітичних конденсаторів, які розташовані у верхній частині плати для фільтрації потужності та мінімізації довжини силових доріжок.

Групу потужних MOSFET-транзисторів (Q1, Q2, Q3), що знаходяться в центральній частині плати біля дроселів для покращення тепловідведення та зручності підключення радіаторів.

Контакти для підключення вхідного (P1) та вихідного (P3) живлення, що винесені до країв плати для легшого підключення до зовнішніх проводів або шин.

Сигнальні та допоміжні елементи (мікросхема контролера, RC-ланцюги, стабілітрони, шунти тощо) розміщені компактно, з урахуванням мінімізації паразитних зв'язків і зручності пайки.

Кріпильні отвори по кутах плати, які забезпечують надійне фіксування плати у корпусі пристрою.

3D-візуалізація дозволяє перевірити доступність усіх монтажних отворів, відсутність перекриття елементів, оптимальне розміщення конденсаторів і дроселів. Завдяки цьому можна впевнено перейти до виготовлення фізичної плати, знаючи, що компоновання є оптимальним з точки зору електричних, механічних і теплових характеристик.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

## ВИСНОВКИ

Під час виконання дипломного проєкту було досліджено, змодельовано й розроблено автономну систему живлення для електрохірургічного обладнання на базі імпульсних перетворювачів. У процесі роботи отримано такі результати:

— Проведено аналітичний огляд сучасних топологій імпульсних джерел живлення, зокрема підвищувальних (boost) конвертерів та повномостових інверторів. Визначено їх переваги в контексті підвищення енергоефективності, надійності та компактності медичних систем.

— Розроблено структурну та принципову схему системи живлення, що містить акумуляторний модуль із BMS, вхідний фільтр, ШІМ-контролер, boost-конвертер, силовий повномостовий інвертор із вбудованим LC-фільтром. Підібрано оптимальні елементи з урахуванням їхніх робочих параметрів, електробезпеки та сумісності.

— Проведено покроковий розрахунок усіх ключових компонентів: індуктивностей, фільтруючих конденсаторів, силових транзисторів, діодів, шунтів та снаберних RC-ланцюгів. Обрані номінали підтверджені теоретичними обґрунтуваннями та практичними рекомендаціями виробників елементної бази.

— Виконано комп'ютерне моделювання роботи boost-конвертера у середовищі LTspice. Отримані результати показали відповідність розрахункових і симуляційних значень вихідної напруги, а також стабільність роботи схеми при заданих режимах навантаження.

— Розроблено трасування друкованої плати у EasyEDA, з дотриманням правил розведення силових і сигнальних ланцюгів, оптимізації тепловідведення та зручності монтажу. Виконано 3D-візуалізацію плати для перевірки компонування та попередньої оцінки конструкції.

Запропонована система може ефективно використовуватися у складі автономних електрохірургічних комплексів, а також у інших високовольтних

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

пристроях, що вимагають надійного та стабільного живлення. Реалізований підхід дозволяє забезпечити високу надійність, електричну безпеку та адаптивність системи до різних умов експлуатації.

У подальшому можлива модернізація розробленої системи шляхом впровадження цифрових схем керування для розширення функціоналу моніторингу та захисту, а також застосування більш сучасних силових елементів із зниженими втратами та покращеними динамічними характеристиками.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

[1] Meininger D., et al. Electrosurgery: Technical Aspects and Application in Laparoscopic Surgery. Surgical Endoscopy, 2006.

[2] Valleylab™ Clinical Education. Principles of Electrosurgery. Medtronic, 2020.

[3] IEC 60601-2-2:2021. Medical electrical equipment – Particular requirements for the basic safety and essential performance of high frequency surgical equipment. International Electrotechnical Commission.

[4] Basu S., Mahapatra A. Design of High Frequency Power Supply for Surgical Applications. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2019.

[5] Reichert, B., & Nebelung, W. (2017). Electrosurgery in Medicine. Springer.

[6] Ivorra, A. (2010). Bioimpedance monitoring for surgeons: An overview. Annals of Biomedical Engineering, 38(3), 1188-1203.

[7] IEC 60601-1: Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance.

[8] Lee, F.C. (2011). Power Electronics: Converters, Applications, and Design. Wiley.

[9] Mohan, N., Undeland, T., & Robbins, W. (2003). Power Electronics: Converters, Applications, and Design. Wiley.

[10] IEC 60601-1-2: Electromagnetic compatibility - Requirements and tests.

[11] IEC 60601-1: Leakage Current Requirements for Medical Equipment.

[12] Linden, D., & Reddy, T.B. (2002). Handbook of Batteries. McGraw-Hill.

