

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Модернізований мозковий електростимулятор

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБм-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

	<hr/>	<u>Левенець В.О.</u> (прізвище та ініціали)
Керівник	<hr/>	<u>Яворська Є.Б.</u> (прізвище та ініціали)
Нормоконтроль	<hr/>	<u>Паляниця Ю.Б.</u> (прізвище та ініціали)
Завідувач кафедри	<hr/>	<u>Яворська Є.Б.</u> (прізвище та ініціали)
Рецензент	<hr/>	<u>Чайковський А.В.</u> (прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« »

20__ р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Левенцю Владиславу Олеговичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Модернізований мозковий електростимулятор

Керівник роботи Яворська Євгенія Богданівна, к.т.н., доц.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «02» листопада 2020 року № 4/7-793

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи Вимоги замовника, технічні умови, технічне завдання

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Спеціальна частина

5. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Зелінський І.М., доц. каф. ПВ		
	Стадник І.Я., проф. каф. ОХ		

7. Дата видачі завдання _____

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання		
2	Аналіз завдання		
3	Виконання розділу 1		
4	Виконання розділу 2		
5	Виконання розділу 3		
6	Виконання розділу 4		
7	Виконання розділу 5		
8	Оформлення пояснювальної записки		
9	Оформлення графічного та презентаційного матеріалу		
10	Попередній захист		
11	Захист		

Студент

_____ (підпис)

Левенець В.О.

_____ (прізвище та ініціали)

Керівник роботи

_____ (підпис)

Яворська Є.Б.

_____ (прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Левенець Владислав Олегович. Модернізований мозковий електростимулятор. – Рукопис.

Кваліфікаційна робота магістра за спеціальністю 163 – біомедична інженерія, ТНТУ, Тернопіль, 2020.

У кваліфікаційній роботі магістра проведено аналіз технічного завдання, огляд відомих рішень та вибір напрямку дослідження, побудовано математичну модель приладу для електростимуляції мозку, проведено конструкторський аналіз схемо-технічних рішень та параметричний синтез модернізованого приладу.

Програмними та інструментальними засобами середовища MATLAB Simulink створено віртуальну лабораторну установку для досліджень імпульсного понижуючого регулятора постійної напруги.

Ключові слова: математична модель, електростимуляція, параметричний синтез, MATLAB.

ANNOTATION

Levenets Vladyslav. Upgraded brain pacemaker. - Manuscript.

Master's qualification work in specialty 163 - biomedical engineering, TNTU, Ternopil, 2020.

In the master's qualification work, an analysis of the terms of reference, a review of known solutions and a choice of research directions, a mathematical model of a device for electrical brain stimulation, a design analysis of technical solution schemes and a parametric synthesis of a modernized device were carried out.

The software and instrumentation of the MATLAB Simulink environment has created a virtual laboratory setup for researching a pulsed dc voltage regulator.

Key words: mathematical model, electrical stimulation, parametric synthesis, MATLAB.

ЗМІСТ

ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	9
1.1 Аналіз технічного завдання	9
1.2 Огляд відомих рішень та вибір напрямку дослідження	10
1.3 Висновок до розділу 1	12
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА	13
2.1 Конструкторська частина	13
2.2 Конструкторський аналіз схемо-технічних рішень пристрою	18
2.3 Висновок до розділу 2	44
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА	45
3.1 Віртуальна лабораторна установка та її характеристики	45
3.2 Висновок до розділу 3	47
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	48
4.1 Охорона праці	48
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	49
4.3 Висновок до розділу 4	52
ВИСНОВКИ.....	54
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	55
ДОДАТКИ.....	58

ВСТУП

Актуальність теми. За останні кілька років вчені з'ясували, що електростимуляція (tDCS) справляє позитивний вплив на когнітивні функції людей. Це, наприклад, швидкість реакції, концентрація уваги тощо.

Перенапруження на роботі, постійний потік нової інформації, переключення між різними завданнями і справами – все це змушує наш мозок працювати на межі можливостей, задіюючи одночасно кілька зон кори. Щоб вирішити проблеми з недостатньою ефективністю роботи мозку, було створено пристрій – нейростимулятор, який поетапно впливає на різні зони кори головного мозку, змінюючи і стимулюючи їх.

В основі пристрою покладено технологію транскраніальної електростимуляції tDCS, яка допомагає активувати зони мозку, відповідальні за когнітивні функції (пам'ять, реакцію, увагу, математичні і лінгвістичні здібності). Технологія tDCS змінює збудливість нейронів, збільшуючи їх здатність передавати нервовий імпульс. TDCS рекомендується використовувати регулярно протягом 5-10 днів протягом 10-20 хвилин, що сприяє посиленню контакту між нейронами.

Враховуючи вищесказане тема кваліфікаційної роботи магістра є актуальною.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є модернізація приладу для електростимуляції мозку.

Досягнення цієї мети вимагає розв'язання таких задач:

- провести аналітичний огляд відомих рішень для вибору напряму досліджень;
- розробити математичну модель приладу;
- провести конструкторський аналіз схемо-технічних рішень та параметричний синтез приладу;
- побудувати комп'ютерну модель регулятора з незалежним управлінням.

Об'єкт дослідження: процес модернізації приладу для електростимуляції мозку.

Предмет дослідження: схемотехнічні та конструкторські рішення приладу для електростимуляції мозку.

Методи дослідження побудовано на базі методів системного аналізу та прийняття рішень в медицині, теорії сигналів, математичного моделювання.

Практичне значення одержаних результатів. Модернізований прилад та його застосування уможливить покращення ефективності роботи приладу при терапевтичних застосуваннях, а також високу надійність при експлуатації.

Апробація результатів дослідження. Викладені в кваліфікаційній роботі результати доповідались і обговорювались на III Міжнародній студентській науково-технічній конференції «Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання» (м. Тернопіль, 2020 р).

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1. Аналіз технічного завдання

Вимоги замовника. Необхідність розроблення приладу, який використовується для церебро-васкулярної електростимуляції, приведення в тонус та релаксації людини та діє електричним струмом (пачки імпульсів) з метою порушення або посилення діяльності таргетних тканин, органів і систем і, відповідно, володіє параметрами, регламентованими діючими нормативними документами.

Технічні умови:

Живлення здійснюється від акумуляторної батареї.

Батарея має такі параметри:

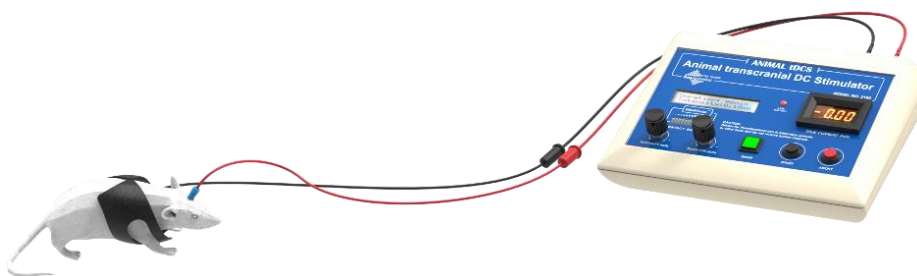
- Номінальна напруга 3,7 В;
- Тип - Li-ION;
- Час авономної роботи – 16-20 год
- Кількість циклів заряду/розряду – більше 300
- Виробник «Keerpower»
- Струм крізь біооб'єкт (піковий) - 1 кМА
- Питомий опір мозкової і нервової тканини – 14,3 Ом*м

Технічне завдання.

Технічне завдання складається на основі технічних умов та вимог замовника, включає в себе етапи побудови приладу для впливу імпульсів постійного струму на тканини, органи та системи людини, вхідні дані для розрахунку параметрів електричної принципової схеми та календарний план виконання проекту, технічне завдання представлено в додатку А.

1.2 Огляд відомих рішень та вибір напряму дослідження

Animal tDCS забезпечує відтворення всіх можливих протоколів транскраніальної електростимуляції, використовуваних в експериментах на лабораторних тваринах. Прилад також може використовуватися для електростимуляції постійним струмом тканинних систем, таких як зрізи головного мозку або культури клітин.



Апарат для транскраніальної електростимуляції забезпечує дозвіл напруги в діапазоні від 10 мкА до 1000 мкА з кроком в 20 мкА, надаючи досліднику неперевершену гнучкість у виборі інтенсивності стимуляції.

Діапазон тривалості стимуляції становить від 5 до 60 хвилин, з кроком в 1 хвилину. Крім запуску стимуляції з панелі управління підтримується запуск по керуючому імпульсу зі стороннього пристрою.

Технічні характеристики

Тип апарату: електростимулятор постійного струму

Число каналів: 1

Максимальна сила ток: $\pm 1\ 000$ мкА

Точність сили струму: 1%

Дозвіл сили струму: 0,01 мА

30 секундні періоди поступового підвищення і поступового зниження інтенсивності імпульсів

Максимальна тривалість сесії: 60 хвилин

Тимчасовий дозвіл: 1 хвилину

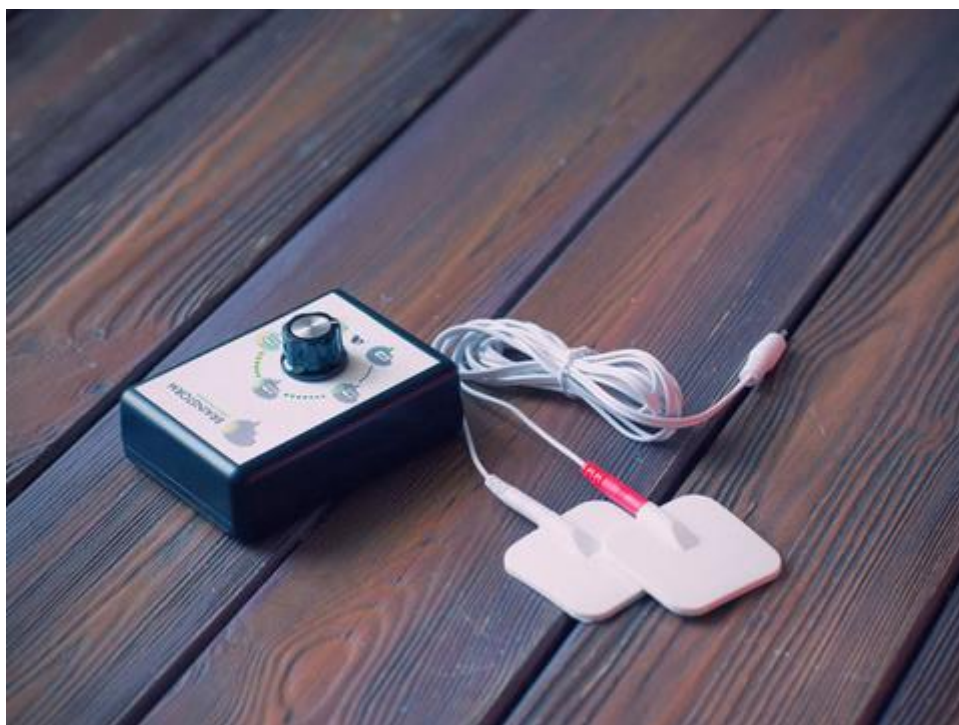
Скасування операції можлива в будь-який момент

Функція TRUEcurrent: незалежний вимірник сили струму, що відображає

дійсне значення струму, що впливає на випробуваного, незалежно від показань приладу.

Функція SMARTscan відображає якість контакту в будь-якій фазі операції: на початку, під час і після електростимуляції.

Нейростимулятор BRAINSTORM. Прилад використовує технологію tDCS – транскраніальну електростимуляцію, що дозволяє покращити цілий ряд найважливіших когнітивних функцій. Найростимуляція активує зони мозку, які відповідають за пам'ять, реакцію, концентрацію уваги, математичні і лінгвістичні здібності.



Основні характеристики:

Вік: 18+

Живлення: тип «Крона» 9 Вольт

Напруга живлення: до 12 Вольт

Розмір: 92 × 66,5 × 41 мм

Вид струму: постійний

Параметри видається струму: 0,6 - 2 мА

Точність видається на електроди величини струму: 0,1 мА

Тривалість 1 сеансу: 10-20 хв

Вище оглянуті аналоги лише частково задовольняють вимоги, які описані у технічному завданні.

1.3 Висновок до розділу 1.

У розділі на основі огляду відомих аналогів та аналізу технічного завдання до кваліфікаційної роботи встановлено підстави для модернізації прилау. Вихідним документом є технічне завдання. Вимоги, які висуваються до конструкції приладу визначаються його областю застосування, умовами експлуатації, типом виробництва. Ці вимоги зведені у технічному завданні на розробку.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1 Конструкторська частина

2.1.1 Розроблення математичної моделі. При електростимуляції використовують імпульсні струми (тривалість імпульсу від 0,5 до 300 м/с та частотою 10-150 Гц. Сила струму: лице – до 5 мА, тіло – до 100 мА. Форма імпульсів при цьому є прямокутною, трикутною чи нейроподібною. Також застосовуються струми середніх частот від 2000 до 5000 Гц, які є модульовані низькими частотами.

Застосовують електростимуляцію поляризовану і неполяризовану при цьому використовую монополярні та біполярні струми. Більшу увагу приділяють біполярній електростимуляції, яка є більш фізіологічною.

До основних ефектів процесу електростимуляції відноситься укріплення м'язевої чи нервової тканини. Паралельно відбувається підсилення кровообігу та обігу лімфи, локальний ліполіз.

Для розрахунку спектру частот змінних у часі сигналів (наприклад, струм чи напруга) використовується Перетворення Фур'є функції $f(t)$ визначається за виразом:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{i\omega t} dt \quad (2.1)$$

Обернене перетворення Фур'є задається виразом:

$$\frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega)e^{i\omega t} d\omega = f(t) \quad (2.2)$$

Воно використовується для отримання частотного спектру не періодичної функції, тобто для представлення сигналу у вигляді суми гармонічних коливань.

Його суть в медичній практиці, зводиться до наступного. Електричні імпульси, які генеруються в електростимуляторі з певною заданою частотою, поширюються в досліджуваному об'єкті у вигляді електричних імпульсів. Якщо об'єкт рухається з певною швидкістю у напрямку до джерела електричних імпульсів, то його поверхня, що відбиває стискається з ультразвуковими імпульсами частіше, ніж при нерухомому положенні об'єкта. В результаті цього частота відбитих коливань перевищує частоту генеруючих електро імпульсів. І навпаки, при русі відбиваючих поверхонь від джерела випромінювання частота відбитих коливань стає меншою випромінюючих імпульсів. Різниця між частотою згенерованих і відбитих імпульсів називається перетворенням Фур'є. Дане перетворення має позитивні значення при русі об'єкта у напрямку до джерела електричних імпульсів і негативні - при русі від нього. Графіки фізики процесу перетворення Фур'є, та зміщення по частоті показані на рисунках 2.1 та 2.2.



