

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

**Приладобудівний факультет
Кафедра автоматизації та систем неруйнівного контролю**

«До захисту допущено»
В.о. завідувача кафедри
_____ Галина БОГДАН

« ____ » _____ 2025 р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

**за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи
та технології в приладобудуванні»
спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»
на тему: «Автоматизована ультразвукова система загоєння ран»**

Виконала:

студент IV курсу, групи ПК-11
Черненко Всеволод Сергійович

Керівник:

д.т.н., доцент
Баженов Віктор Григорович

Рецензент:

к.т.н., доцент
Терещенко Микола Федорович

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

Студент _____
(підпис)

Київ – 2025 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4	ПК11.12.1760.00.000.ПЗ	Пояснювальна записка		
2	A1	ПК11.12.1760.01.000.СК	Складальний кресленик	1	
3	A1	ПК11.12.1760.02.000.СхФ	Схема функціональна	1	
4	A1	ПК11.12.1760.03.000.СхЕ	Електрично-принципова схема	1	
5	A1	ПК11.12.1760.04.000.СхЕ	Печатна плата	1	
6	A1	ПК11.12.1760.05.000.СхЕ	3-Д модель печатної плати	1	

				ДП ПК11.12.1760.00.000		
	ПІБ	Підп.	Дата			
Розробник	Черненко В. С.			Відомість дипломного проєкту	Лист	Листів
Керівник	Баженов В. Г.				1	1
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. АСНК Гр. ПК-11	
Н/контр.						
Зав. каф.	Киричук Ю.В.					

**Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Автоматизована ультразвукова система
загоєння ран»**

Київ – 2025 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Приладобудівний факультет

Кафедра автоматизації та систем неруйнівного контролю

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні»

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. завідувача кафедри

_____ Галина БОГДАН

«__» _____ 2025 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Черненко Всеволоду Сергійовичу

1. Тема роботи «Автоматизована ультразвукова система загоєння ран», керівник проєкту Баженов Віктор Григорович, доктор технічних наук, професор, затверджені наказом №1765-с по університету від «26» травня 2025 р.

2. Термін подання студентом проєкту 14 червня 2025 року

3. Вихідні дані до проєкту : 6 одиниць ультразвукових перетворювачів; генератор сигналу з використанням операційних підсилювачів; мікропроцесор STM32.

4. Зміст пояснювальної записки

Вступ

1. Аналітичний огляд

2. Розробка функціональної схеми та складального кресленника

3. Розробка принципової схеми та печатної плати

Висновки

Список використаних джерел

5. Перелік ілюстративного матеріалу (5 листа А1):

1 – Складальний кресленник

- 2 – Функціональна схема пристрою
- 3 – Принципова схема пристрою
- 4 – Друкована плата
- 5 – 3-Д модель друкованої плати
- 7. Дата видачі завдання 15 березня 2025 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Формулювання завдання проекту	27.03.2025	
2	Проведення аналітичного огляду	16.04.2025	
3	Розрахунок параметрів датчика	20.04.2025	
4	Оформлення пояснювальної записки	26.05.2025	
5	Розробка графічної частини проекту		

Студент

Всеволод ЧЕРНЕНКО

Керівник

Віктор БАЖЕНОВ

Анотація

В дипломному проєкті було проведено розробку автоматизованої ультразвукової системи загоєння ран.

В першому розділі проводиться аналітичний огляд методів лікування ран, огляд безпосередньо ультразвукового методу, проведення аналізу конкурентів систем ультразвукового загоєння ран, вказання недоліків, переваг. Огляд актуальності даної теми та її перспективи розвитку.

В другому розділі розробляється функціональна схема ультразвукової системи загоєння ран. Проводиться розрахунок параметрів підсилювача системи. Розробляється складальний кресленик та пояснюється вибір геометрії пристрою.

В третьому розділі проводиться проектування електричної принципової схеми пристрою та аналіз її елементів. Розробляється друкована плата та 3-д модель друкованої плати.

Анотація являє огляд змісту дипломного проєкту, що складається з аналізу методів та пристроїв для загоєння ран, розробку функціональної схеми та реалізації у вигляді складального кресленика та друкованої плати. Проєкт направлений на покращення систем для загоєння ран.

Ключові слова: ультразвуковий перетворювач, пьезоелемент, фізіотерапія.

Annotation

This diploma project presents the development of an ultrasonic wound healing system.

In the first chapter, an analytical review of existing wound treatment methods is provided, with a detailed focus on the ultrasonic technique. An overview and comparison of competitive ultrasonic wound therapy systems is presented, highlighting their advantages and disadvantages. The chapter also addresses the relevance and prospects of this topic.

The second chapter focuses on the development of the functional diagram of the ultrasonic system. Amplifier parameters are calculated, and a mechanical assembly model is designed. The rationale for the geometry and modular structure of the applicator is also explained.

The third chapter includes the design of the electrical schematic diagram and analysis of its components. A printed circuit board (PCB) is developed using CAD tools, followed by 3D modeling of the PCB to verify component placement and integration.

The abstract outlines the structure of the diploma project, which consists of a comprehensive analysis of wound treatment technologies and devices, the development of a functional system design, and its realization in the form of an assembly drawing and PCB. The project aims to improve the effectiveness and flexibility of wound healing systems.