[13] Nagaura, T., & Tozawa, K. (1990). Lithium ion rechargeable battery. Progress in Batteries & Battery Materials, 9, 209-217.

[14] UN Manual of Tests and Criteria (UN 38.3) – Testing requirements for lithium batteries.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

[15] D. Linden, T.B. Reddy, Handbook of Batteries, 4th Edition, McGraw-Hill, 2011.

[16] N. Omar et al., "Lithium iron phosphate based battery – Assessment of the aging parameters and performance evaluation for EV application", Energy, Vol. 96, 2016, pp. 644–653. DOI: 10.1016/j.energy.2015.12.022

[17] K. Rajashekara, "Battery Management Systems for Electric Vehicle Applications," IEEE Proceedings, 2020. DOI: 10.1109/ACCESS.2020.3002337

[18] Texas Instruments. "BQ769x0 family datasheet," <https://www.ti.com>

[19] F. Baronti et al., "Active balancing of Li-Ion cells: A novel approach," IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2016.

[20] UN Manual of Tests and Criteria, Rev.7, Part III, Subsection 38.3, United Nations, 2019. <https://unece.org>

[21] IEC 62133-2:2017, "Secondary cells and batteries containing alkaline or other non-acid electrolytes – Safety requirements for portable sealed secondary lithium cells, and for batteries made from them."

[22] UL 1642:2020. Standard for Safety for Lithium Batteries. Underwriters Laboratories.

[23] Erickson R., Maksimovic D. Fundamentals of Power Electronics. Springer, 2001.

[24] Pressman A.I. Switching Power Supply Design. McGraw-Hill, 1998.

[25] Mohan N., Undeland T.M., Robbins W.P. Power Electronics: Converters, Applications, and Design. Wiley, 2003.

[26] Williams B. Power Electronics: Devices, Drivers, Applications, and Passive Components. McGraw-Hill, 1992.

[27] Kularatna N. Modern DC-DC Switch Mode Power Converter Circuits. Elsevier, 2011.

[28] Zhang X., et al. High-Efficiency Power Supplies for Medical Electronics. IEEE Transactions on Power Electronics, 2016.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

[29] Lloyd Dixon. Switch-Mode Power Conversion: Basic Theory and Design. Texas Instruments, 2010.

[30] IEC 60601-1. Medical electrical equipment — General requirements for basic safety and essential performance.

[31] IEC 60601-2-2. Particular requirements for the basic safety and essential performance of high frequency surgical equipment.

[32] Valleylab Force FX Service Manual, Medtronic, 2015.

[33] ERBE VIO User Manual, ERBE Elektromedizin GmbH, 2016.

[34] Nadja-4 Surgical System Documentation, Ukraine, 2018.

[35] De Doncker R.W., Divan D.M., Kheraluwala M.H. A three-phase soft-switched high-power-density DC/DC converter for high-power applications. IEEE Trans. on Industry Applications, 1991.

[36] Lazar J.F., Martin D. SMPS Design for Medical Applications. Power Electronics Europe, 2008.

[37] Lee F.C. High-Frequency Power Conversion: The State of the Art. IEEE Trans. on Power Electronics, 1992.

[38] Сучасні дослідження у галузі електрохірургії / Журнал «Медична електроніка», 2020.

[39] Erickson R., Maksimovic D. Fundamentals of Power Electronics. Springer, 2001.

[40] Pressman A.I. Switching Power Supply Design. McGraw-Hill, 1998.

[41] Mohan N., Undeland T.M., Robbins W.P. Power Electronics: Converters, Applications, and Design. Wiley, 2003.

[42] Rashid M.H. Power Electronics Handbook. Academic Press, 2007.

[43] Batarseh I. Power Electronic Circuits. John Wiley & Sons, 2004.

[44] Kularatna N. Modern DC-DC Switch Mode Power Converter Circuits. Elsevier, 2011.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

[45] Williams B. Power Electronics: Devices, Drivers, Applications, and Passive Components. McGraw-Hill, 1992.

[46] Dixon L. Designing DC-DC Converters to Meet EMI Specifications. Texas Instruments Application Note, 2010.

[47] Zhang X., et al. Power Management for Medical Devices. IEEE Transactions on Biomedical Circuits, 2015.

[48] Valleylab Force FX Service Manual, Medtronic, 2015.

[49] ERBE VIO User Manual, ERBE Elektromedizin GmbH, 2016.

[50] IEC 60601-1. Medical electrical equipment — General requirements for safety and performance.

[51] IEC 60601-2-2. Requirements for high-frequency surgical equipment.