Рис. 2.1 – Графік фільтрованого сигналу стимуляції по Фур'є

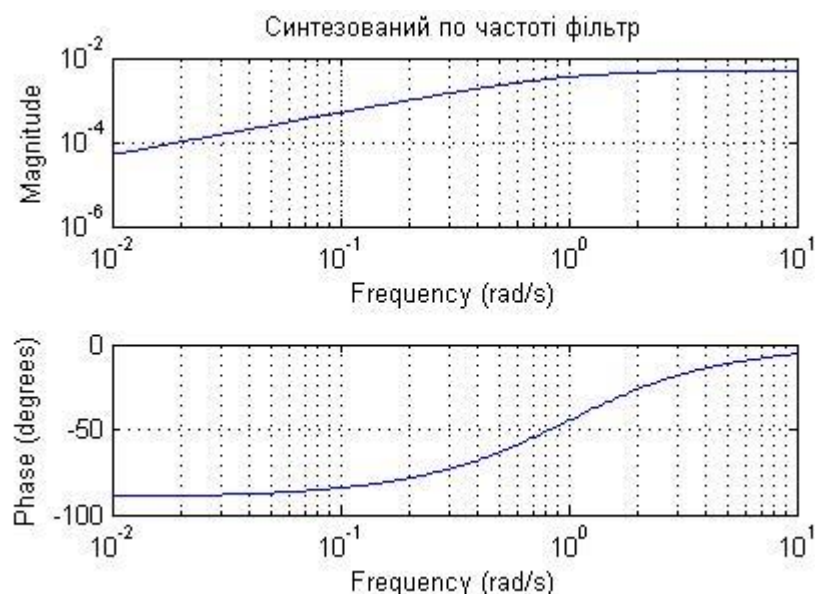


Рис. 2.2 – Графік перетворення Фур'є по частоті

У медицині перетворення Фур'є в основному застосовується для впливу стимулюючих елетроїмпульсів на живий організм.

При визначенні імпеднсу потрібно розглянути вплив електроїмпульсних сигналів на біооб'єкт.

Вивчення змінних струмів має велике значення при розгляді фізіологічних процесів в організмі людини. Змінні струми знайшли велике застосування при лікуванні різних захворювань. На використанні змінних струмів засновані ряд фізіотерапевтичних методів лікування і діагностики.

Змінні струми можуть надавати подразливу дію на тканини організму. Це пов'язано з короткочасним переміщенням іонів під дією змінного електричного поля. Подразнення під час дії змінного струму часто залежить від його частоти. Із зміною частоти, у бік збільшення, ефект подразнення зникає, є виникає теплова дія струму. Цю властивість використовують для прогріву тканин організму людини ВЧ змінними струмами – діатермія.

Опір, який чинить електричне коло, що містить компоненти R, L, C, з'єднані послідовно називаються імпедансом (реографічним) і розраховується при їх послідовному з'єднанні за формулою:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(\omega L - \frac{1}{\omega C}\right)^2} \quad (2.3)$$

Так як у біологічних об'єктах індуктивність незначна ($L = 0$), то формула для розрахунку їх імпедансу набирає вигляду:

$$Z = \sqrt{R^2 + \frac{1}{\omega^2 C^2}} \quad (2.4)$$

Відомо, що активний омичний опір R біологічної тканини майже не залежить від частоти струму, а ємнісний – відчутно зменшиться по мірі зростання частоти, а це, в свою чергу приведе до зростання провідності всієї CR-системи.

Одним із параметрів при розрахунку моделі є знаходження загального периферичного опору мозку.

На загальний периферичний опір судин (ЗПОМ) впливає характер розгалуження мозкових судин і їх довжина, тому зазвичай чим більше маса тіла, тим менше ЗПОМ. Вираз для розрахунку ЗПОМ буде наступним:

$$R_{CM} = \frac{(САД(мм.рт.ст.) - СВД) * 1,332 * 60}{МОК(мл/хв)} \quad (2.5)$$

де СВД - системний венозний тиск (мм рт ст), або:

$$R_{CM} = \frac{(САД(мм.рт.ст.) - СВД) * 80}{МОК(мл/хв)} \quad (2.6)$$

До числа методів оцінки тонузу великих артеріальних стовбурів належить визначення швидкості поширення пульсової хвилі. При цьому виявляється можливим характеризувати пружно-в'язкі властивості стінки судин як переважно м'язового, так і еластичного типів.

Одним із показників потрібно записати середню енергію на ланці керування вихідної величини. Необхідно врахувати напругу вихідної величини сигналу електростимуляції (імпульсної величини), частоту впливу на організм, та врахувати енергію втрати на електродах.

Фазовий зсув на передвихідному блоці φ між струмом і напругою поблизу резонансної частоти лінійно залежить від частоти:

$$\varphi \approx \operatorname{tg} \varphi = \frac{\operatorname{Im} Z}{\operatorname{Re} Z} = 2Q \cdot \left(\frac{\omega}{\omega_0 - 1} \right) \quad (2.7)$$

Визначити середню енергію можна за виразом:

$$E_c = E_{\text{стим}} * \varphi - \left(1 - \frac{\Delta E_{\text{втр}}}{I * 0.75} \right) \quad (2.8)$$

Отже, отримаємо вираз, для визначення математичної моделі електростимулятора шляхом підстановки відповідних виведених рівнянь, що враховують основні процеси:

$$E_e = \frac{\left(\frac{E_c}{Z + R_{cv}} * K \right)}{L_p} * f, \quad (2.9)$$

де K – коефіцієнт трансформації височастотного трансформатора зворотньоходового перетворювача;

L_p – логарифмічний декремент замикання апроксимованої характеристики пропускання ВЧ трансформатора;

f – несуча частота коливань.

Для виконання даного завдання у програмному середовищі Matlab® створимо код, який представимо у Додатку А. Реальна кусково-апроксимована характеристика, знята шляхом експериментальних досліджень даного електростимулятора зображена на рисунку 2.3.

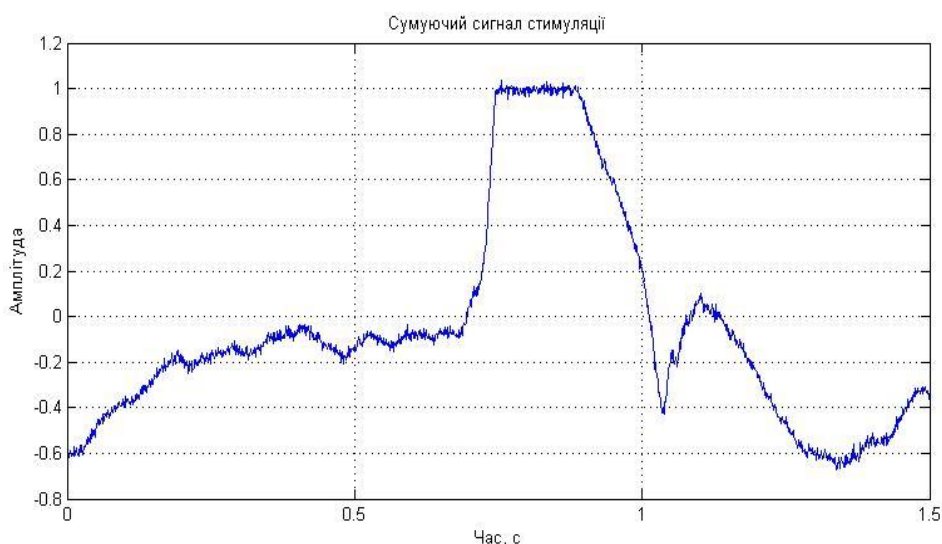


Рис. 2.3 – Графік сумарного сигналу електростимулятора



Рис. 2.4 – Графік вихідного сигналу моделі за перетворенням Фур'є

2.2 Конструкторський аналіз схемо-технічних рішень пристрою

2.2.1 Синтез структури приладу для електростимуляції. Побудова структурної схеми є важливим етапом, оскільки саме після аналізу структури ми будемо будувати вузли приладу та забезпечувати зв'язки між ними, визначити об'єми та вигляд представлених проблем та способи і шляхи їх реалізації, особливості передачі даних між блоками, а також питання узгодженої роботи блоків, засоби і методи досягнення при цьому необхідної швидкості та точності.

Слід зауважити, що на цій стадії формується кінцева структурна блок-схема (див. Додаток Б, графічний результат проектування).

На основі досліджень методів вимірювання і вимог технічного завдання можемо зробити висновок, що основною частиною даного приладу є мікроконтролер ATMEGA8-8SU, яка програмується і працює в якості мікроконтролера контролюючи роботу практично всіх вузлів приладу.

Прилад повинен складатися із акумуляторного блока живлення, стабілізаторів/перетворювачів напруги, мікроконтролера, який здійснює керування схемою та виведення на індикатор цифрових значень.

2.2.2 Синтез функції імпульсної ланки. Теоретичні положення до віртуальної лабораторної роботи з дослідження імпульсного понижуючого регулятора постійної напруги базуються на літературних джерелах. Схема імпульсного понижуючого регулятора постійної напруги показана на рис. 2.5 (а). Розрахункові схеми заміщення регулятора на комутаційних інтервалах представлені на рис. 2.5 (б, в). Протягом періоду несучої частоти (T) послідовно утворюються два комутаційних інтервали.

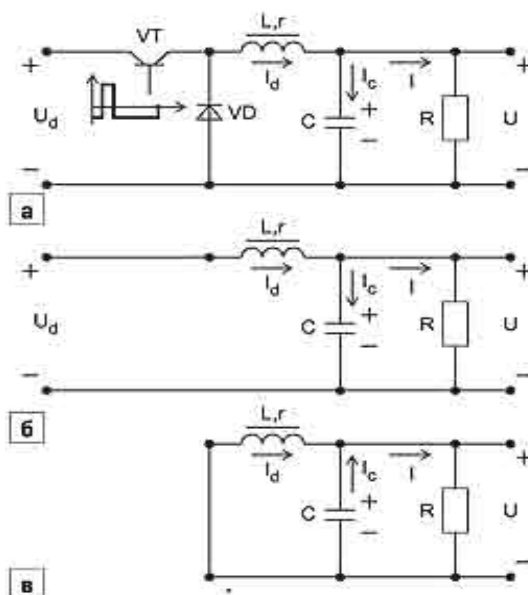


Рис. 2.5 – Схема імпульсного понижуючого регулятора, його розрахункові схеми

На першому інтервалі при включеному транзисторі VT (рис. 2.5, б) джерело постійної напруги U_d підключений до навантаження через накопичувальний дросель L . При цьому енергія, що відбирається від джерела, запасається в дроселі L , в конденсаторі C і витрачається в опорі навантаження R .

При вимкненому транзисторі VT на другому інтервалі (рис. 2.5, в) струм дроселя L через діод VD та струм конденсатора C протікають на вихід перетворювача в R навантаження.

Ідеалізовані електромагнітні процеси в квазі-встановленому режимі показані на рис. 2.6.

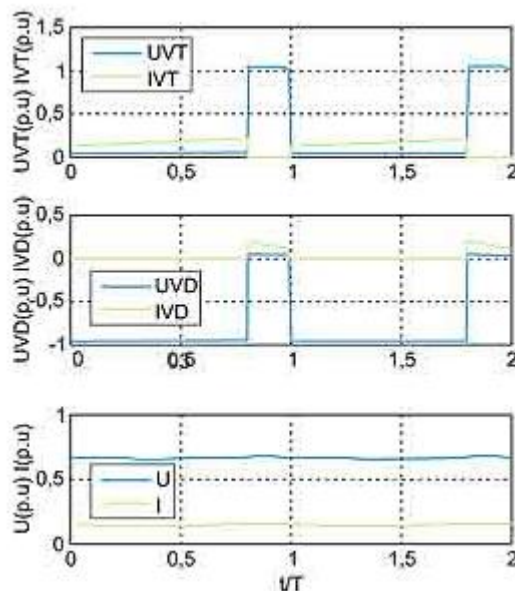


Рис. 2.6 –Електромагнітні процеси в квазі-встановленому режимі

При розрахунку показників перетворювача необхідний розрахунок активного опору обмотки дроселя L , активних опорів діода і транзистора в прямому напрямку. Так як дросель L включається в контур з проводять транзистором VT або діодом VD , то, нехтуючи різницею їх прямих опорів, можна додати їх прямі опори до опору дроселя L . Це сумарний опір в розрахунковій схемі заміщення перетворювача (рис. 2.5, а) позначено через p середня напруга на виході перетворювача (в навантаженні) обчислюється з умови нульово] середньо] напруги на дроселі на періоді несучої частоти.

$$U(p.u) = y(1/1 + B), \quad (2.10)$$

де відносні величини (p.u – per units) визначаються з виразів:

$$U(p.u) = U / U_d y = t_1 / TB = rR \quad (2.11)$$

За (2.12, 2.14) розраховуються регулювальні ($U(p.u) = f(Y); B = const$) характеристики імпульсного понижуючого регулятора постійної напруги. Ці характеристики представлені на рис. 2.7.

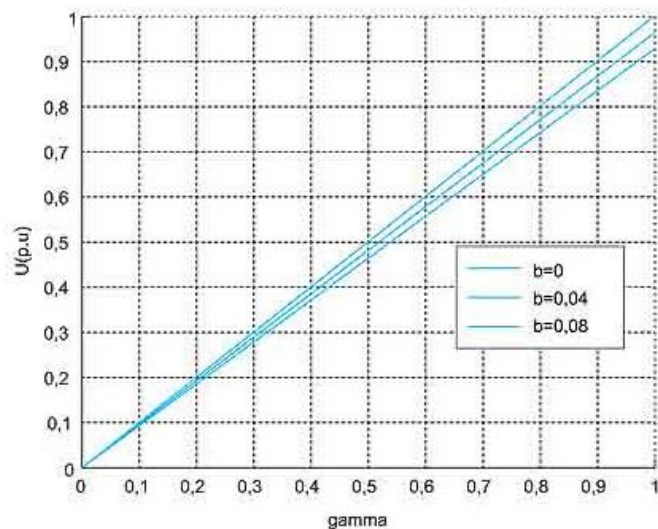


Рис. 2.7 – Регулювальні характеристики імпульсного понижуючого регулятора

Залежність струму живлення від струму навантаження можна отримати з умови балансу потужності:

$$I_d(p.u) = I(p.u) \quad (2.12)$$

Навантажувальні (зовнішні) ($U(p.u) = f(I(p.u)); Y = const$) характеристики понижуючого регулятора постійної напруги розраховуються за виразом:

$$U(p.u) = yI(p.u) \quad (2.13)$$

Енергетичні характеристики, до яких віднесемо потужність в колві живлення, потужність навантаження і ККД регулятора, розраховуються за виразами:

$$U_d(p.u) = I_d(p.u), P(p.u) = U(p.u)I(p.u), \eta = P(p.u) / P_d(p.u) \quad (2.14)$$

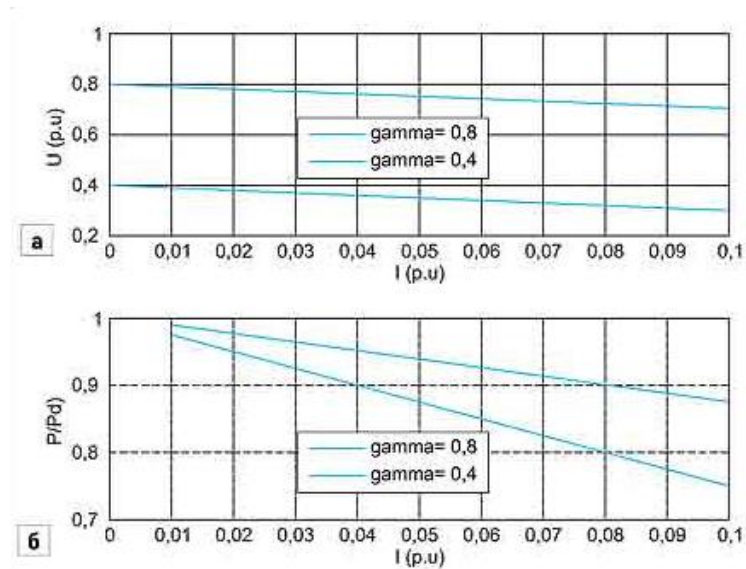


Рис. 2.8 – Графіки навантажувальних і енергетичних характеристик

Основні характеристики імпульсного понижуючого регулятора показують, що при розглянутому управлінні він представляє собою джерело напруги з лінійною регульовальною характеристикою і досить «жорсткою» навантажувальною характеристикою, такий перетворювач можна використовувати як регулятор або стабілізатор напруги.