Key words: ultrasonic transducer, piezoelectric element, physiotherapy

Зміст

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ЗАГОЄННЯ РАН І ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПРИСТРОЮ	11
1.1 АКТУАЛЬНІСТЬ ТЕМАТИКИ В УМОВАХ ВОЄННОГО СТАНУ В УКРАЇНІ.....	11
1.2 ЛАЗЕРНА ТЕРАПІЯ НИЗЬКОЇ ІНТЕНСИВНОСТІ (LLLT).....	13
1.3 ВАКУУМНА ТЕРАПІЯ (NEGATIVE PRESSURE WOUND THERAPY, NPWT).....	14
1.4 ТЕРАПІЯ ХОЛОДНОЮ ПЛАЗМОЮ (COLD ATMOSPHERIC PLASMA, CAP)	15
1.5 АНАЛІЗ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПІДХОДУ	16
1.6 ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ТЕХНОЛОГІЇ.....	16
1.7 УЛЬТРАЗВУКОВА ТЕРАПІЯ РАН: БІОФІЗИЧНІ ОСНОВИ, ЕФЕКТИВНІСТЬ І СУЧАСНІ ТЕНДЕНЦІЇ ДОСЛІДЖЕНЬ	18
1.8 ПОРІВНЯННЯ З ІСНУЮЧИМИ УЛЬТРАЗВУКОВИМИ ПРИСТРОЯМИ.....	21
1.9 ВИСНОВОК ДО РОЗДІЛУ	24
РОЗДІЛ 2. РОЗРОБЛЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ ТА СКЛАДАЛЬНОГО КРЕСЛЕННИКА УЛЬТРАЗВУКОВОЇ СИСТЕМИ ЗАГОЄННЯ РАН.....	26
2.1 РОЗРОБКА ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ.....	26
2.3 РОЗРОБКА МОДЕЛІ ТА СКЛАДАЛЬНОГО КРЕСЛЕННИКА.....	31
2.4 ВИСНОВОК РОЗДІЛУ	36
РОЗДІЛ 3. ПРОЕКТУВАННЯ ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ	37
3.1 ПРИНЦИПОВА СХЕМА ПРИСТРОЮ	37
3.2 РОЗВЕДЕННЯ ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ	47
3.3 3D-МОДЕЛЮВАННЯ ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ	48
3.4 ВИСНОВОК ДО РОЗДІЛУ	49
ВИСНОВОК	50
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	51

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ						
Змн.	Ар	№ до	Підпис	Дата							
Розробив		Черненко В.С.			Автоматизована ультразвукова система загоєння ран			Літ.	Арк.	Акрушіє	
Перевір.реві		Баженов В. Г.								8	
Реценз.		ТерешенкоМ.Ф.						ПБФ, ПК-11			
Н. Контр.											
Затверд.		Баженов В. Г.									

ВСТУП

Актуальність теми

Ультразвукова терапія є ефективним неінвазивним методом фізіотерапевтичного лікування, який широко застосовується для стимуляції загоєння ран, покращення мікроциркуляції та зменшення запалення. Проте більшість існуючих пристроїв мають жорстку конструкцію аплікатора, що обмежує їх застосування при лікуванні ран великої площі або складної геометрії. Це ускладнює рівномірний вплив на уражені ділянки та знижує ефективність терапії.

Актуальність даної роботи полягає у створенні ультразвукового пристрою з гнучкою конструкцією, що дозволяє адаптуватися до анатомічних контурів тіла та рівномірно покривати великі поверхні. Такий підхід забезпечує підвищену ефективність лікування завдяки стабільному акустичному контакту та можливості одночасної дії на розширені зони ураження.

Мета та завдання проєкту

Метою дипломного проєкту є розробка портативного ультразвукового пристрою для стимуляції загоєння ран, що поєднує гнучку конструкцію аплікатора, систему контролю імпедансу та електронний модуль керування.

Для досягнення поставленої мети необхідно виконати такі завдання:

- дослідити фізичні основи впливу ультразвуку на біологічні тканини;
- проаналізувати існуючі ультразвукові медичні пристрої та визначити їх переваги й недоліки;
- розробити функціональну схему пристрою та створити складальне креслення;
- розробити електричну принципову схему та конструкторську документацію на друковану плату;
- надати технічне обґрунтування прийнятих рішень та визначити можливості застосування пристрою у клінічній практиці.

Об'єкт та предмет дослідження

Об'єктом дослідження є процес ультразвукової терапії ран. Предметом дослідження є конструкція, електронна реалізація та функціональні характеристики ультразвукового пристрою для стимуляції загоєння ран.

Структура проєкту

Дипломний проєкту складається зі вступу, трьох розділів, висновків, списку використаної літератури та додатків. У першому розділі розглянуто сучасний стан проблеми та обґрунтовано вибір методу лікування. Другий розділ присвячено розробці функціональної схеми пристрою та складального креслення, що відображає загальну архітектуру пристрою. У третьому розділі наведено електричну принципову схему, реалізацію функціональних вузлів та розробку друкованої плати. Висновки містять узагальнення отриманих результатів та визначення перспектив подальшого вдосконалення пристрою.

					<i>ПК11.12.1760.00.000ПЗ</i>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		10

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ЗАГОЄННЯ РАН І ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПРИСТРОЮ

Загальний огляд технологій та методів загоєння ран

Станом на сьогодні, у клінічній практиці використовується ряд методів та пристроїв, які спрямовані на стимуляцію регенерації тканин, запобігання інфекцій та скорочення часу загоєння ран. Серед них найбільш визнаними є лазерна терапія низької інтенсивності (LLLT), вакуумна терапія (NPWT), холодна плазма та ультразвукові системи. Розглянемо їх детальніше для подальшого аналізу переваг і недоліків кожної технології та визначення доцільності вибору ультразвукового підходу.

1.1 АКТУАЛЬНІСТЬ ТЕМАТИКИ В УМОВАХ ВОЄННОГО СТАНУ В УКРАЇНІ

Повномасштабне вторгнення Російської Федерації на територію України у 2022 році спричинило безпрецедентне зростання кількості поранень серед військовослужбовців та цивільного населення. За даними Міністерства охорони здоров'я України, значна частина госпіталізованих пацієнтів мають поранення м'яких тканин різного ступеня складності, які потребують тривалого лікування, антисептичного догляду та реабілітації. У зв'язку з цим, питання ефективного, доступного та портативного лікування ран набуває виняткової актуальності.

Традиційні методи лікування ран у військових умовах обмежені через брак ресурсів, нестачу спеціалізованих медичних установ у зоні бойових дій та логістичну складність транспортування пацієнтів. Саме в таких умовах портативні фізіотерапевтичні пристрої з автономним живленням та можливістю адаптації під конкретну рану стають критично важливими. Використання ультразвукової технології дозволяє забезпечити локальну стимуляцію тканин, покращити мікроциркуляцію та пришвидшити регенерацію без потреби у складній інфраструктурі чи медичному супроводі високого рівня.

Особливу роль відіграє здатність таких пристроїв працювати в умовах обмеженого доступу до медичних закладів, а також можливість самостійного

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		11

використання пораненим або доглядальним персоналом після короткого інструктажу. Наявність функції контролю якості контакту та програмного налаштування інтенсивності дає змогу індивідуалізувати підхід до лікування в залежності від характеру травми, її локалізації та стадії загоєння.

Крім того, практика військово-польових шпиталів засвідчує, що більшість ускладнень, пов'язаних із загоєнням ран, зумовлені інфекціями та порушенням кровопостачання. Ультразвук, завдяки своїй мікромеханічній дії, сприяє зменшенню бактеріального навантаження та стимулює ангіогенез, що робить його не лише допоміжним, а й потенційно базовим засобом лікування в польових умовах.