[52] Lazar J.F., Martin D. SMPS Design for Medical Applications. Power Electronics Europe, 2008.

[53] Lee F.C. High-Frequency Power Conversion: The State of the Art. IEEE Trans. on Power Electronics, 1992.

[54] Технічна документація на апарат «Надія-4», Україна, 2018.

[55] Rashid, M. H. (2013). Power Electronics: Circuits, Devices and Applications. 4th ed. Pearson Education.

[56] Erickson, R. W., & Maksimovic, D. (2007). Fundamentals of Power Electronics. 2nd ed. Springer.

[57] Mohan, N., Undeland, T. M., & Robbins, W. P. (2003). Power Electronics: Converters, Applications and Design. 3rd ed. Wiley.

[58] Kassakian, J. G., Schlecht, M. F., & Verghese, G. C. (1991). Principles of Power Electronics. Addison-Wesley.

[59] Sen, P. C. (1997). Principles of Electric Machines and Power Electronics. 2nd ed. Wiley.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

[60] Balogh, L. (2001). Design and Application Guide for High Speed MOSFET Gate Drive Circuits. Texas Instruments Application Note.

[61] Texas Instruments. (2019). Understanding Buck Power Stages in Switchmode Power Supplies (Application Report SLVA057).

[62] Pressman, A. I., Billings, K., & Morey, T. (2009). Switching Power Supply Design. 3rd ed. McGraw-Hill.

[63] De Doncker, R. W., & Divan, D. M. (1991). High-frequency resonant DC-DC power conversion. IEEE Transactions on Power Electronics, 6(1), 1-11.

[64] Wu, B. (2006). High-Power Converters and AC Drives. Wiley-IEEE Press.

[65] Steurer, M., & Mai, R. (2014). Design considerations of power inverters for medical devices. Journal of Medical Engineering & Technology, 38(7), 329-335.

[66] IEC 60601-1:2005+A1:2012. Medical electrical equipment – General requirements for basic safety and essential performance.

[67] Тютюнник, С. І., Климов, О. Б. (2017). Електроніка та мікропроцесорна техніка в медицині. Київ: Наукова думка.

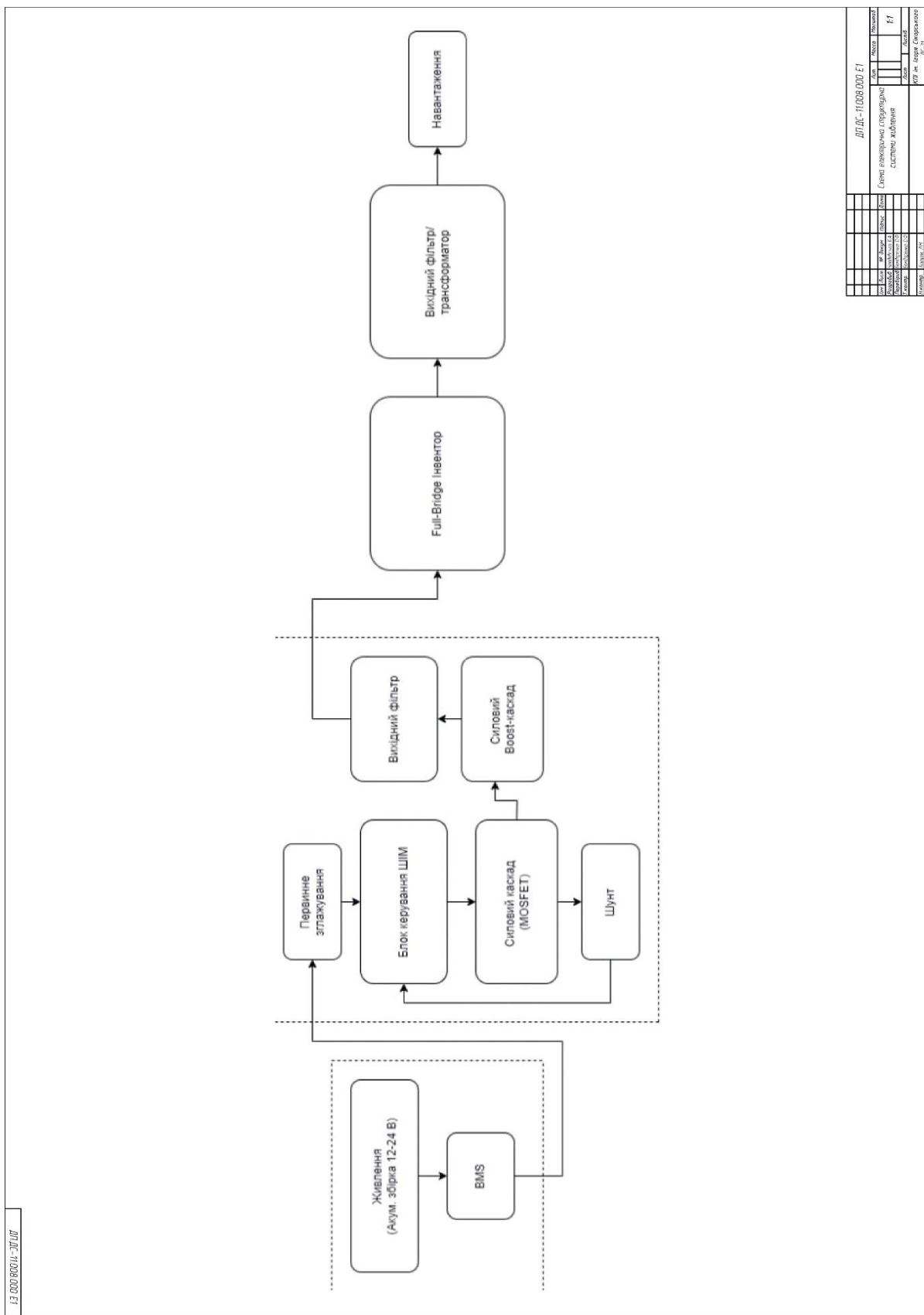
[68] ERBE Elektromedizin GmbH. (2015). Technical Manual for Electrosurgical Units.