Залежності ККД перетворювача від струму навантаження для різних γ показані на рис. 2.8, б. Ці залежності, розраховані як відношення потужності в навантаженні до потужності джерела, показують, що для отримання хороших енергетичних властивостей діапазон відносного струму навантаження не повинен перевищувати значення 0,01-0,04.

Розглянутий спосіб управління імпульсним регулятором реалізується шляхом порівняння пилоподібного (несучого) сигналу і вхідного постійного сигналу. Цей спосіб управління тут і надалі називається незалежним від змінних стану схеми.

2.2.3 Параметричний синтез.

Розрахунок похибки оцифрування. При використанні мікроконтролера із вбудованим АЦП точність отриманого оцифрованого сигналу залежить від розрядності блоку оцифрування, а також похибки квантування [1].

Враховуючи коефіцієнт підсилення ОП, максимальне значення вхідної напруги становить $U_{вих.мах} = 2B$. Опорна напруга АЦП становить $3,3B$, оскільки розрядність АЦП 12 біт, то число відліків становить:

$$n = 2^k \quad (2.15)$$

де, k – розрядність АЦП

$$n = 2^{12} = 4096$$

Для $3,3B$ на один біт даних припадає:

$$\Delta U_{вих.} = \frac{U_{оп}}{n} \quad (2.16)$$

де, $U_{оп}$ – опорна напруга мікросхеми;

$\Delta U_{вих.}$ – точність вимірювання вихідного сигналу

$$\Delta U_{вих.} = \frac{3.3}{4096} = 0.8 мВ / біт .$$

Враховуючи, що для цифрової техніки із вбудованим АЦП похибка формування рівна половині молодшого розряду, але оскільки мінімальний розмір інформації становить 1 біт, то приймаємо точність роботи рівну молодшому розряду, тобто $0.8 мВ / біт$ для вхідного сигналу.

Точність відхилення вхідного сигналу враховуємо відповідно до коефіцієнта підсилення ОП:

$$\Delta U_{\text{вх.}} = \frac{\Delta U_{\text{вих}}}{k} \quad (2.17)$$

де $\Delta U_{\text{вх.}}$ – точність вимірювання вхідного сигналу

$$\Delta U_{\text{вх.}} = \frac{0.8 \text{ мВ} / \text{біт}}{42} = 0,19 \text{ мкВ}.$$

Отже, точність вимірювання вхідного сигналу становить $\pm 0,19 \text{ мкВ}$, при максимальному значенні 30 мВ .

Розрахунок функціональної частини мозкового електростимулятора. Однотактний зворотньоходовий перетворювач (ОЗП) напруги є зараз найбільш поширеним. Це зумовлено тим, що в області малої ($0.1 \dots 10 \text{ Вт}$) і середньої ($10 \dots 200 \text{ Вт}$) потужності застосування ОЗП забезпечує оптимальне співвідношення ціна-якість. Функціональну схему ОЗП показано на рисунку 2.9.

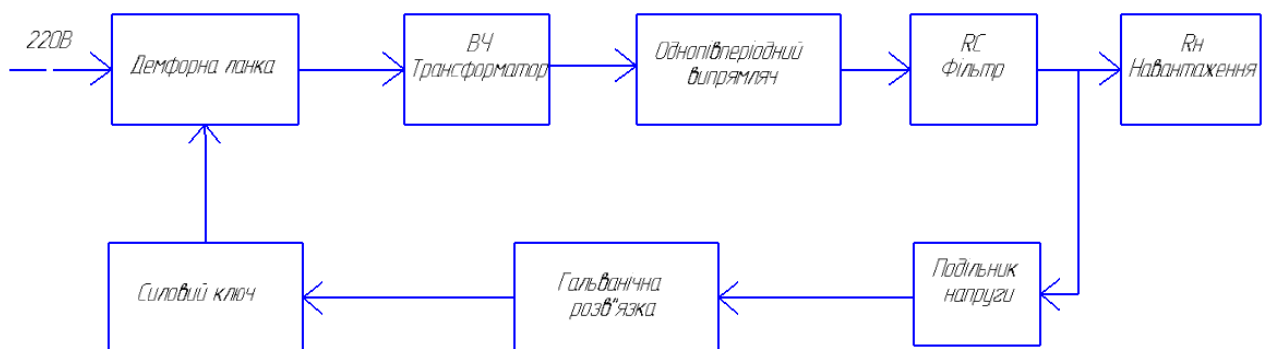


Рис. 2.9 – Функціональна схема ОЗП

Одним із поширених режимів роботи ОЗП є режим розривних струмів. Це означає, що до початку наступного циклу вся енергія з трансформатора передана в навантаження, і наступний цикл починається з нульового струму в трансформаторі.

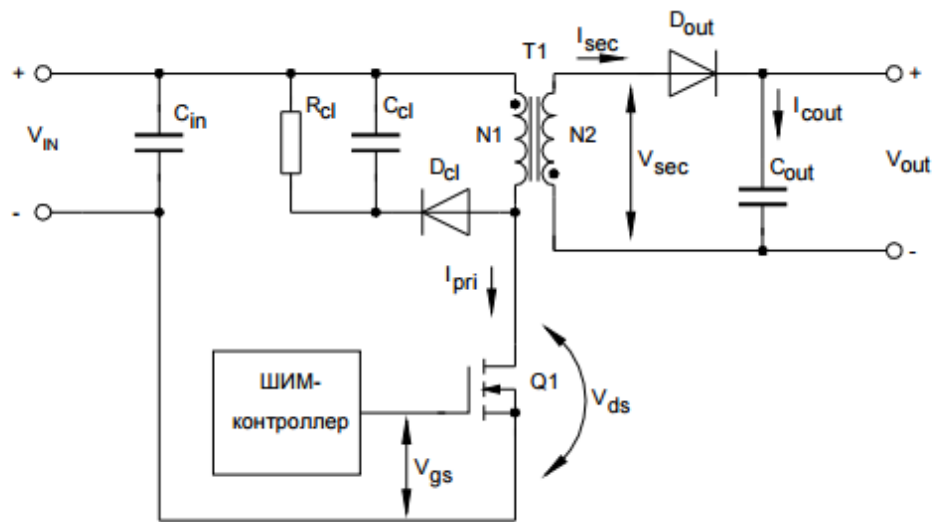


Рис. 2.10 – Силова частина ОЗП.

На рис. 2.10 зображена силова частина ОЗП, а на рис. 2.11 – діаграми основних струмів та напруг.

Для аналізу розіб'ємо робочий цикл на окремі періоди. Нехай схема працює на частоті f , при цьому період буде $T = 1/f$.

Інтервал $(t_0 - t_1)$ – час включеного стану силового ключа $Q1$ (час прямого ходу) позначимо як t_{on} , відповідно робочий цикл (Duty Circle, в Надалі D) буде визначатися як $D = t_{on}/T$.

До моменту t_0 осердя трансформатора повністю розмагнічене, і струм у ньому відсутній. У момент, коли з ШІМ-контролера подається керуючий сигнал, силовий ключ $Q1$ відкривається і струм в трансформаторі починає наростати. В ідеальному випадку, вмикання силового транзистора відбувається при нульовому струмі. В реальних умовах, стається стрибок струму, який пов'язаний із зарядом паразитних ємностей трансформатора, а це, при великих вхідних напругах призводить до великих втрат в ключі та виниканню паразитних ВЧ коливань. Для зменшення цих втрат необхідно сповільнити процес відкривання транзистора, щоб зменшити паразитні струми. Вихідний діод є також закритим, тому немає необхідності в його швидкому перезаряджанні / відновленні. Струм в індуктивності первинної обмотки трансформатора L_{PR1} буде наростати до тих пір, поки ШІМ-контролер не дасть команду на увімкнення силового транзистора. ШІМ-контролер обчислює (виходячи з сигналу неузгодженості зворотного

зв'язку) к-сть запасної енергії необхідної для підтримки постійної потужності в навантаженні плюс втрати в самому джерелі.

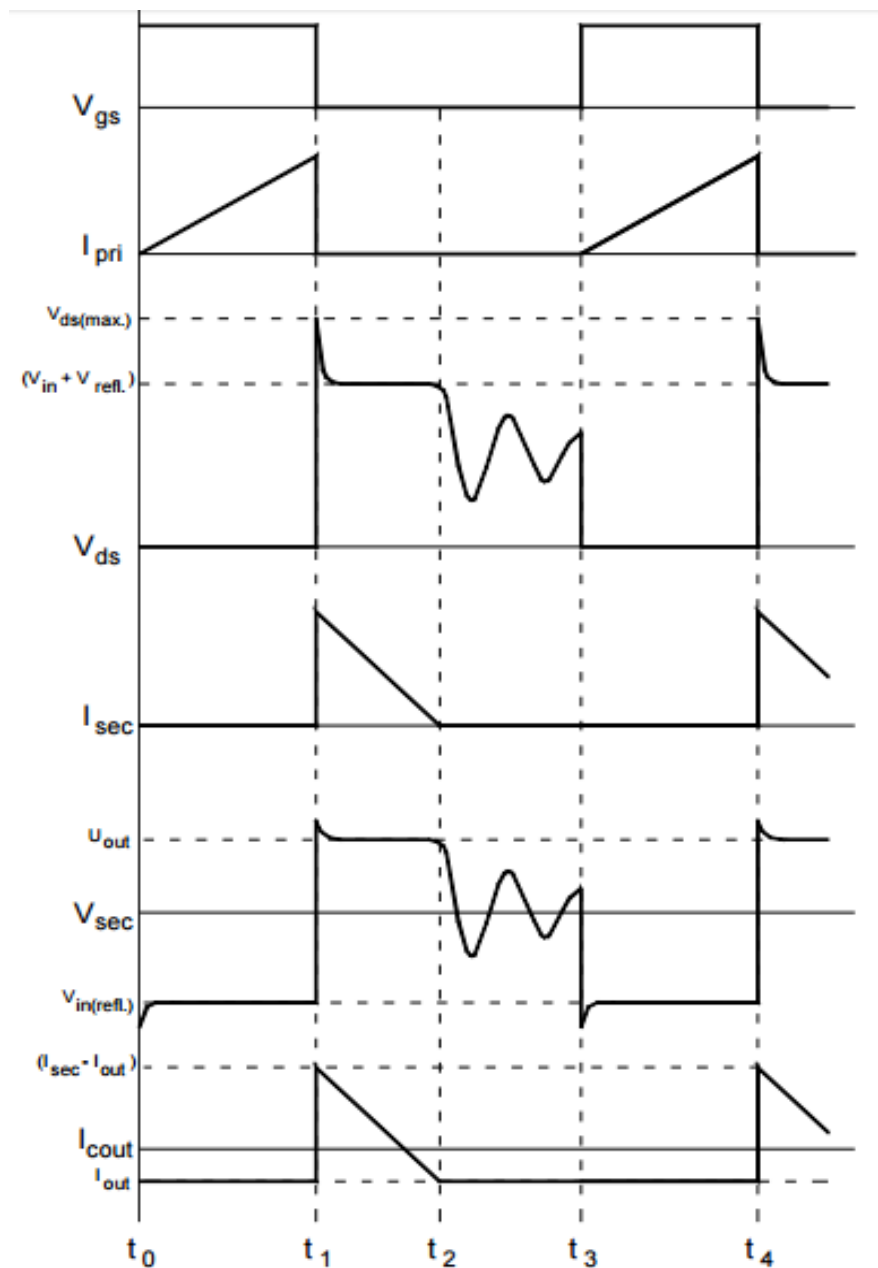


Рис. 2.11 – Діаграми основних струмів і напруг

Якщо, потужність в навантаженні позначити як P_{out} , то за час прямого ходу к-сть запасної енергії:

$$A = \frac{P_{out}}{kf}, \quad (2.18)$$

де k – Коефіцієнт корисної дії (ККД), а f – частота перетворення.

Запасна енергія в індуктивності визначається за виразом: $A = \frac{L_{PR1} I^2}{2}$.

Знайдемо струм наростання в первинній обмотці трансформатора за час прямого ходу:

$$I = \sqrt{\frac{2A}{L_{PR1}}} = \sqrt{\frac{2P_{out}}{nfL_{PR1}}}. \quad (2.19)$$

Далі, для розрахунку трансформатора будемо використовувати співвідношення (2.19) разом із виразом $U = L \frac{dl}{dt}$, щоб визначити необхідну індуктивність первинної обмотки.

Наступним етапом є визначення середньоквадратичного значення струму в первинній обмотці для того, щоб розрахувати в подальшому втрати в силовому ключі та в обмотці трансформатора. Для струму пилоподібної форми це значення визначається виразом:

$$I_{RMS} = I_{PR1} \sqrt{\frac{D}{s}}. \quad (2.20)$$

Відповідно, статичні втрати в силовому ключі будуть:

$$P_{DC} = I_{RMS}^2 R_{DS}, \quad (2.21)$$

де R_{DS} – опір каналу відкритого транзистора.