У світлі цих чинників, розробка та впровадження вітчизняного пристрою, здатного забезпечити локальне лікування ран в умовах бойових дій, відповідає актуальним викликам системи охорони здоров'я України. Це також відкриває перспективи для імпортозаміщення, зменшення витрат на довготривале лікування та підвищення мобільності військової медицини.

Таким чином, актуальність теми обумовлена як глобальними потребами в інноваційних методах лікування ран, так і конкретною ситуацією, що склалася в Україні, де розробка ефективного, мобільного та доступного ультразвукового пристрою для стимуляції загоєння може мати безпосередній вплив на життя та здоров'я тисяч пацієнтів.

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
						12
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.2 ЛАЗЕРНА ТЕРАПІЯ НИЗЬКОЇ ІНТЕНСИВНОСТІ (LLLT)



Рис. 1.1. пристрій лазерної терапії

Фізичний принцип: використання когерентного оптичного випромінювання у червоному (600–700 нм) або інфрачервоному (800–1000 нм) діапазоні, яке поглинається тканинами і стимулює клітинний метаболізм, синтез колагену та мітотичну активність.

Переваги:

- Безконтактна та безболісна дія;
- Добре підходить для поверхневих ран;
- Має протизапальний та фотобіостимулюючий ефект.

Недоліки:

- Невелика глибина проникнення (до 5 мм);
- Висока вартість лазерного обладнання;
- Потребує точного дозування та обережного використання.

1.3 ВАКУУМНА ТЕРАПІЯ (NEGATIVE PRESSURE WOUND THERAPY, NPWT)



Рис. 1.2. пристрій вакуумної терапії

Фізичний принцип: створення контрольованого негативного тиску в межах рани за допомогою герметичної пов'язки та вакуумного насоса. Це сприяє видаленню ексудату, зменшенню набряку та активізації кровотоку.

Переваги:

- Ефективна для глибоких, інфікованих або некротизованих ран;
- Сприяє швидкому формуванню грануляційної тканини;
- Значно знижує мікробне навантаження в області ушкодження.

Недоліки:

- Висока вартість витратних матеріалів та самого обладнання;
- Обмежена мобільність пацієнта через громіздкість системи;
- Часто потребує спеціалізованого догляду з боку медичного персоналу.

1.4 ТЕРАПІЯ ХОЛОДНОЮ ПЛАЗМОЮ (COLD ATMOSPHERIC PLASMA, CAP)

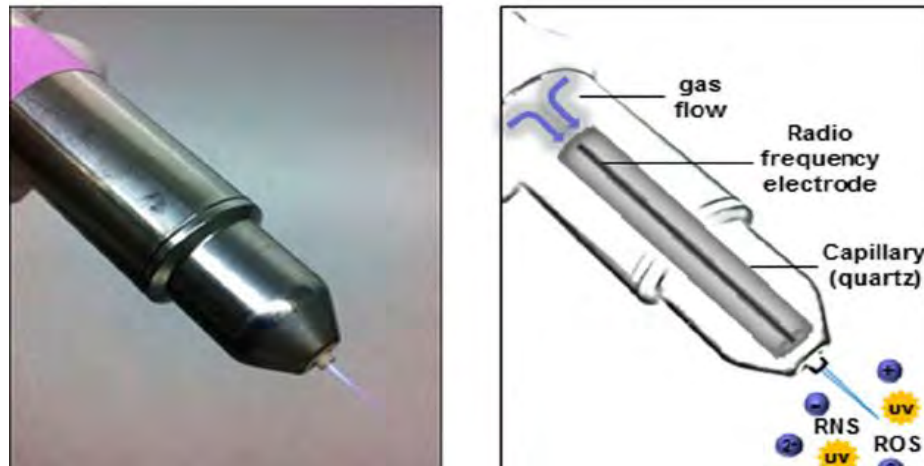


Рис. 1.3. пристрій терапії плазмою

Фізичний принцип: використання слабоіонізованого газового середовища (плазми), що містить активні частинки (O_3 , NO , e^- , іони), здатні чинити антимікробну, протизапальну та стимулюючу дію на клітини шкіри.

Переваги:

- Бактерицидний ефект навіть проти антибіотикорезистентних штамів;
- Неінвазивний метод, який не викликає болю;
- Підходить для інфікованих або хронічних ран.

Недоліки:

- Висока технологічна складність генераторів;
- Недостатня кількість клінічних досліджень для деяких нозологій;
- Висока собівартість обладнання.

1.5 АНАЛІЗ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ПІДХОДУ



Рис. 1.4. пристрій ультразвукової терапії

Фізичний принцип: вплив на тканини за допомогою механічних коливань у діапазоні 20–100 кГц, що викликають мікромасаж, покращення мікроциркуляції та стимуляцію метаболічних процесів.

Переваги:

- Проникнення на глибину до 5 см (глибше, ніж лазер);
- Відносна простота конструкції в порівнянні з вакуумними або плазмовими системами;
- Можливість реалізації портативного форм-фактору;
- Сприятливий вплив на процеси ангіогенезу та колагеноутворення;

Недоліки:

- Необхідність забезпечення належного акустичного контакту (гель);
- Вимоги до коректного калібрування під конкретного користувача або ділянку тіла.

1.6 ОБҐРУНТУВАННЯ ВИБОРУ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ТЕХНОЛОГІЇ

У процесі технічного аналізу та порівняння сучасних методів стимуляції загоєння ран (табл. 1) було встановлено, що ультразвукова терапія забезпечує оптимальне співвідношення між ефективністю, технічною реалізацією та

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
						16
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

можливістю подальшої мініатюризації пристрою. Вона здатна забезпечити як поверхневу, так і глибоку дію на тканини без інвазивного втручання, що є вагомою перевагою для широкого спектру клінічних випадків.

Завдяки мікромеханічній дії ультразвукових хвиль досягається стимуляція ангиогенезу, підвищення клітинного метаболізму та активізація синтезу колагену. Це підтверджено низкою клінічних досліджень, які відзначають скорочення терміну регенерації тканин та зменшення інфекційних ускладнень. Крім того, можливість реалізації контролю якості контакту через імпедансну кореляцію суттєво підвищує рівень безпеки та адаптивності пристрою, особливо при роботі в умовах домашнього або польового застосування.