[69] Valleylab. (2014). Operating Manual for Force FX Electrosurgical Generator.

[70] ПрАТ «НВО Надія». (2018). Технічний опис та інструкція з експлуатації апарата Надія-4.

					ДП.ДС-11.11.000 ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.		Підпис	Дата		

Схема електрична структурна



ЛЗ 0000-00011-2010E

ЛЗ 0000-00011-2010E		Лист	№	Кількість	Всього
Лист	№	Кількість	Всього	ЛЗ	
Система керування електричною системою живлення					
Відомості про авторів					
Ім'я	П.І.О.	Посада	Підпис	Дата	Лист
М.Степан	М.Степан	ІНЖ.			1
Відомості про затверджувача					
Ім'я	П.І.О.	Посада	Підпис	Дата	Лист
М.Степан	М.Степан	ІНЖ.			1



## SUMMARY

---

Power source for electrosurgery

---

The diploma project of first educational level "Bachelor" by specialty 171 Electronics, specialization Electronic Devices and Equipment Chenchyk Yevhenii. National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute». Faculty of Electronics, Department of Electronic Devices and Systems. Academic group DS-11. - Kyiv: Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, 2025. - 61 p., Ill. 23, tables 3.

This bachelor's thesis presents a comprehensive study and development of an autonomous power supply for electrosurgical equipment, designed to operate from a battery and boost voltage to the level required for generating high-frequency signals (300–500 kHz) in modern medical devices. The main requirements for power systems in electrosurgery are analyzed, with special attention to patient electrical safety, output parameter stability, energy efficiency, and compact design.

The first section reviews scientific and technical literature on switched-mode power supplies (SMPS) for medical devices, highlighting key circuit topologies for providing stable high-voltage supply. The analysis includes types and features of battery cells (Li-ion, LiFePO<sub>4</sub>), battery management systems (BMS), principles of DC-DC converters (buck, boost, buck-boost), methods of galvanic isolation, and issues of electromagnetic compatibility and protection.

In the second section, the structural and schematic diagrams of the autonomous power supply are developed, including a battery module, BMS, boost converter (based on UC3845), full-bridge inverter, and output LC filter. For each functional block, key parameters are calculated: the optimal inductance of chokes, capacitance of filtering capacitors, types and specifications of power transistors, fast-recovery diodes, and snubber circuits. The design takes into account real-life operating conditions and peak

load modes. Special attention is paid to developing protection schemes against short circuits, overvoltage, and overheating, as well as implementing feedback for output voltage stabilization.

The third section focuses on computer simulation of the boost converter in LTspice, analyzing the results and validating the chosen topology under different load conditions. The selected parameters provide stable output voltage, minimal ripple, and high efficiency (over 90%). Based on the developed schematic, PCB routing is performed and a 3D model is created to verify component placement and manufacturability.

In the conclusions, the main results are summarized: the designed power supply system can be effectively used in electrosurgical units and other high-voltage autonomous devices, where reliability, energy efficiency, and safety are critical. The proposed approaches to circuit implementation and component selection can be applied to modernize medical equipment and high-power electronics. Prospects for further research include the introduction of digital control and new-generation energy-efficient components.