До вихідного діоду $DOUT$ прикладена трансформована вихідна напруга. Якщо к-сть витків у первинній обмотці становить $N1$, а у вторинній – $N2$, то коефіцієнт трансформації $k = \frac{N1}{N2}$ і зворотня напруга на діоді визначається як:

$$U_{DOUT} = \frac{U_{N1}}{k} + (U_{OUT} + U_D), \quad (2.22)$$

де U_D – пряме падіння напруги на вихідному діоді.

При використанні діодів Шоткі з недостатнім запасом по напрузі в цьому інтервалі можуть виникнути проблеми – при високій напрузі зворотній струм діоду Шоткі досягає одиниць чи навіть десятків *мА*, що разом із високою зворотною напругою створює високу потужність розсіювання, зокрема при підвищених температурах, а це зумовить виникнення втрат, які будуть більше втрат від протікання прямого струму.

На інтервалі $(t_1 - t_2)$ силовий транзистор вимикається, струм в ньому різко спадає від I_{PR1} до нуля, а напруга починає зростати і досягає максимального значення U_{max} . В цей момент відбувається велике виділення енергії спричинене динамічними втратами, оцінювання яких є складним процесом, оскільки враховується вплив багатьох параметрів на його швидкість.

В загальному випадку:

$$P_{SW} = \frac{I_{PR1} \cdot U_{max} \cdot t_{SW} \cdot f}{2} \quad (2.23)$$

І залежить від енергії перемикавання силового транзистора, сумарного опору в колах його затвору, напруги живлення вихідного каскаду драйвера та індуктивності в колі витоку. Первинний струм також починає перезаряджати паразитну ємність трансформатора, тим самим знижуючи швидкість зростання напруги на ключі. Такий ефект призводить до падіння динамічних втрат, а в окремих випадках зводить їх вплив до нуля. Тому вплив динамічних втрат виявляється набагато більш істотним для DC-DC конверторів з їх низькими вхідними напруженнями, великими первинними струмами і високими частотами перетворення, а в мережевих джерелах стають істотними втрати від перезарядження паразитної ємності:

$$P_{SW,CAP} = \frac{C_P \cdot U_{SW}^2 \cdot f}{2} \quad (2.24)$$

У випадку ідеального трансформатора напруга Якби трансформатор був би ідеальним, то напруга $U_{DS\max}$ була б рівною вихідній напрузі помноженій на коефіцієнт трансформації U_{REFL} . Наявність у схемі паразитних елементів, таких як індуктивність розсіювання трансформатора, призводить до значного викиду напруги на розімкненому силовому ключі.

Р о з р а х у н о к О З П . Розрахунок ОЗП проведемо покроково.

1. Визначимо максимальне та мінімальне значення випрямленої напруги:

$$U_{\text{ex.max.}} = \sqrt{2} \cdot U_{\text{жс.max.}} = 226\text{В}, \quad (2.25)$$

де $U_{\text{жс.max.}}$ – максимальне значення напруги живлення;

$$U_{\text{ex.min.}} = \sqrt{2} \cdot U_{\text{жс.min.}} = 83\text{В}, \quad (2.26)$$

2. Вибір випрямляючих діодів ($VD1 - VD4$).

На діодах мережевого випрямляча максимальна зворотня напруга рівна $U_{\text{ex.max.}} = 226\text{В}$. Середній струм діоду:

$$I_{\text{Д.сер.}} = \frac{U_H \cdot I_H}{2 \cdot U_{\text{ex.min.}} \cdot \eta} = \frac{1200 \cdot 0.6}{2 \cdot 83 \cdot 0.9} = 4.8\text{А} \quad (2.27)$$

де U_H – номінальна напруга навантаження, В ;

I_H – номінальний струм навантаження, А ;

η – ККД перетворювача, становить (0.75...0.9).

Для подальших розрахунків приймаємо $\eta = 0.9$.

Вибір діодів здійснюєм так, щоб їх максимальний струм і напруга перевищила розрахункові значення від 2 до 10 разів. Таким чином вибираєм діоди КД203В ($I_{\text{нр.max}} = 10\text{А}$, $U_{\text{зв.max}} = 560\text{В}$).

3. Розрахунок ємності конденсатора С5:

$$C5 = \frac{0.5 \cdot U_H \cdot I_H}{\eta \cdot U_{\text{ex.min}} \cdot f \cdot m \cdot U} = \frac{0.5 \cdot 1200 \cdot 0.6}{0.9 \cdot 83 \cdot 400 \cdot 2 \cdot 30} = 200 \text{ мкФ}, \quad (2.28)$$

де f – частота напруги (400 Гц);

m – число півперіодів випрямленої напруги (для однофазного мостового випрямляча $m = 2$);

U – розкид пульсацій на конденсаторі.

Вибираємо конденсатор К50-71-220 мкФ на напругу 450В

4. Максимальний коефіцієнт заповнення розраховуємо за виразом:

$$\gamma_{\text{max}} = \frac{U_{\text{дон}}}{U_{\text{дон}} + U_{\text{ex.min}} - U_{\text{CI}}} = \frac{80}{80 + 83 - 5} = 0.4 \text{ В}, \quad (2.29)$$

де $U_{\text{дон}}$ – допустиме значення на яке збільшується напруга на транзисторі в закритому стані щодо напруги живлення при передачі енергії в навантаження, В

U_{CI} – падіння напруги на транзисторі, В.

Діапазон зміни напруги $U_{\text{дон}}$ приймаємо в межах (50...150)В. Приймаємо $U_{\text{дон}} = 80 \text{ В}$. Падіння напруги на транзисторі U_{CI} попередньо приймаємо 5В.

2.2.4 Критерії вибору елементної бази.

Вибір акумулятора.

Акумулятор літійевий Li-Ion 18650 Soshine (Panasonic) 3.7V (3400mAh)



Рис. 2.12 – Акумуляторна батарея 18650 Soshine

Основні параметри і характеристики:

- Бренд: Soshine;

- Модель: 18650;
- Габаритні розміри: 70x19мм;
- Вага: 49г;
- Вид: Li-Ion;
- Типорозмір: 18650;
- Ємність: 3400mAh;
- Вихідна напруга: 3.7V;

Вибір конденсаторів.

Конденсатори ЕСАР – алюмінієві електролітичні конденсатори, завдяки електрохімічному принципу роботи, мають такі переваги:

- висока питома ємність, що дозволяє виготовляти конденсатори ємністю понад 1Ф;
- високий максимально допустимий струм пульсації;
- висока надійність.

Серія JRC Low Impedance – конденсатори з радіальними виводами, мають розширені параметри робочого температурного діапазону від -55 °С до + 105 °С і час напрацювання на відмову в 2000 годин.

Особливості:

- високе значення пульсуючого струму;
- висока робоча частота;
- зменшені габарити;
- мають низькі ESR і ESL (low impedance).



Рис. 2.13 – Зовнішній вигляд ЕСАР -10V

Технічні характеристики:

Робоча напруга, В	10
Номінальна ємність, мкФ	2200
Допуск номінальної ємності, %	20
Робоча температура, С -55 ...	105
Тангенс кута втрат, %	0.19
Виводи / корпус	радіал. дрот.
Діаметр корпусу D, мм	13
Довжина корпусу L, мм	20
Вага, г	3.93

Конденсатор К10-17б

Конденсатори К10-17 призначені для роботи в ланцюгах постійного, змінного струмів і в імпульсних режимах.

В схемі позначені як С2-С8 є задаючими (формують тривалість імпульсів скидання і запуску контурів), є подільниками.

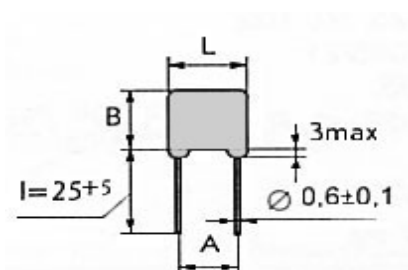


Рис. 2.14 – Конденсатор К10-17

Технічні характеристики

Тип К10-17б

Робоча напруга, В	50
Номінальна ємність	3.9
Одиниця виміру пФ	
Допуск номіналу, %	20
Температурний коефіцієнт ємності	M47
Робоча температура, °С	-60 ... 125
Висновки / корпус	радіал. дрот.

Довжина корпусу L, мм	5.6
Ширина корпусу W, мм	4
Вага, г	0.14

Вибір операційного підсилювача LM358.

Операційні підсилювачі загального призначення, серія LM. Операційні підсилювачі загального призначення від Texas Instruments, мають широке застосування. Ці пристрої забезпечують економічну ефективність у неспеціалізованих додатках і доступні в одинарній, подвійній та чотирьохконфігураційній конфігураціях. Багато пристроїв з сімейства операційних підсилювачів LM мають низьке енергоспоживання.

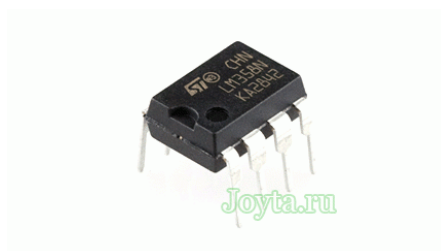


Рис. 2.15 – Вигляд підсилювача LM358

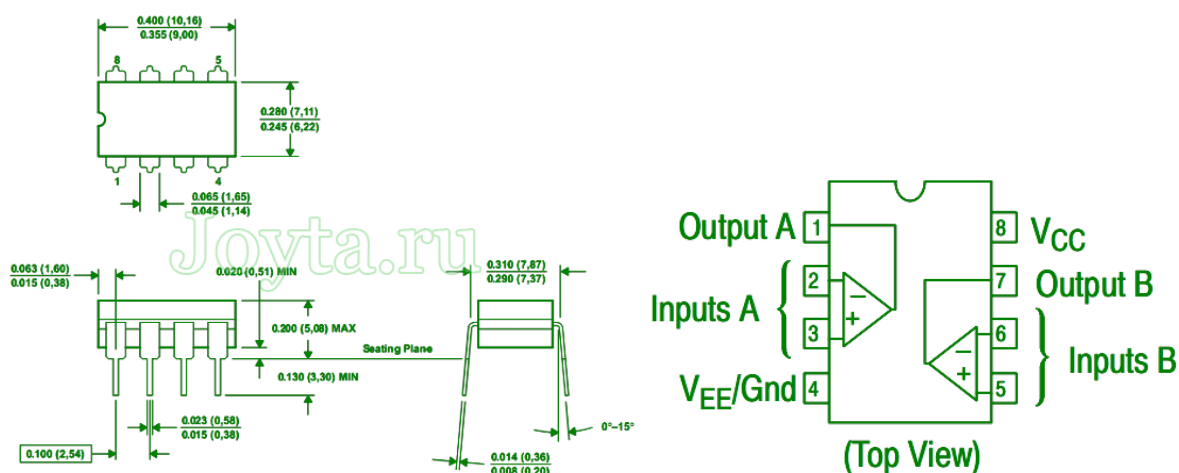


Рис. 2.16 – Габаритні розміри і призначення виводів LM358

Технічні характеристики LM358

Однополярного живлення:	від 3 В до 32 В;
Двополярного живлення:	$\pm 1,5$ до ± 16 В;
Струм споживання:	0,7 мА;
Синфазное вхідна напруга:	3 мВ;
Диференціальне вхідна напруга:	32 В;
Синфазних вхідний струм:	20 нА;
Диференціальний вхідний струм:	2 нА;
Диференціальний коефіцієнт підсилення по напрузі:	100 дБ;
Розмах вихідної напруги:	від 0 В до VCC - 1,5 В;
Коефіцієнт гармонійних спотворень:	0,02%;
Максимальна швидкість наростання вихідного сигналу:	0,6 В / мкс;
Частота одиничного посилення (з температурною компенсацією):	1,0 МГц;
Максимальна розсіює потужність:	830 мВт;
- Діапазон робочих температур:	0 ... 70°C;

Вибір мікроконтролера ATmega8.

Відмінні особливості:

8-розрядний високопродуктивний AVR мікроконтролер з малим споживанням

Прогресивна RISC архітектура

130 високопродуктивних команд, більшість команд виконується за один тактовий цикл

32 8-розрядних робочих регістра загального призначення Повністю статична робота

Вбудований 2-цикловий перемножувач

8 Кбайт внутрішньої програмованої Flash пам'яті (In-System Self-Programmable Flash)

Забезпечено режим одночасного читання / запису (Read-While-Write)

512 байт EEPROM

Забезпечує 100000 циклів стирання / запису

1 Кбайт вбудованої SRAM

Програмована блокування, що забезпечує захист програмних засобів користувача

Вбудована периферія

Два 8-розрядних таймера / лічильника з окремим попередніми дільником,
один з режимом порівняння

Один 16-розрядний таймер / лічильник з окремим попередніми дільником
і режимами захоплення і порівняння

Лічильник реального часу з окремим генератором

Три канали PWM

8-канальний аналого-цифровий перетворювач (в корпусах TQFP і MLF)

6 каналів з 10-розрядної точністю

2 канали з 8-розрядної точністю

6-канальний аналого-цифровий перетворювач (в корпусі PDIP)

4 канали з 10-розрядної точністю

2 канали з 8-розрядної точністю

Байт-орієнтований 2-дротовий послідовний інтерфейс

Програмований послідовний USART

Послідовний інтерфейс SPI (провідний / ведений)

Програмований сторожовий таймер з окремим вбудованим генератором

Вбудований аналоговий компаратор

Спеціальні мікроконтролерні функції:

Скидання по подачі живлення і програмований детектор короткочасного
зниження напруги харчування

Вбудований калібрований RC-генератор

Внутрішні і зовнішні джерела переривань

П'ять режимів зниженого споживання: Idle, Power-save, Power-down,
Standby і зниження шумів ADC

Виводи I / O і корпусу

23 програмовані порти введення / виводу

28-вивідний корпус PDIP, 32-вивідний корпус TQFP і 32-вивідний корпус

MLF

робочі напруги – 2,7 - 5,5 В (ATmega8L), 4,5 - 5,5 В (ATmega8)

робоча частота – 0 - 8 МГц (ATmega8L), 0 - 16 МГц (ATmega8)

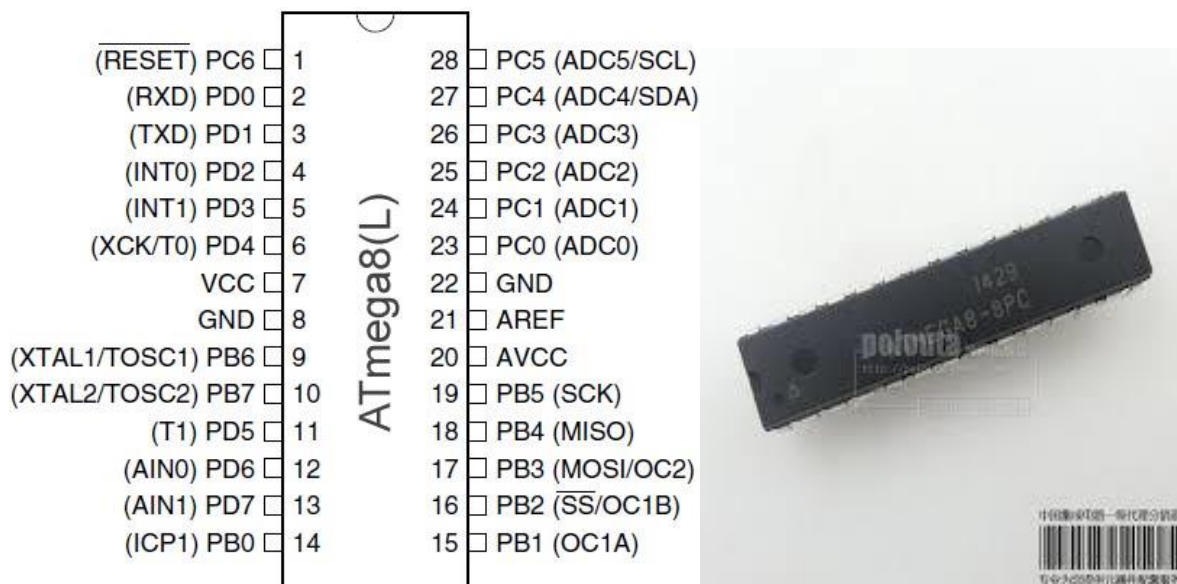


Рис. 2.17 –Мікроконтролер

Вибір індикатора TDSR5150H

В якості засобу відображення інформації використано семисегментний індикатор TDSR5150H.