На відміну від вакуумної терапії, ультразвукові системи не потребують герметизації та складного догляду. У порівнянні з лазерними приладами, ультразвук забезпечує більшу глибину проникнення при нижчій енергетичній насиченості та меншій вартості обладнання. Технології холодної плазми, хоча й перспективні, наразі потребують значних витрат та не мають достатнього рівня стандартизації для масового застосування.

Таким чином, вибір ультразвукової технології дозволяє створити портативний, безпечний і клінічно обґрунтований пристрій для ефективного стимулювання процесів загоєння шкірних ушкоджень у різних умовах експлуатації.

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
						17
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

Критерій	Лазерна терапія (LLLT)	Вакуумна терапія (NPWT)	Холодна плазма (CAP)	Ультразвукова терапія
Глибина проникнення	До 5 мм	До 5 см (опосередковано)	До 2–3 мм	До 5 см
Ефективність при хронічних ранах	Середня	Висока	Висока	Висока
Можливість портативного форм-фактору	Так	Ні	Обмежено	Так
Складність обслуговування	Низька	Висока	Висока	Низька
Вартість реалізації	Висока	Висока	Висока	Помірна
Необхідність додаткових засобів	Ні	Так (герметизація, трубки)	Ні	Так (акустичний гель)
Контроль якості лікування	Обмежений	Обмежений	Мінімальний	Є (імпедансна кореляція)
Рівень технологічної зрілості	Високий	Високий	Середній	Високий

Табл.1

1.7 УЛЬТРАЗВУКОВА ТЕРАПІЯ РАН: БІОФІЗИЧНІ ОСНОВИ, ЕФЕКТИВНІСТЬ І СУЧАСНІ ТЕНДЕНЦІЇ ДОСЛІДЖЕНЬ

Серед наявних фізіотерапевтичних методів, спрямованих на регенерацію шкірних покривів, ультразвукова терапія вирізняється поєднанням глибини впливу, клінічної адаптивності та відносної безпечності. На відміну від традиційної контактної УЗ-лікувальної практики, сьогодні набувають популярності як контактні, так і безконтактні методи (зокрема, MIST-ультразвук), що суттєво розширює клінічні показання та можливості використання.

Фізіологічні ефекти та механізми дії

Ультразвукова хвиля низької частоти (20–40 кГц) здатна модулювати локальну мікроциркуляцію, що стимулює перфузію тканин та пришвидшує міграцію фібробластів. Крім того, відзначено позитивний вплив на експресію факторів росту, зокрема VEGF та TGF- β 1, що є ключовими у фазах проліферації та ремоделювання рани.

Систематичний аналіз виявив, що використання ультразвуку підвищує активність колагенових матриць та пришвидшує трансформацію фібробластів у міофібробласти. Це призводить до скорочення країв рани та стабілізації епітелізації. Ключовим біофізичним фактором вважається не лише механічна стимуляція, а й мікрокавітація, яка активує локальне клітинне середовище.

Клінічна ефективність при лікуванні хронічних ран

У багатоцентровому дослідженні за участі 133 пацієнтів з діабетичними виразками стопи було встановлено, що 12-тижневий курс ультразвукової терапії у режимі безконтактної генерації (MIST) знижує кількість незагойних ран на 53% у порівнянні з традиційною терапією ($p < 0.01$). Також спостерігалось суттєве зниження бактеріального навантаження без необхідності додаткової антибіотикотерапії.

У клінічних умовах при лікуванні трофічних виразок у пацієнтів із хронічною венозною недостатністю відзначено скорочення строку грануляції на 35%, при середньому зменшенні площі рани на 2 см² щотижнево. Клінічна ефективність спостерігалася при щоденному впливі протягом 10–15 хв.

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		19

Потенціал технічного вдосконалення

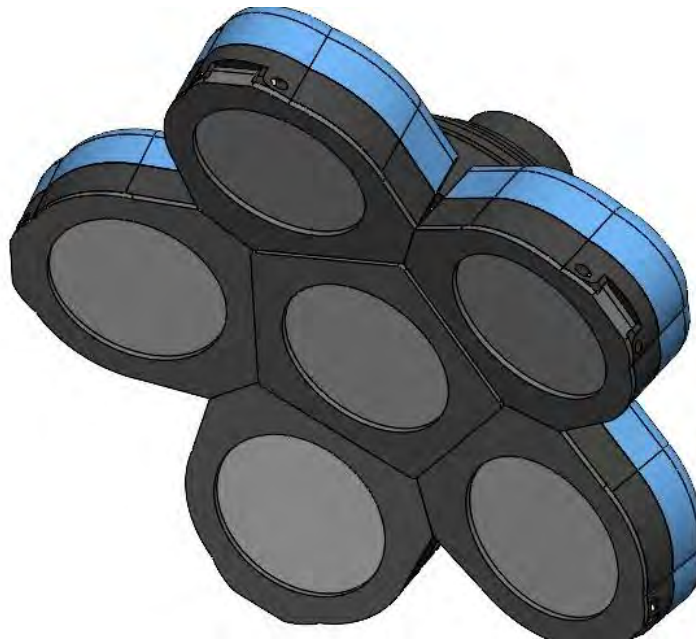


Рис. 1.5. система зі зміненою гнучкою геометрією площі

Сучасні розробки демонструють можливість інтеграції систем контролю зворотного зв'язку з використанням автокореляційної функції для визначення ефективності контакту з рановою поверхнею. Такий підхід дозволяє виявляти порушення акустичного контакту, автоматично адаптувати режим роботи пристрою та зменшувати ризик перегріву або неефективного впливу. Це особливо важливо при загоєнні великих або нерівномірних за формою уражень, де використовується гнучкий аплікатор (рис 1.5), що охоплює значну площу складної геометрії.

Крім того, технічна архітектура пристрою допускає можливість використання різних типів ультразвукових сигналів, зокрема імпульсних, синусоїдальних або спеціальних форм, таких як сінк-сигнал. Це відкриває перспективи для підвищення ефективності терапії за рахунок оптимізації частотної та енергетичної модуляції, однак потребує окремого поглибленого дослідження, яке не є предметом розгляду в межах цієї роботи.

Висновки за результатами огляду

Таким чином, ультразвукова терапія на сьогодні є методикою з доведеним фізіологічним обґрунтуванням та клінічною результативністю при лікуванні широкого спектру ран. Підтвердженням цього є як систематичні метааналізи, так і індивідуальні багатоцентрові дослідження, які демонструють стабільне покращення показників загоєння. Перспективним напрямом є розробка портативних пристроїв зі змінною геометрією п'єзоелементів, що дозволить персоналізувати терапію відповідно до типу та локалізації ушкодження.