Рис. 2.18 – Зовнішній вигляд індикатора TDSR5150H

Технічні характеристики

- Додатковий символ.....точка;
- МатеріалGaAlAs;
- Колір свічення червоний;
- При струмі Iпр., МА 10 ;
- Кількість сегментів 7;
- Кількість розрядів 1 ;
- Схема включення. Спільний катод;
- Висота знаку, мм 14.22 ;

-Максимальна пряма напруга, В	2.5 ;
-Максимальна зворотня напруга, В	5;
-Максимальний прямий струм, мА	30 ;
-Робоча температура,	40 ... +85 °С.

Вибір катушки індуктивності RLB0914-101KL

Опис:

Радіальні вивідні індуктивності

Діапазон робочих температур

-20 ° С ... +80 ° С.

Зростання температури в процесі експлуатації, не більше 20 ° С.

Діапазон індуктивностей

1 - 82000 мкГ



Рис. 2.19 – Катушка індуктивності RLB0914-101KL

Технічні характеристики:

серія	rlb
Номінальна індуктивність, мкГн	100
Допуск номінальної індуктивності, %	10
Максимальний постійний струм, мА	тисячі
Активний опір, Ом	0.28
Добротність, Q	30
Робоча температура, °С	-20 ... 80
Спосіб монтажу	в отвір
Довжина корпусу, мм	12.5
Діаметр (ширина) корпусу, мм	9
Особливості для високоточних кіл	

Вибір резистора С2-29в

Із великого ряду резисторів було вибрано резистори С2-29в з потужністю 0.125 Вт, тому, що вони за своїми параметрами (потужність розсіювання, габаритні розміри, напрацювання на відмову, робочій температурі) підходять найкраще, вони є найбільш поширеними і дешевшими в порівнянні з аналогами.



Рис. 2.20 – Зовнішній вигляд резистора типу С2-29в

Основні параметри:

-Номінальна потужність, Вт.....	0,125;
-Діапазон номінальних опорів, Ом.....	1...10·10 ⁶ ;
-Допустиме відхилення опору, %.....	±1;
-Максимальна робоча напруга, В.....	250;
-Діапазон робочих температур, °С.....	-50.....+125.

Вибір перемикачів – MRS-101, R13-527BL

Призначення перемикача MRS-101 «ВІ Electronics» для викання/вимикання приладу (максимальний струм 6 А, напруга 250 В, два фіксованих положення).

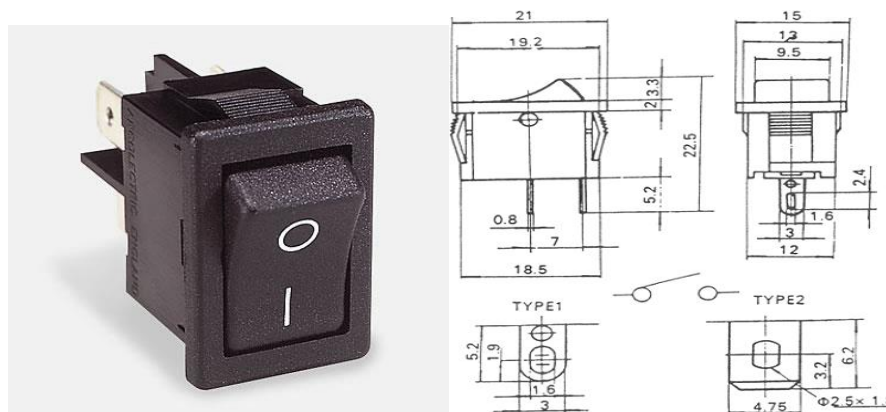


Рис. 2.21 – Перемикач MRS-101

Перемикач R13-527BL «SHIN CHIN INDUSTRIAL» призначений для перемикання режимів роботи.



Рис. 2.22 – Перемикач R13-527BL

Технічні характеристики:

Тип перемикача	кнопковий;
Монтаж	на панель;
Навантаження контакту АС	6 А / 250 В АС;
Опір контакту	макс. 50 МОм;
Тестове напруга АС	1,5 кВ;
Покриття висновків	по сріблені;
Матеріал корпусу	поліамід;
Розміри корпусу	Ø17,5 x 18 мм;
Робоча температура	-25 ... 70 °С.

Вибір трансформатора TALEMA 55140-P1S2

Трансформатор: тороїдальний; 120ВА; 230ВАС; 12В; 12В; 5А; 5А; 1,2кг.
Призначений для живлення напівпровідникової апаратури.



Рис. 2.23 – Вигляд трансформатора 55140-P1S

Технічні характеристики:

Виробник TALEMA;

Тип трансформатора тороїдальний;

Потужність 120В А;

Напруга первинної обмотки 230В АС;

Вторинна напруга 1 12В;

Вторинна напруга 2 12В;

Струм вторинної обмотки 1 5А;

Струм вторинної обмотки 2 5А;

Вага 0.4кг;

Виводи дроти

Діаметр 96мм

Висота 47мм

Вибір діода 1N4148

Використовується в ролі подвоювача напруги. Має добрі техніко-економічні показники.



Рис. 2.25 – Зовнішній вигляд діода 1N4148

Основні характеристики:

- Висока швидкість перемикання.....4 нс.;
- Максимальна зворотня напруга.....100 В;
- Максимальний прямий струм.....450 мА;
- Температурний діапазон.....-65...+200(°С);
- **Ємність діода.....4нФ.**

Діод Шоткі SR360



Рис. 2.26 – Зовнішній вигляд діода SR360

Технічні характеристики:

матеріал - кремній;

Максимальна постійна зворотна напруга, - В 60;

Максимальна імпульсна зворотна напруга, - В 72;

Максимальний прямий (випрямлений за напівперіод) струм, - А 3;

Максимально допустимий прямий імпульсний струм, - А 100;

Максимальний зворотний струм, - мкА 25гр 3000;

Максимальна пряму напругу, - В 0.75;

При $I_{пр.}$ - А 3;

Загальна ємність C_d , - пФ 330;

Робоча температура, - С -65 ... 125;

Спосіб монтажу - в отвори;

Корпус - do201ad.

Вибір транзистора BC817-25



Рис. 2.27 – Зовнішній вигляд транзистора BC817-25

Технічні характеристики

- структура NPN
- $U_{КБ0\max}$ при заданому зворотньому струмі, В

-	$U_{KE0\max}$ при заданому струмі, В	45
-	$I_{K\max}$, А	0.5
-	h_{21E} , хв	160 ... 400
-	$f_{зр}$ коефіцієнта передачі струму, МГц	100
-	P_{\max} Вт	0.225
-	Корпус SOT-23	

Транзистор **2SC633** – високочастотний (30 МГц > FGP < 300 МГц) типу NPN, кремнієвий, біполярний, малопотужний (PK,МАКС < 300 мВт). Тип корпусу U29.

Біполярний транзистор з параметрами:

Транзистор	$U_{KE0} / U_{KE0\text{ ПРИБ}}$ В	I_K , МАКС мА	P_K , МАКС мВт	h_{21E}				$f_{гp}$ МГц
				мін.	макс.	I_K мА	U_{KE} В	
2SC633	25/25	100	180	90		1	3	140

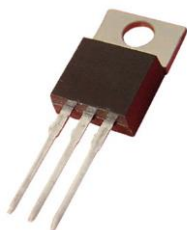


Рис. 2.28 – Транзистор 2SC633

Транзистор 2N7002

2N7002 – малопотужний N-канальний MOSFET транзистор з логічним рівнем управління і низьким опором у відкритому стані. Транзистор 2N7002 має низьку порогову напругу затвор-витік, яка рівна 2,1 В, і дозволяє використовувати його в схемах з логічним рівнем 3,3.

Оскільки 2N7002 має низький опір у відкритому стані, він має високу ефективність. Завдяки цій властивості він може підтримувати високу

продуктивність перемикачів і тому даний транзистор широко використовується в схемах управління живленням.

Одним істотним недоліком MOSFET 2N7002 є його низький струм стоку. Він може забезпечити при максимальному пороговому напрузі безперервний струм 200 мА і піковий струм 1 А.



Рис. 2.29 – Транзистор 2N7002

Основні параметри і характеристики:

- $U_{CB \max}$	60 В
- $I_{CB \max}$	200 мА
- $U_{3B \max}$	± 20 В
- R_{CI}	$< 50 \Omega$
- P_{\max}	0.35Вт
- Крутизна	80S
- U_{gp} на затворі:	1 ... 3В
- Корпус:	TO-92, SOT23-3L

Кварцевий резонатор КХ-3НЕ.

Призначений для використання в АЦП з метою стабілізації і виділення електроколиваний обраної частоти чи смуги частот.



Рис. 2.30 – Кварцевий резонатор КХ-3НЕ 8 МГц

Основні технічні характеристики:

Частота 8МГц

Стабільність при 25 °С 30ppm

Стабільність в робочому температурному діапазоні 120ppm

Монтаж HC49US

Здатність навантаження ємність 16пФ

Робоча температура -40 ... 105С

Розмір 11.3 × 5.0 × 3.5 мм

Екранований кабель LCL-27 виводу вихідного сигналу (для стимуляції пацієнта):



Рис. 2.31 –LCL-27

2.3 Висновок до розділу 2

У даному розділі побудовано математичну модель процесу електростимуляції, проведено схемо-технічний аналіз модернізованого приладу, обгрунтовано та вибрано елементи і вузли, які уможливають роботу модернізованого приладу. Проведено необхідні розрахунки функціональних вузлів приладу.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1 Віртуальна лабораторна установка та її характеристики

Віртуальна лабораторна установка для досліджень імпульсного понижуючого регулятора постійної напруги показана на рис. 3.9.

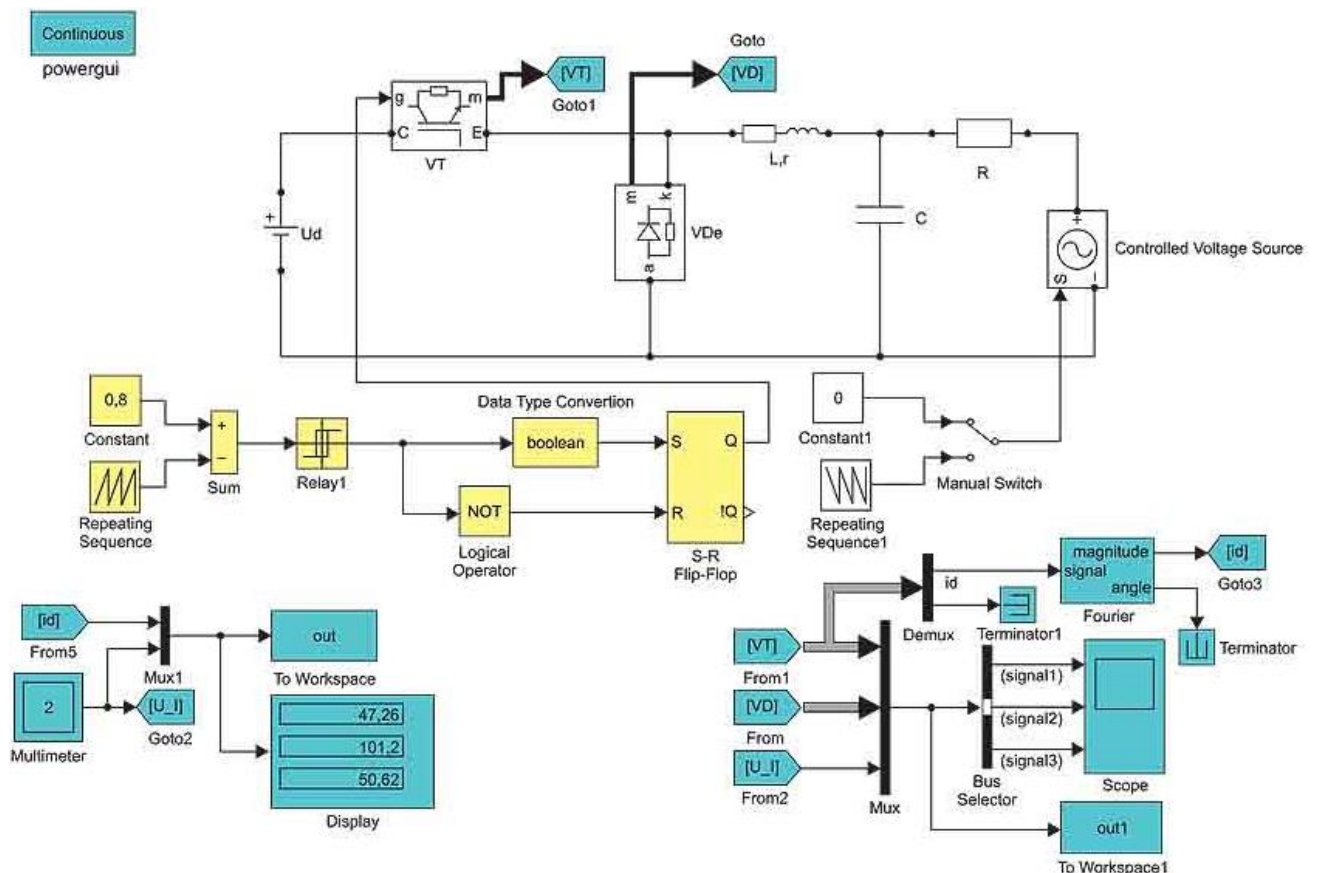


Рис. 3.1 - Віртуальна лабораторна установка для досліджень імпульсного понижуючого регулятора постійної напруги

Розробка моделі регулятора з незалежним управлінням здійснювалася при використанні структурно-функціональних (пакет Simulink) і віртуальних (пакет розширення SimPower System) моделей. Представлення результатів моделювання реалізується програмними та інструментальними засобами середовища MATLAB Simulink.

Модель імпульсного понижуючого регулятора містить силову, керуючу і вимірювальну частини. Кожен блок моделі має вікно настройки основних параметрів. Час моделювання (Stop time) - 0,7 с, крок дискретизації при моделюванні (Max Step Size) - 10^{-5} .

На рис. 3.2 показані електромагнітні процеси у відносних величинах для $E = 0$ В і $Y = 0,8$ * (* У всіх расчетах базові значення змінних рівні: $U_b = U_d = 150$ В; $I_b = U_b / r = 375$ А. Відносні значення змінних обчислюються шляхом ділення абсолютних значень цих змінних на базові значення.).

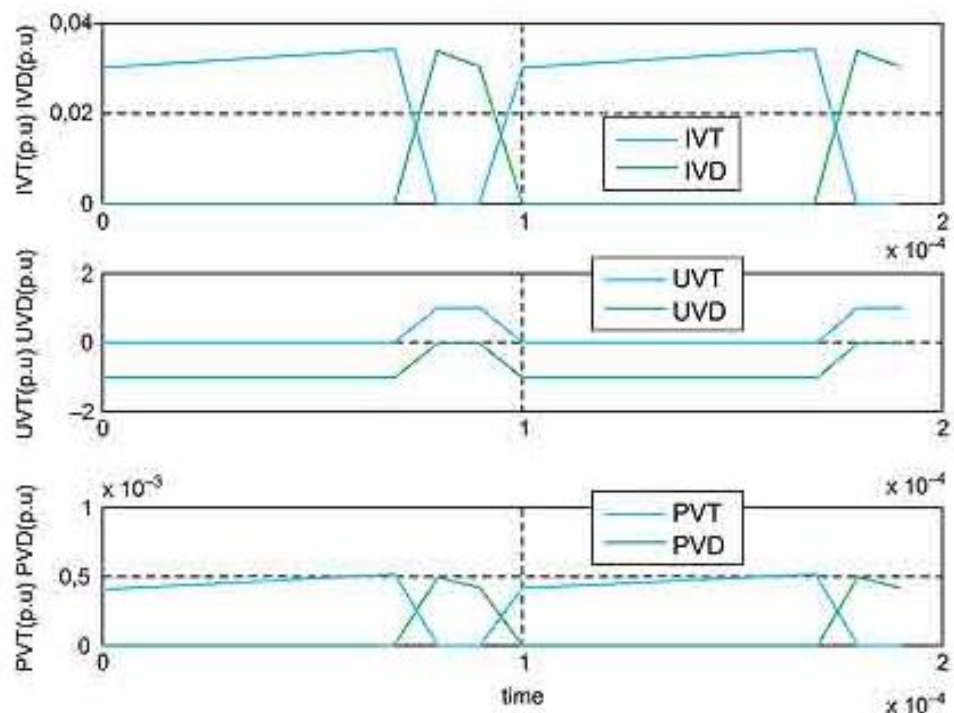


Рис. 3.2 – Електромагнітні процеси в відносних величинах

Зняття і побудова зовнішньої, електромагнітної і енергетичних характеристик можна реалізувати програмним способом. Для цього слід перевести перемикач (Manual switch) в нижнє положення.

Всі ці характеристики в відносних величинах показані на рис. 3.3.

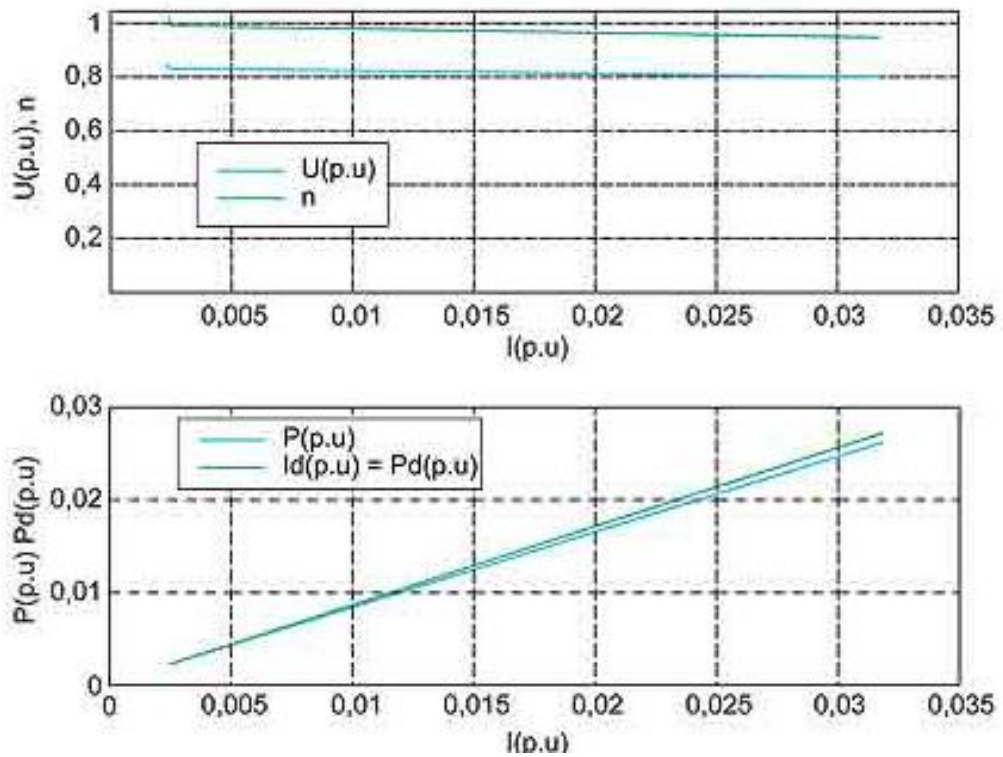


Рис. 3.3 – Зовнішня, електромагнітна і енергетичних характеристика

Спектральні характеристики струму в колі живлення і напруги на виході імпульсного регулятора будуються по проведенню симуляції з використанням блоку Powergui і відповідного налаштування осцилографа.

3.2 Висновок до розділу 3

У розділі наведено роботу змодельованої програмними та інструментальними засобами середовища MATLAB Simulink віртуальної лабораторної установки для досліджень імпульсного понижуючого регулятора постійної напруги.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

У підрозділі розглянуто питання електробезпеки при роботі з мозковим електростимулятором.

Згідно НАПБ Б.03.002-2007 приміщення де проводяться дослідження відносяться до приміщень без підвищеного ризику. Електроустаткування належить до приладів до 1000 В. Устаткування, що використовується, відповідно до ГОСТ 12.2.007.0-75 належить до устаткування класів 0І, І та ІІ за електрозахистом. Оскільки при проведенні досліджень використовується медична апаратура, то залежно від потенційного ризику застосування поділяються на класи: І, Іа, Іб та ІІІ. Віднесення медичних виробів до того чи іншого класу ґрунтується на вразливості людського організму з урахуванням потенційних ризиків, пов'язаних з розробленням і виготовленням цих виробів, і здійснюється із застосуванням критеріїв та правил класифікації, визначених ДСТУ 4388:2005 "Вироби медичні. Класифікація залежно від потенційного ризику застосування. Загальні вимоги".

Сучасний мозковий електростимулятор являє собою апаратно-програмний комплекс, в якому апаратура виконує функції взаємодії з пацієнтом, а програмні засоби необхідні для реалізації алгоритмів обробки сигналу, його відображення і виконання сервісних функцій, необхідних лікарю.

У процесі експлуатації можливий дотик до частин системи, які перебувають під напругою. Оцінка небезпеки дотику до струмоведучих частин відноситься до визначення сили струму, що протікає через тіло людини, і порівняння його із допустимим значенням відповідно до ГОСТ 12.1.038-88.

Для захисту від ураження електричним струмом всі доступні для дотику металеві частини системи повинні бути занулені (при живленні від мережі з глухо заземленою нейтраллю) або з'єднані з пристроєм захисного заземлення перед

подачею на апаратуру мережевого живлення при живленні їх мережі з ізолюваною нейтраллю.

При проведенні електролікувальної та діагностичних процедур і контакті електродів (датчиків) з піддослідним необхідно уникнути можливості випадкового заземлення піддослідного (дотик до заземлення металевих частин апаратури, операційного столу або металеві ліжка, трубопроводах тощо).

Дане питання регулюється п.п.4.1-4.15 «Правил техніки безпеки при експлуатації виробів медичної техніки в установах охорони здоров'я. Загальні вимоги» – НПАОП 85.11-1.10-84.

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

4.2.1 Ергономічні вимоги до робочого місця інженера-дослідника. Враховуючи те, що для проведення наукових досліджень в напрямку теми роботи необхідною складовою є комп'ютер у підрозділі розглянуто питання ергономічних вимог до робочого місця інженера-дослідника.

Проектування робочих місць, забезпечених відеоапаратурою та комп'ютерною технікою, відноситься до числа важливих проблем ергономічного проектування в області наукових досліджень. Робоче місце і взаємне розташує всіх його елементів повинне відповідати антропометричним, фізичним і психологічним вимогам. Велике значення має також характер роботи. Зокрема, при організації робочого місця лікаря-психіатра повинні бути дотримані наступні основні умови: оптимальне розміщення устаткування, що входить до складу робочого місця і достатній робочий простір, що дозволяє здійснювати всі необхідні рухи і переміщення.

Ергономічними аспектами проектування подібних робочих місць, зокрема, є: висота робочої поверхні, розміри простору для ніг, вимоги до того, що розташовує документів на робочому місці (наявність і розміри підставки для документів, можливість різного розміщення документів, відстань від очей користувача до екрану, документа, клавіатури і т.д.), характеристики робочого крісла, вимоги до поверхні робочого столу, можливість регулювання елементів

робочого місця. Головними елементами робочого місця лікаря-психіатра є стіл і крісло. Основним робочим положенням є положення сидячи.

Робоча поза сидячи викликає мінімальне стомлення. Рациональне планування робочого місця передбачає чіткий порядок і постійність розміщення предметів, засобів праці і документації. Те, що потрібне для виконання робіт частіше, розташоване в зоні легкої досяжності робочого простору.

Максимальна зона досяжності рук - це частина моторного поля робочого місця, обмеженого дугами, описуваними максимально витягнутими руками при русі їх в плечовому суглобі.

Оптимальна зона (див. рис. 4.1) - частина моторного поля робочого місця, обмеженого дугами, описуваними предплеччями при русі в ліктьових суглобах з опорою в точці ліктя і з відносно нерухомим плечем.

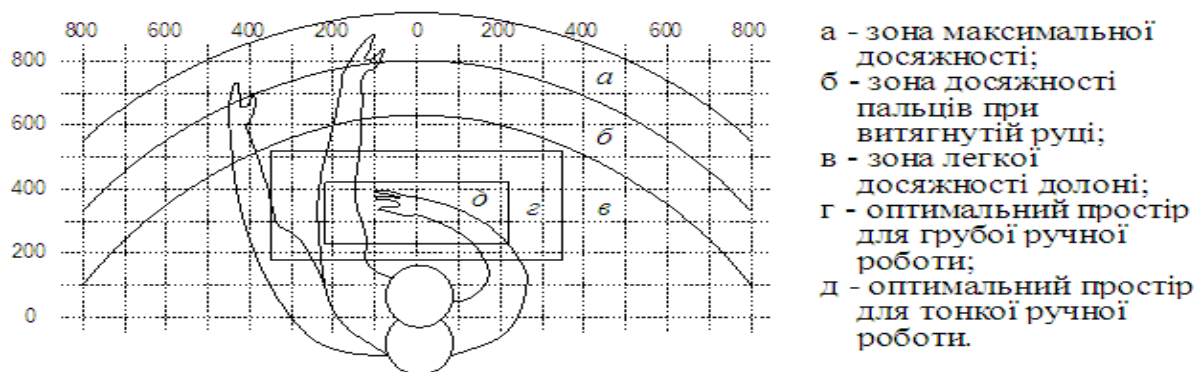


Рис. 4.1 Оптимальна зона

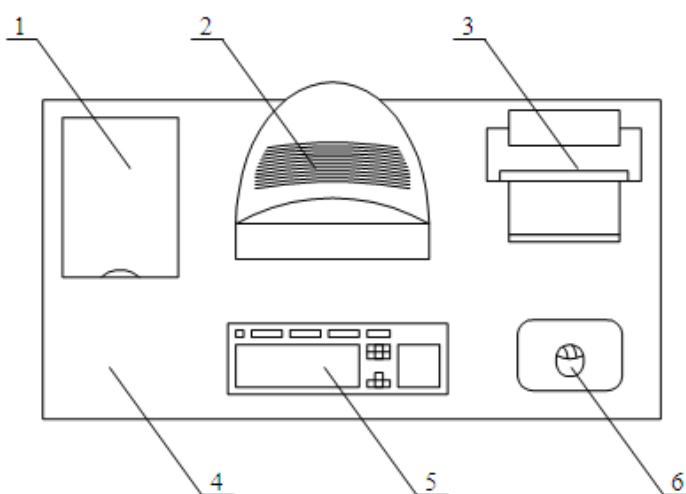


Рис. 4.2 Розміщення основних і периферійних складових ПК на робочому столі програміста: 1 – сканер, 2 – монітор, 3 – принтер, 4 – поверхня робочого столу, 5 – клавіатура, 6 – маніпулятор типу «миша»

Оптимальне розміщення предметів праці і документації в зонах досяжності:

- Дисплей розміщується в центрі столу;
- Системний блок розміщується в передбаченій ніші столу;
- Клавіатура - в передбаченій викатній ніші столу;
- «Миша» - в зоні зправа по відношенню до клавіатури;
- Сканер в зоні зліва по відношенню до клавіатури;
- Принтер знаходиться в зоні а (справа);
- Документація: необхідна при роботі - в зоні легкої досяжності долоні -

в, а у висувних ящиках столу - література, невживана постійно.

На рис. 4.2 показаний приклад розміщення основних і периферійних складових ПК на робочому столі програміста.

Для комфортної роботи стіл повинен задовольняти наступним умовам:

- висота столу повинна бути вибрана з урахуванням можливості сидіти вільно, в зручній позі, при необхідності спираючись на підлокітники;
- нижня частина столу повинна бути сконструйована так, щоб лікар міг зручно сидіти, не був вимушений підтискати ноги;
- поверхня столу повинна володіти властивостями, що виключають появу відблисків в полі зору лікаря;
- конструкція столу повинна передбачати наявність висувних ящиків (не менше 3 для зберігання документації, канцелярських обладнань).
- висота робочої поверхні рекомендується в межах 680-760мм. Висота поверхні, на яку встановлюється клавіатура, повинна бути біля 650мм.