1.8 ПОРІВНЯННЯ З ІСНУЮЧИМИ УЛЬТРАЗВУКОВИМИ ПРИСТРОЯМИ

На ринку медичних технологій існує кілька відомих зразків ультразвукових пристроїв для загоєння ран, серед яких варто відзначити системи UltraMIST®, SonicOne® O.R. та експериментальні розробки Drexel University. Кожен із цих приладів має свою спеціалізацію, технічні особливості та обмеження, які доцільно проаналізувати у контексті розробки запропонованого в цій роботі пристрою.



Рис. 1.6. UltraMIST®

1. UltraMIST® (рис 1.6) є безконтактною системою ультразвукової терапії, що генерує низькочастотні хвилі (40 кГц) через потік водяного туману. Терапевтичний вплив здійснюється без дотику до поверхні рани, що зменшує ризик травмування тканин і забезпечує антисептичний ефект. Пристрій активно використовується в клінічній практиці для лікування ран, що повільно загоюються, включаючи діабетичні виразки, пролежні та опіки. Основним обмеженням є його велика вага, складність у використанні в домашніх умовах і відсутність адаптації аплікатора до анатомічних контурів тіла. Також пристрій не має вбудованих засобів контролю якості контакту або ефективності впливу.



Рис. 1.7. SonicOne® O.R.

2. SonicOne® O.R. (рис 1.7) розроблений переважно для хірургічного очищення ран у стаціонарних умовах. Це контактна система, що використовує направлений ультразвуковий вплив для видалення некротизованих тканин. Потужність генерації дає змогу ефективно очищувати глибокі інфіковані ураження, однак пристрій не призначений для щоденного лікування ран на амбулаторному або домашньому етапі. Його застосування вимагає високої

кваліфікації медичного персоналу, а відсутність гнучкого конструктивного модуля обмежує використання у важкодоступних зонах.



Рис. 1.8. Розробка Drexel University

3. Розробка Drexel University (рис 1.8) позиціонується як прототип компактного портативного пристрою для ультразвукової стимуляції загоєння. Вона має невеликі розміри та орієнтована на неінвазивне застосування в домашніх умовах. Водночас пристрій використовує фіксовані параметри, не дозволяючи змінювати інтенсивність чи частоту ультразвуку, що знижує адаптивність до індивідуальних клінічних сценаріїв. Пристрій також не забезпечує ані гнучкості аплікатора, ані можливості контролю глибини чи ефективності дії.

На відміну від наведених прикладів, прототип ультразвукового пристрою, розроблений у межах даного дослідження, має низку переваг. Його конструкція базується на гнучкому аплікаторі, що дозволяє рівномірно розподіляти вплив навіть на нерівномірних ділянках тіла. Наявність системи імпедансного контролю забезпечує зворотний зв'язок щодо ефективності контакту з поверхнею шкіри. Це дозволяє автоматично адаптувати параметри впливу або сигналізувати про необхідність корекції положення пристрою. Крім того, програмна платформа дозволяє користувачу або лікарю налаштовувати режими роботи (інтенсивність, частоту, тривалість), що робить пристрій персоналізованим інструментом терапії. Портативність, автономність живлення

та сумісність з побутовим використанням роблять його універсальним рішенням як для клінік, так і для пацієнтів у домашніх умовах.

Таким чином, новий пристрій поєднує гнучкість, персоналізоване управління та функціональну зворотність, що відсутні у більшості існуючих рішень. Це дозволяє розглядати його як конкурентоспроможну альтернативу або доповнення до наявних систем ультразвукової терапії.

1.9 ВИСНОВОК ДО РОЗДІЛУ

У першому розділі дипломної роботи здійснено ґрунтовний огляд принципів дії, клінічної ефективності та функціональних особливостей ультразвукової терапії в контексті загоєння ран. Окрему увагу приділено аналізу сучасних пристроїв, що реалізують даний метод, таких як UltraMIST®, SonicOne® O.R. та розробки на базі Drexel University. Встановлено, що переважна більшість існуючих рішень не здатна забезпечити рівномірний контакт з поверхнями складної геометрії та не передбачає засобів зворотного контролю ефективності дії.

Проаналізовані джерела свідчать, що наявні пристрої здебільшого мають жорстку конструкцію аплікатора, що обмежує можливість їх застосування при лікуванні ран великої площі або в ділянках зі складним рельєфом. Також виявлено, що більшість зразків не дозволяють здійснювати індивідуальне налаштування параметрів впливу або модулювати сигнал у залежності від умов терапії.

На основі отриманих результатів сформовано ключові функціональні вимоги до нового пристрою: гнучка та масштабована конструкція аплікатора, здатність до адаптації під анатомічні особливості пацієнта, наявність імпедансного контролю як зворотного зв'язку для оцінки ефективності дії, а також потенційна можливість роботи з різними формами ультразвукових сигналів. Визначені положення лягли в основу технічної концепції, що реалізується в подальших розділах дипломної роботи. У першому розділі дипломної роботи було проведено комплексний аналіз сучасних підходів до

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
						24
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ультразвукової терапії ран, розглянуто її фізіологічні механізми, клінічну ефективність та технічні аспекти реалізації. Особливу увагу приділено аналізу вже існуючих ультразвукових пристроїв та визначенню їхніх обмежень. Встановлено, що більшість таких систем мають жорстку конструкцію аплікатора, відсутність гнучкої адаптації до великої площі ураження та недостатні можливості контролю ефективності контакту. Розглянута література та результати клінічних досліджень підтверджують перспективність ультразвукової стимуляції як методу локального лікування. З урахуванням виявлених потреб сформульовано технічні вимоги до нового пристрою, який повинен забезпечити гнучке прилягання до шкіри, контроль контакту та можливість масштабування під геометрію рани. Отримані висновки стали підґрунтям для подальшої розробки конструктивної та електронної частини пристрою у наступних розділах роботи.

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		25

РОЗДІЛ 2. РОЗРОБЛЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ ТА СКЛАДАЛЬНОГО КРЕСЛЕННИКА УЛЬТРАЗВУКОВОЇ СИСТЕМИ ЗАГОЄННЯ РАН

2.1 РОЗРОБКА ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ

надається за запитом до авторів

Рис. 2.1. функціональна схема ультразвукової системи загоєння ран

На рис. 2.1 представлено узагальнену функціональну схему пристрою для ультразвукової терапії ран, в якій наведено основні функціональні блоки, їхні взаємозв'язки та призначення.