Велике значення надається характеристикам робочого крісла. Так, висота сидіння над рівнем підлоги, що рекомендується, знаходиться в межах 420-550 мм. Поверхня сидіння м'яка, передній край закруглює, а кут нахилу спинки - регульований.

Необхідно передбачати при проектуванні можливість різного розміщення документів: збоку від відеоапаратури, між монітором і клавіатурою і т.п. Крім того, у випадках, коли відеоапаратура має низьку якість зображення, наприклад помітні мигтіння, відстань від очей до екрану роблять більше (біля 700 мм), ніж відстань від ока до документа (300-450 мм). Взагалі при високій якості

зображення на відеоапаратурі відстань від очей користувача до екрану, документа і клавіатури може бути рівним.

Причина неправильної пози користувачів обумовлена наступними чинниками: немає хорошої підставки для документів, клавіатура знаходиться дуже високо, а документи - низько, нікуди покласти руки, недостатній простір для ніг.

В цілях подолання вказаних недоліків даються загальні рекомендації: краще пересувна клавіатура; повинні бути передбачені спеціальні пристосування для регулювання висоти столу, клавіатури і екрану, а також підставка для рук.

Істотне значення для продуктивної і якісної роботи на комп'ютері мають розміри знаків, густину їх розміщення, контраст і співвідношення яскравості символів і фону екрану. Якщо відстань від очей оператора до екрану дисплея складає 60..80 см, то висота знака повинна бути не менше 3 мм, оптимальне співвідношення ширини і висоти знака складає 3:4, а відстань між знаками - 15..20% їх висоти. Співвідношення яскравості фону екрану і символів - від 1:2 до 1:15.

Під час користування комп'ютером медики радять встановлювати монітор на відстані 50-60 см від очей. Фахівці також вважають, що верхня частина відео дисплея повинна бути на рівні очей або трохи нижче. Коли людина дивиться прямо перед собою, її очі відкриваються ширше, ніж коли вона дивиться вниз. За рахунок цього площа огляду значно збільшується, викликаючи обезводнення очей. До того ж якщо екран встановлений високо, а очі широко відкриті, порушується функція моргання. Це означає, що очі не закриваються повністю, не омиваються слізною рідиною, не одержують достатнього зволоження, що приводить до їх швидкої стомлюваності.

4.3. Висновок до розділу 4

Створення сприятливих умов праці і правильне естетичне оформлення робочих місць має велике значення як для полегшення праці, так і для підвищення привабливості, позитивно впливаючою на продуктивність праці.

У підрозділі «Безпека в надзвичайних ситуаціях» встановлено необхідність дотримання ергономічних вимог до робочого місця інженера-дослідника.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі магістра модернізовано прилад для проведення електростимуляції мозку

Прилад уможлиблює проведення безпечної стимуляції мозку фіксованим значенням постійного струму тривалістю визначеною лікарем.

У основній частині кваліфікаційної роботи наведено системо-технічне, схемотехнічне проектування приладу та параметричний синтез.

При системнотехнічному проектуванні проведено огляд існуючих аналогів приладу, наведено синтез структурної та функціональної схем. На етапі схемотехнічного проектування розроблено схему електричну принципову, а також для вибору елементної бази проведено розрахунок вузлів схеми електричної принципової.

У розділі «Науково-дослідна частина» наведено роботу змодельованої програмними та інструментальними засобами середовища MATLAB Simulink віртуальної лабораторної установки для досліджень імпульсного понижуючого регулятора постійної напруги.

У розділі „Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» та розглянуто питання задані консультантами.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. The World health report : 2001: Mental health : new understanding, new hope. – 2001. – 178 p.
2. Хобзей М. К. Состояние психического здоровья населения и перспективы развития психиатрической помощи в Украине / М. К. Хобзей, П. В. Волошин, Н. О. Марута, О. М. Инченко, О. О. Петриченко, Л. И. Дьяченко // Психическое здоровье. – 2013. – Т.11, № 7 (86). – С. 66–76.
3. Подкорытов В. С. Депрессии. Современная терапия: руководство для врачей / В. С. Подкорытов, Ю. Ю. Чайка. – Х. : Торнадо, 2003. – С.20.
4. Stahnisch F. W. Concept of neuronal plasticity: the ambiguity lives on / F. W. Stahnisch, R. Nitsch, Santiago Ramon y Cajal's // Trends Neurosci. – 2002. – Vol. 25, № 11. – P. 589 – 591.
5. Zilles K. Neuronal plasticity as an adaptive property of the central nervous system / K. Zilles // An. Anat. – 1992. – Vol. 174, № 5. – P. 383–391.
6. Pittenger C. Disorders of memory and plasticity in psychiatric disease / C. Pittenger // Dialogues Clin. Neurosci. – 2013. – Vol. 15, № 4. – P. 455–463.
7. Spalding K. L. Dynamics of hippocampal neurogenesis in adult humans / K. L. Spalding, O. Bergmann, K. Alkass et al. // Cell. – 2013. – Vol. 153, № 6. – P. 1219–1227.
8. Sairanen M. Brain-derived neurotrophic factor and antidepressant drugs have different but coordinated effects on neuronal turnover, proliferation, and survival in the adult dentate gyrus / M. Sairanen, G. Lucas, P. Ernfors et al. // J. Neurosci. – 2005. – Vol. 25, № 5. – P. 1089–1094.
9. Martinez A. TrkB and TrkC signaling are required for maturation and synaptogenesis of hippocampal connections / A. Martinez, S. Alcantara, V. Borrell [et al.] // J. Neurosci. – 1998. – Vol. 18, № 18. – P. 7336–7350.
10. Doron R. A novel herbal treatment reduces depressive-like behaviors and increases BDNF levels in the brain of stressed mice / R. Doron, D. Lotan, N. Einat [et al.] // Life Sci. – 2014. – Vol. 94, N 2. – P. 151 – 157.

11. Dwivedi Y. Brain-derived neurotrophic factor: role in depression and suicide / Y. Dwivedi // *Neuropsychiatr. Dis. Treat.* – 2009. – Vol. 5. – P. 433–449.
12. Bondy B. Pathophysiology of depression / B. Bondy // *Dialogues in clinical neuroscience.* – 2002. – Vol. 4, № 1 – P. 7–20.
13. Shakesby A. C. Overcoming the effects of stress on synaptic plasticity in the intact hippocampus: rapid actions of serotonergic and antidepressant agents. A. C. Shakesby [et al.] // *J. Neurosci.* – 2002. – Vol. 22. – P. 638–44.
14. Wayne D. C. Neuroplasticity in mood disorders / D. C. Wayne // *Dialogues in clinical neuroscience. Neuroplasticity.* – 2004. – № 6. – P. 199–216.
15. Vaidya V. A. Role of 5-HT_{2A} receptors in the down regulation of BDNF by stress / V. A. Vaidya, R. Z. Terwilliger, R. S. Duman *Neurosci Lett.* – 1999. – Vol. 287. – P. 1–4.
16. Fuchs E. Mini-review: in vivo neurogenesis in the adult brain, regulation and functional implications / E. Fuchs, E. Gould // *Eur J Neurosci.* – 2000. – Vol. 12. – P. 2211–2214.
17. Manto M., Oulad ben Taib N., Luft A.R. Modulation of excitability as an early change leading to structural adaptation in the motor cortex // *J. Neurosci. Res.* — 2006. — № 83 (2). — P. 177-180
18. Douglas Fox. Neuroscience: Brain buzz. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.nature.com/news/2011/110413/full/472156a.html> (дата обращения 04.05.2019).
19. Белоусов Н. Brainstorm: электростимуляция мозга на дому. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://geektimes.ru/company/madrobots/blog/287136/> (дата обращения 4.05.2019)
20. Nelson, McKinley, Phillips, McIntire, Goodyear, Kreiner and Monforton. The Effects of Transcranial Direct Current Stimulation (tDCS) on Multitasking Throughput Capacity. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2016.00589/full>
21. Modulation of attention functions by anodal tDCS on right PPC. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25721567> (дата обращения 8.04.2019)

22. Combining brain stimulation and video game to promote long-term transfer of learning and cognitive enhancement. [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.nature.com/articles/srep22003> (дата обращения 8.1.2019).
23. Simon J. Pelletier, MSc student and Francesca Cicchetti, PhD Cellular and Molecular Mechanisms of Action of Transcranial Direct Current Stimulation: Evidence from In Vitro and In Vivo Models // *Int J Neuropsychopharmacol*. 2015 Jan. №Volume 18 Issue 2. С. 15-24.
24. Jean-Pascal Lefaucheur, Andrea Antal Evidence-based guidelines on the therapeutic use of transcranial direct current stimulation (tDCS) // *Clinical Neurophysiology*. January 2017. №Volume 128, Issue 1.
25. A.J. Woods, A. Antal A technical guide to tDCS, and related non-invasive brain stimulation tools // *Clinical Neurophysiology*. February 2016. №Volume 127, Issue 2. С. 1031-1048.
26. N. André-Obadia, P. Mertens, T. Lelekov-Boissard, A. Afif, M. Is life better after motor cortex stimulation for pain control? results at long-term and their prediction by preoperative rTMS // *Pain Physician*. January 2014. №Volume 17, Issue 1. С. 53-62.
27. Боголюбов В. М. Техника и методики физиотерапевтических процедур / В. М. Боголюбов., 2001 –352 с
28. National Instrument URL: <http://www.ni.com/ru-ru/shop.html> (дата звернення: 15.03.2019).
29. xx555 Precision Timers // Texas Instrument URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/na555.pdf> (дата звернення: 28.03.2019).
30. Яненко О. П., Чухов В. В. Метрологія медичної та біологічної апаратури. – Житомир : ЖДТУ, 2015. – 286 с.
31. 3-Terminal Adjustable Current Source 3-TO-92 // *Electronic Components Datasheet Search* URL: <http://www.ti.com/lit/ml/slyc147/slyc147.pdf> (дата звернення: 18.04.2019).
32. LM134/LM234/LM334 3-Terminal Adjustable Current Sources // *Texas Instruments* URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm334.pdf> (дата звернення: 14.04.2019).

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А
Технічне завдання

Затверджую
завідувач кафедри БТ
Яворська Є.Б.

_____ 2020 р.
“ ___ ” _____

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ
на виконання кваліфікаційної роботи магістра
на тему:

Модернізований мозковий електростимулятор

Узгоджено:

Керівник роботи

к.т.н., доц., зав. кафедри БТ

_____ Яворська Є.Б.

“ ___ ” _____ 2020 р.

Виконавець:

Студент групи РБм-61

_____ Левенець В.О.

“ ___ ” _____ 2020 р.

Тернопіль 2020 р.

1 НАЗВА РОБОТИ І ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ

1.1 Модернізований мозковий електростимулятор.

1.2 Підставою для виконання роботи є наказ по університету № 4/7-793 від «02» листопада 2020 року

2 ВИКОНАВЕЦЬ

Студент групи РБм-61 кафедри БТ Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Левенець Владислав Олегович.

3 МЕТА РОБОТИ : модернізація приладу для електростимуляції мозку.

4 ВИХІДНІ ДАНІ ДО КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ МАГІСТРА

4.1 Схема структурна приладу.

4.2 Схема електрична принципова приладу.

4.3 Вузли і блоки радіоелектронної апаратури ОСТ.4ГО.054.089.

4.4 ГОСТ 15150-82, ГОСТ 20790-82 виконання електронної апаратури відповідно до умов експлуатації.

5 ТЕХНІЧНІ ВИМОГИ ДО ПРИЛАДУ

Технічні умови:

Живлення здійснюється від акумуляторної батареї.

Батарея має такі параметри:

- Номінальна напруга 3,7 В;
- Тип - Li-ION;
- Час авономної роботи – 16-20 год
- Кількість циклів заряду/розряду – більше 300
- Виробник «Keerpower»
- Струм крізь біооб'єкт (піковий) - 1 кА
- Питомий опір мозкової і нервової тканини – 14,3 Ом*м

5.1. Вимоги до конструкції приладу.

5.1.1. Електрична принципова схема приладу виконана на друкованій платі які повинні бути розміщені у корпусі.

5.1.2. Конструкція приладу повинна забезпечувати вільний доступ до елементів схеми, повинна мати прямокутну форму, всі елементи індикації, а також органи управління повинні бути винесені на передню панель і чітко відображати той чи інший режим.

5.2. Вимоги до надійності.

5.2.1 Прилад повинен відповідати вимогам ГОСТ23256-86	
5.2.2 Час наробки на відмову повинен бути, год., не менше	5 000
5.2.3 Час безперервної роботи, год., не менше	6
5.2.4 Ймовірність безвідмовної роботи блоку при напрацюванні 200 год, не менше	0,8
5.2.5 Середній термін роботи приладу, не менше, років	4

5.3. Вимоги до умов експлуатації:

5.3.1 За кліматичними умовами експлуатації прилад повинен відповідати ГОСТ 15150-69 для виробів кліматичного виконання УХЛ4.2: температура навколишнього середовища: від 10 до 40 °С; прилад зберігає працездатність і зовнішній вигляд після перебування в умовах високої температури від -40°С до +55°С; відносна вологість: не більше 80% при температурі 20°С навколишнього середовища; атмосферний тиск: (750 ± 30) мм. рт. ст.

5.3.2 По механічним умовам експлуатації прилад повинен відповідати ГОСТ 15150-69 для виробів II групи I ступеня жорсткості.

5.4 Вимоги до технологічного і метрологічного забезпечення.

5.4.1 Прилад повинен виготовлятися на універсальному обладнанні.

5.4.2 Конструкція приладу повинна забезпечити вимір параметрів стандартними вимірювальними приладами.

5.5 Вимоги до техніки безпеки.

По електробезпеці прилад повинен відповідати вимогам ГОСТ12.2.025-76 по 01 класу захисту. По ступеню захисту від ураження електричним струмом блок повинен відповідати вимогам типу В.

5.6 Умови зберігання: згідно ГОСТу 15150-82:

5.6.1 Група "Л", сухі і періодично провітрювані приміщення

5.6.2 Відносна вологість, не більше, 80%

5.6.3 Температура, °С від +10 до +40

5.6.4 Відсутність в повітрі пилу, випарів кислот, лугів, газів, що викликають корозію металів

6 ПРОЕКТНІ ЗАДАЧІ

6.1. Огляд відомих рішень та вибір напряму дослідження.

6.2. Математичне моделювання біотехнічної системи.

6.3. Конструкторський аналіз схемо-технічних рішень біотехнічної системи.

6.4. Параметричний синтез біотехнічної системи.

6.5. Розробка конструкції біотехнічної системи (компоновка, монтаж, побудова та розрахунок елементів конструкції біотехнічної частини, розрахунок механічної міцності та стійкості, перевірочний розрахунок режимів тепломасопереносу, оптимізація теплових режимів, перевірка та розрахунки показників електромагнітної сумісності).

7 НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

- 7.1 Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення біотехнічної системи
- 7.2 Експериментальна верифікація теоретичних результатів
- 7.3 Економічні розрахунки

8 СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

- 8.1 Оцінювання експлуатаційних характеристик біотехнічної системи
- 8.2 Сервісне обслуговування, ремонт і експертиза біотехнічної системи

9 ОХОРОНИ ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКИ В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

10 ВИМОГИ ДО ДОКУМЕНТАЦІЇ

10.1 Конструкторська документація повинна відповідати вимогам ЄСКД, ДСТУ, ЄСТД.

10.2 Комплект конструкторської документації повинен складатися з:

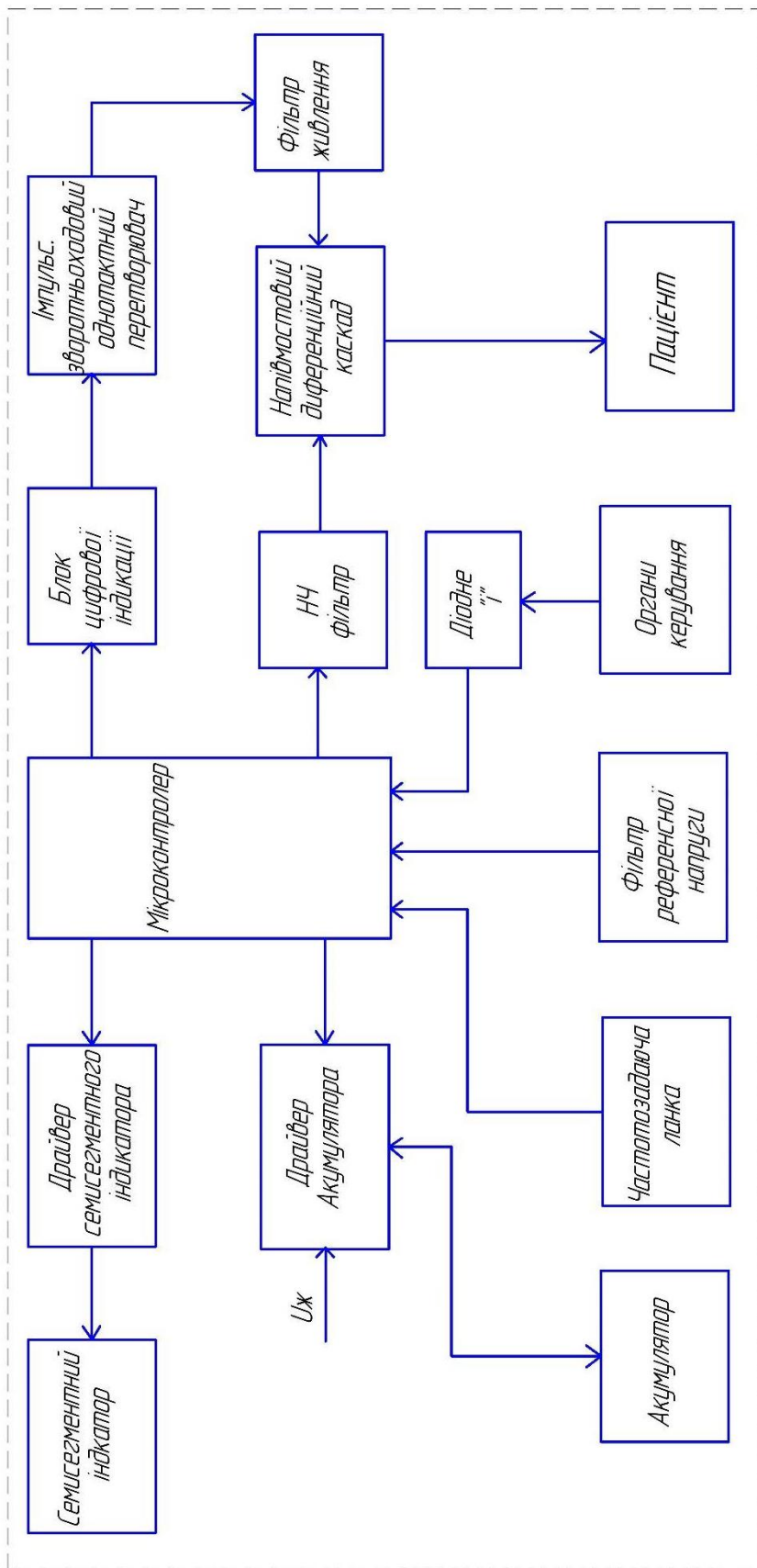
- а) пояснювальна записка;
- б) схема структурна приладу;
- в) схема електрична принципова приладу;
- г) блок-схема алгоритму роботи мікроконтролера;
- д) складальне креслення друкованого вузла;
- е) креслення друкованої плати;
- ж) складальне креслення приладу;

11 Виконавець зобов'язаний представляти результати роботи згідно календарного плану.

12 Під час виконання кваліфікаційної роботи в дане технічне завдання можуть вноситися зміни та доповнення по узгодженні сторін.

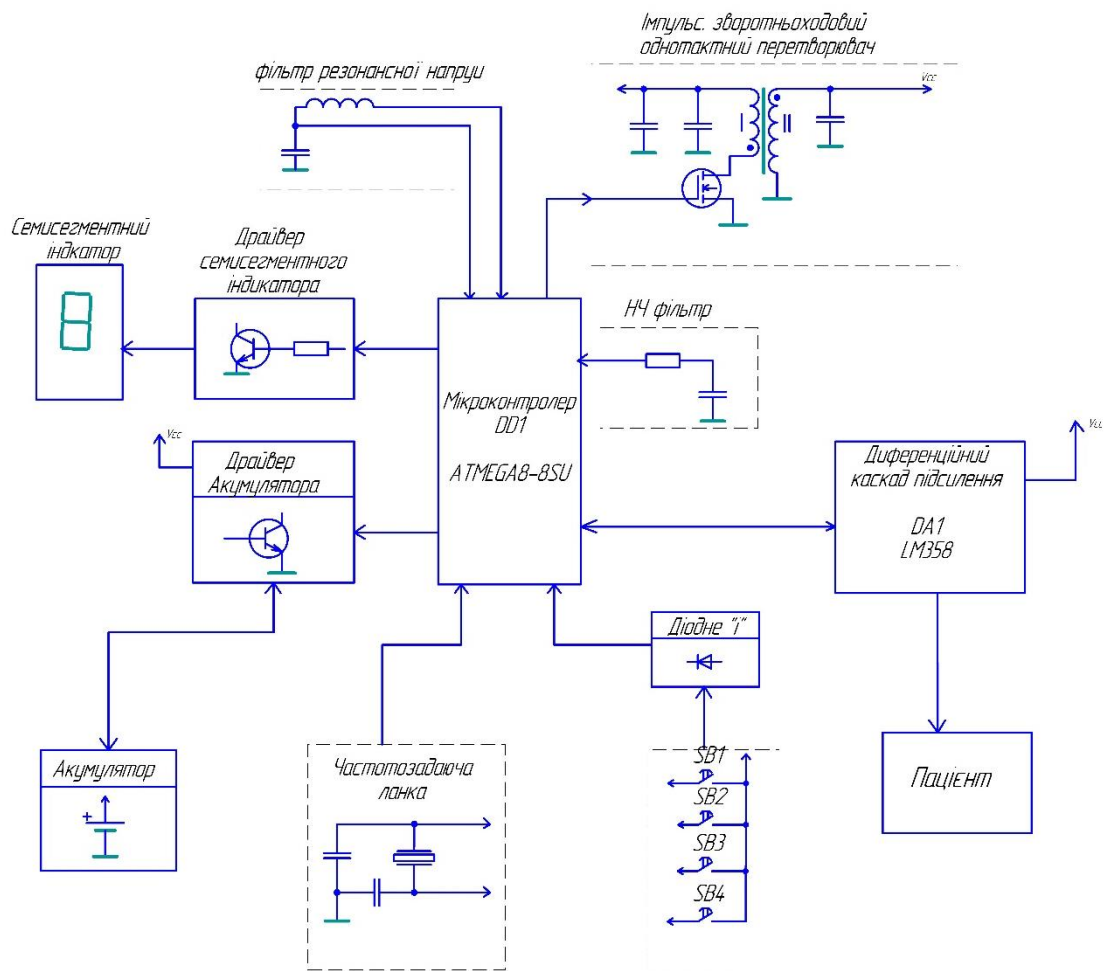
ДОДАТОК Б

Схема структурна



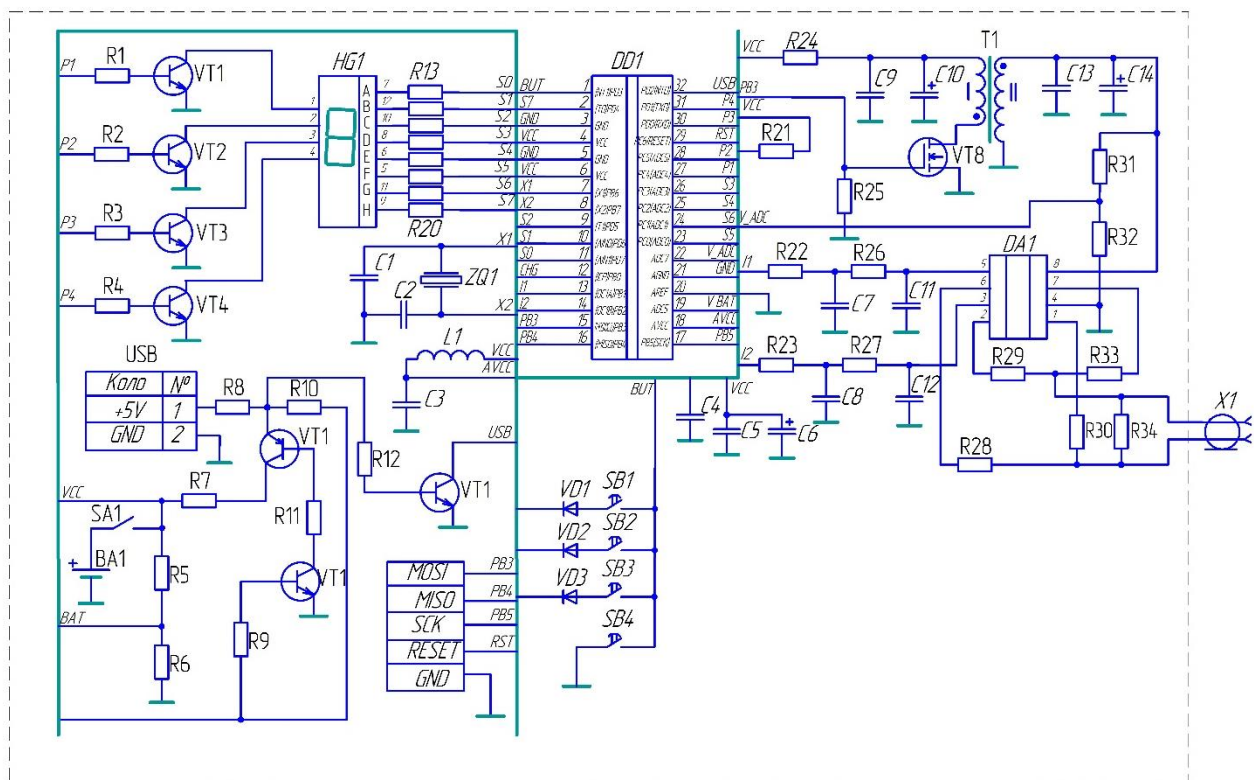
ДОДАТОК В

Схема функціональна



ДОДАТОК В

Схема електрична принципова



ДОДАТОК Г

Апробація результатів дослідження

*III Міжнародна студентська науково - технічна конференція
"ПРИРОДНИЧІ ТА ГУМАНІТАРНІ НАУКИ. АКТУАЛЬНІ ПИТАННЯ"*

УДК 519.711.2

Левенець В. – ст. гр. РБ_м–51

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

РОЗРОБКА ПРОГРАМНО-АПАРАТНИХ ЗАСОБІВ ВІДБОРУ ТА АНАЛІЗУ БІОСИГНАЛІВ

Науковий керівник: к.т.н., доц. Є.Б. Яворська

Levenets V.

Ternopil Ivan Puluj National Technical University

DEVELOPMENT OF SOFTWARE SELECTION AND BIOSIGNAL ANALYSIS

Supervisor: assoc. prof. E. Yavorska

Ключові слова: цифрова обробка сигналів, сигнальний процесор, програмне середовище.

Keywords: digital signal processing, signal processor, software environment.

Цифрова обробка сигналів відноситься до числа областей інженерної діяльності, які найбільш динамічно розвиваються. Медицина, системи сотового зв'язку, телекомунікації, internet-технології, обробка звуку та зображень, навігація – це далеко неповний перелік прикладів, в яких активно використовуються сигнальні процесори або процесори цифрової обробки сигналів (DSP – від англ. digital signal processors). DSP є різновидом мікропроцесорів, які розраховані на обробку в реальному часі цифрових потоків даних, утворених в результаті оцифровування аналогових сигналів. При наявності архітектури, яка пристосована для цифрової обробки сигналів, DSP дозволяють створювати ефективні системи обробки та передачі сигналів в реальному часі. Застосування сигнальних процесорів для цифрової обробки біосигналів потребує розробку ефективних алгоритмів та програм. Виконання даної задачі також пов'язано з вибором типу сигнального процесора згідно наступних параметрів: - формат даних та розрядність; - швидкість; - організація пам'яті; - енергоспоживання; - зручність розробки програм. Алгоритм програми для сигнального процесора складається з декількох етапів. Перший етап передбачає визначення періоду кореляції періодично-нестационарного біосигналу. На другому етапі здійснюється вибір методу обробки сигналу: компонентний, когерентний (синфазний) або фільтровий. На третьому етапі виконується оцінювання спектру потужності сигналу. На четвертому етапі проводиться вибір відліків через період кореляції, який визначається на першому етапі. На п'ятому етапі – параметрична коваріація та швидке перетворення Фур'є. Шостий етап включає оцінку спектру потужності сигналу. Результати виконання програми виводяться на дисплей для подальшої оцінки. В якості сигнального процесора вибрано процесор фірми Texas Instruments моделі TMS320C600. Для розробки програмного коду використано програмне середовище Matlab 7.0, в якому є можливість компіляції даних на мову асемблера. Для тестування та відлагодження результуючої програми використано симулятор сигнального процесора - програмне середовище Code Composer Studio фірми Texas Instruments.