1. Генератор сигналу (ГС)
2. Підсилювач сигналу (ПС)
3. Комутаційний модуль (КМ)
4. Електронний блок обробки сигналів, підсилювач відбитого сигналу (ПВС + БОС)
5. Дешифратор (ДШ)
6. Блок керування (БК)
7. Блок живлення (БЖ)
8. 6 П'єзоелементів (ПЕ)

Основні компоненти функціональної схеми:

1. **Мікроконтролер (STM32F103C8T6)** – центральний елемент керування, який відповідає за формування команд, обробку зворотного сигналу, управління комутацією п'єзоелементів, зв'язок із дисплеєм та клавіатурою. Мікроконтролер також виконує функції дешифратора, лічильника та ШІМ-генератора. Комунікація здійснюється через UART, I2C і PWM-лінії.
2. **Генератор сигналу (DDS)** – цифрове джерело сигналу, що формує ультразвуковий сигнал заданої форми (наприклад, синус або сінк). Сигнал подається на підсилювач.

3. **Підсилювач (LT1210)** – потужний операційний підсилювач, який посилює сигнал DDS до рівня, необхідного для роботи п'єзоелементів. Забезпечує навантажувальну здатність для керування комутатором.
4. **Комутаційний блок (HV2601)** – високовольтний мультиплексор, який керує підключенням до одного з шести п'єзоелементів. Керування здійснюється мікроконтролером. Працює на напрузі до 30 В постійного струму.
5. **П'єзоелементи (6 шт.)** – виконавчі елементи, які перетворюють електричний сигнал на ультразвукові коливання. Завдяки комутації можна забезпечити покриття різних ділянок тіла.
6. **Вимірювальний тракт з підсилювачем відбитого сигналу** – аналоговий тракт, що приймає відбитий ультразвуковий сигнал, фільтрує його та подає на ADC.
7. **Аналогово-цифровий перетворювач (AD9246-125)** – 14-розрядний АЦП, який здійснює оцифрування відбитого сигналу для подальшого аналізу мікроконтролером.
8. **Інтерфейс користувача:**
 - **Дисплей SHMICTRL-28AF-TP** – сенсорний TFT-дисплей з UART-інтерфейсом для відображення режимів роботи та даних зворотного контролю.
 - **Клавіатура** – призначена для зміни параметрів (частота, потужність, час дії).
9. **Блок живлення** – забезпечує всі необхідні рівні напруг:
 - 3.3 В (через перетворювач із 5 В для STM32);
 - 5 В – живлення DDS, логіки керування;
 - 15 В і 30 В – для живлення HV2601 та підсилювача LT1210;

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
						27
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

- о 200 В – резерв для потенційного імпульсного режиму (не використовується в цій моделі, але передбачене розведення).

Розглянута схема демонструє чітку ієрархію підсистем: від цифрового керування до виконавчих елементів та модуля обробки сигналів зворотного зв'язку. Така архітектура забезпечує точне керування параметрами ультразвукового впливу, можливість гнучкої конфігурації та контроль ефективності контакту п'єзоелементів зі шкірою пацієнта. У наступному підрозділі буде представлено складальне креслення, що деталізує взаємне розміщення елементів пристрою

2.2 РОЗРАХУНОК ОСНОВНИХ ПАРАМЕТРІВ ПІДСИЛЮВАЧА

У процесі проектування пристрою було виявлено, що амплітуда сигналу, який формується на виході генератора DDS, становить приблизно 1 В. Такий рівень сигналу є недостатнім для ефективного збудження п'єзоелементів, які вимагають робочої амплітуди щонайменше 20 В. Саме це зумовило необхідність підсилення сигналу щонайменше у 20 разів.

- 1.1A Minimum Output Drive Current
- 35MHz Bandwidth, $A_V = 2$, $R_L = 10\Omega$
- 900V/ μ s Slew Rate, $A_V = 2$, $R_L = 10\Omega$
- High Input Impedance: $10M\Omega$
- Wide Supply Range: $\pm 5V$ to $\pm 15V$
(TO-220 and DD Packages)
- Enhanced θ_{JA} SO-16 Package for $\pm 5V$ Operation
- Shutdown Mode: $I_S < 200\mu A$
- Adjustable Supply Current
- Stable with $C_L = 10,000pF$
- Operating Temperature Range: $-40^\circ C$ to $85^\circ C$
- Available in 7-Lead DD, TO-220 and
- 16-Lead SO Packages

Рис. 2.2. характеристика підсилювача

Первинно для підсилення використовувався потужний операційний підсилювач LT1210 (рис 2.2). Цей підсилювач добре підходить для

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
						28
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

навантаження з великим струмом і є придатним для роботи з п'єзоелементами, однак його основне призначення — струмовий режим, і в реальній схемі при використанні у якості підсилювача напруги досягається коефіцієнт підсилення не більше ніж удвічі. Це підтверджено експериментально, де спроба реалізувати більше підсилення призводила до спотворення сигналу або обмеження по живленню.

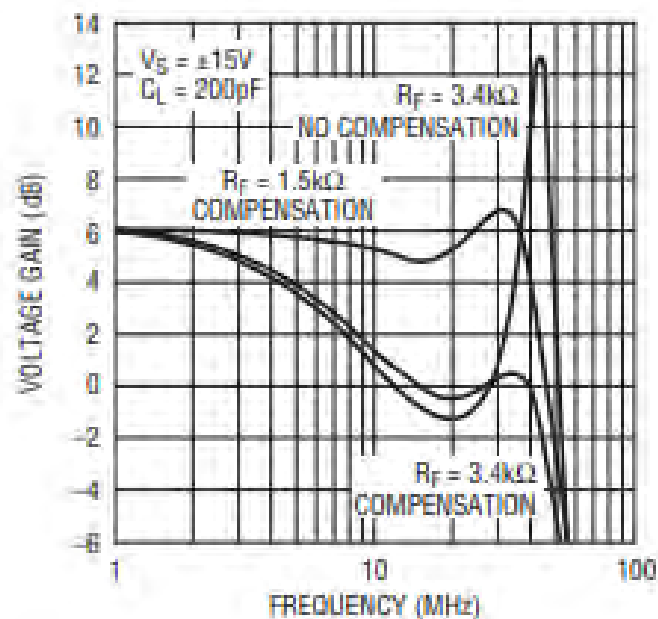


Рис. 2.3. графік залежності

Враховуючи ці обмеження (рис 2.3), було прийнято рішення додати окремий каскад попереднього підсилення, з реалізацією великого коефіцієнта підсилення. Для цього обрано високошвидкісний підсилювач THS3001 від компанії Texas Instruments. Цей підсилювач призначений для роботи в радіочастотному діапазоні, має широкий діапазон входних частот, низький рівень шумів та здатність забезпечити високий коефіцієнт підсилення без значних спотворень.

Для реалізації підсилення сигналу до необхідного рівня розглядається включення THS3001 у неінвертувальному режимі. У такій конфігурації коефіцієнт підсилення розраховується за формулою:

$$K = 1 + \frac{R_f}{R_g}$$

де:

- K — загальний коефіцієнт підсилення;
- R_f — резистор зворотного зв'язку;
- R_g — вхідний резистор, підключений до землі.

Для отримання підсилення в 10 разів, підставимо такі значення:

$$R_f = 900 \text{ Ом}, R_g = 100 \text{ Ом}$$

$$K = 1 + (900 / 100) = 10$$

Таким чином, після проходження цього каскаду амплітуда сигналу зросте з 1 В до приблизно 10 В. У подальшому цей сигнал подається на LT1210, який до підсилення струму може додати ще незначне збільшення амплітуди — в межах допустимого досягнення 20 В.

Комбіноване використання двох підсилювальних каскадів — THS3001 для підсилення напруги та LT1210 для реалізації струмового навантаження — дозволяє ефективно узгодити джерело сигналу з п'єзоелементами. Така структура дає змогу точно регулювати параметри сигналу, забезпечити його лінійність, уникнути перевантажень по струму, а також зменшити шумові складові завдяки використанню спеціалізованих підсилювачів.

У подальшому під час реалізації пристрою доцільно передбачити можливість регулювання коефіцієнта підсилення, наприклад, шляхом заміни резисторів R_f або використання підлаштовуваного потенціометра. Це дозволить адаптувати пристрій до п'єзоелементів із різними електричними характеристиками. У ході моделювання та попередніх випробувань було виявлено, що вихідний сигнал з цифрового генератора DDS має амплітуду близько 1 В. Оскільки для ефективного збудження п'єзоелементів необхідно забезпечити амплітуду сигналу щонайменше 20 В, виникає потреба у підсиленні сигналу щонайменше у 20 разів.

Підсилювач LT1210, який спочатку був обраний для цього завдання, технічно здатний забезпечувати струмове навантаження, проте фактичний

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		30

коефіцієнт підсилення у цій конфігурації обмежений приблизно двократним. Тому виникла необхідність у додатковому каскаді підсилення напруги.

Для цього було розглянуто високошвидкісний підсилювач THS3001, який дозволяє реалізувати значне підсилення з високою точністю та стабільністю.

Таким чином, реалізація каскаду з THS3001 дозволяє отримати необхідний рівень сигналу. У повній схемі буде застосовано комбіноване підсилення LT1210 та THS3001: перший каскад виконує грубу адаптацію до навантаження, другий – забезпечує основне підсилення.

Цей підхід дозволяє досягти необхідного рівня збудження п'єзоелементів для ефективної передачі ультразвукової енергії в тканини пацієнта при забезпеченні лінійності та стабільності сигналу.

Слід звернути увагу на те що кожен п'єзоелемент має вмикатися по чергово адже характеристик пристрою з розрахунків недостатньо для одночасної роботи усіх, але незважаючи на це зберігається перевага економії часу при підготовці до процесу обробки, який і займає більшу частину часу.

2.3 РОЗРОБКА МОДЕЛІ ТА СКЛАДАЛЬНОГО КРЕСЛЕНИКА

У ході розробки ультразвукового пристрою для стимуляції загоєння ран було особливу увагу зосереджено на інженерному рішенні аплікатора — контактної частини, що безпосередньо взаємодіє з тілом пацієнта. Основна вимога до конструкції аплікатора полягала в необхідності забезпечення рівномірного і надійного контакту з поверхнею шкіри незалежно від її анатомічних особливостей, кривизни та площі ураження. Це стало підґрунтям для розробки інноваційної багатомодульної структури.

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
						31
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		



Рис. 2.4. електробритва

Натхненням для обраної конфігурації стала геометрія сучасних електробритв з багатьма рухомими лезами. Такі пристрої дозволяють максимально точно повторювати контури шкіри, що виявилось ідеальним підходом для задачі ультразвукової терапії. У результаті було створено аплікатор із п'яти незалежних робочих модулів, які формою нагадують пелюстки, розташовані симетрично навколо центральної бази. Кожен модуль має можливість змінювати кут нахилу за допомогою вбудованого шарнірного з'єднання, що дозволяє пристрою облягати тіло навіть у складних анатомічних зонах (лікть, коліна, вигнуті поверхні тощо).

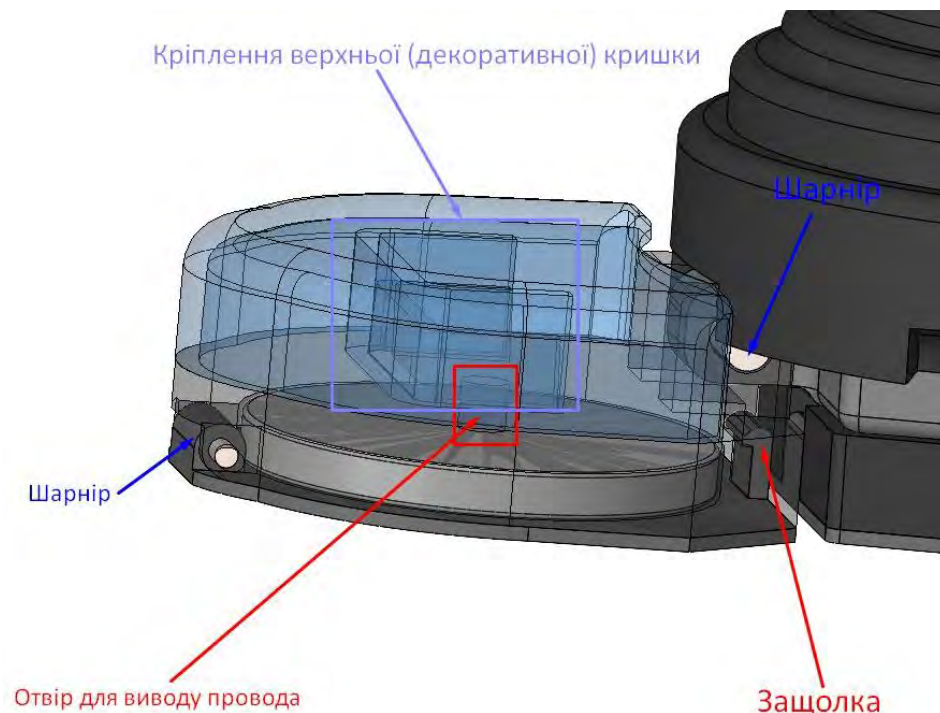


Рис. 2.5. конструкція пелюстки

Кожен модуль оснащено посадковим отвором для п'єзoeлемента, який закріплюється герметично для виключення втрат енергії та забезпечення акустичного з'єднання з тілом через гель. В нижній частині модуля передбачено контактну поверхню, яка прилягає до шкіри, а у верхній — монтажні місця для декоративної кришки та канал для виведення кабелів.

Конструкція аплікатора включає:

- центральний жорсткий вузол керування;
- п'ять рухомих сегментів, які мають незалежні осі обертання;
- шарніри з обмежувачами кута нахилу, що запобігають надмірному викривленню;
- систему фіксації модулів за допомогою защіпок;
- технологічні отвори для прокладання кабелів живлення та сигналів.

Проектування аплікатора здійснювалось у середовищі САПР SolidWorks. Це дозволило створити тривимірну модель з точним розташуванням усіх елементів, візуалізувати процес зборки, виконати перевірку на зіткнення та провести базову оцінку ергономіки. В ході моделювання було враховано

можливість подальшого виготовлення елементів як шляхом 3D-друку, так і методом лиття або ЧПУ-фрезерування.

Результуюча конструкція поєднує у собі адаптивність, компактність, симетрію та технологічність. Завдяки цьому вдалось досягти таких ключових переваг:

- пристрій може охоплювати рани значної площі без потреби переміщення по шкірі;
- забезпечується стабільний контакт за рахунок гнучких модулів;
- кожен модуль може працювати автономно, що дозволяє реалізувати покрокову або комбіновану терапію;
- реалізовано зручний монтаж і обслуговування п'єзоелементів.

Таким чином, запропонована механічна концепція є інженерно обґрунтованою, заснованою на аналізі анатомії та практики клінічного використання. Вона забезпечує високий ступінь універсальності пристрою, що відрізняє його від класичних стаціонарних аплікаторів та відкриває перспективи для практичного впровадження у медичну практику. У ході розробки пристрою значну увагу було приділено його конструктивному виконанню. Одним з основних завдань була реалізація такої геометрії аплікатора, яка забезпечить щільний контакт з поверхнею рани незалежно від її форми, площі чи рельєфу тіла пацієнта. У результаті було спроектовано модульну гнучку конструкцію, натхненну формою електробритви з кількома незалежними блоками-лезами.

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		34



Рис. 2.6. система у розігнутому вигляді

Основна частина аплікатора складається з п'яти робочих модулів, розміщених у формі пелюсток навколо центральної опори. Кожен модуль містить вбудований п'єзоелемент, закріплений у герметичному посадковому місці, та може змінювати кут нахилу завдяки вбудованим шарнірам. Це дозволяє аплікатору адаптуватися до вигинів тіла, не втрачаючи ефективності контакту та забезпечуючи рівномірний розподіл ультразвукового поля.

Для забезпечення надійного монтажу передбачені:

- система защіпок і отворів для виведення кабелів;
- посадочні місця під кришки та декоративні елементи;
- кріплення для центрального ковпака, що виконує як естетичну, так і функціональну роль — захист від механічних пошкоджень та центрування тиску.

Проектування проводилося у середовищі SolidWorks, що дозволило виконати детальне 3D-моделювання, протестувати кінематику елементів і переконатися у працездатності шарнірних з'єднань. Конструкція була оптимізована для друку на 3D-принтері та подальшого виготовлення методом лиття або фрезерування.

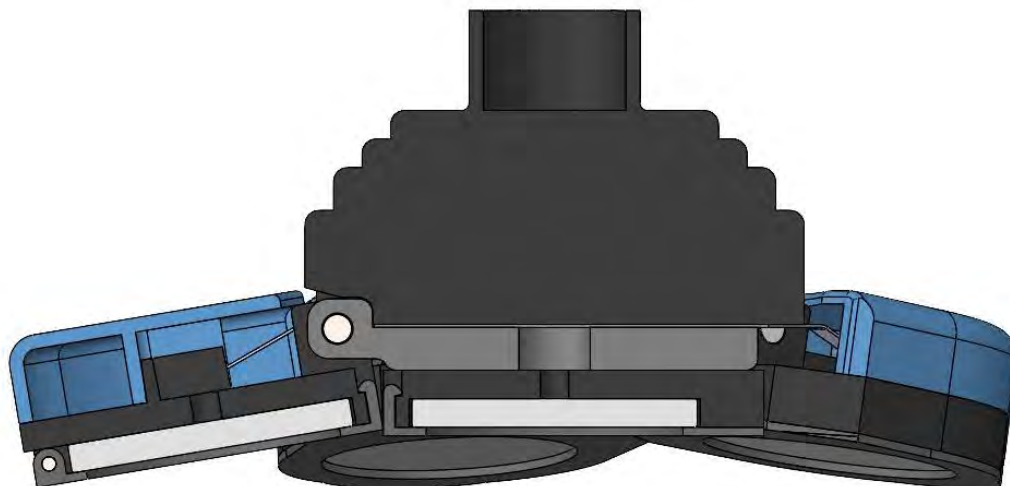


Рис. 2.7. вигляд шарнірів

Візуально модель являє собою компактний симетричний пристрій з центральним модулем керування та п'ятьма відгалуженнями. Знизу кожного модуля знаходиться посадкове гніздо для п'єзoeлемента, яке щільно прилягає до шкіри. Верхні частини модулів прозорі або напівпрозорі — це дозволяє візуально контролювати внутрішні компоненти та полегшує технічне обслуговування.

Завдяки такому підходу вдалося забезпечити:

- покриття великої площі шкіри за один сеанс без переміщення пристрою;
- точкову незалежну дію кожного модуля завдяки комутації;
- ергономічність і простоту використання в клінічних умовах.

Запропонована форма аплікатора є оригінальною і не повторює існуючих комерційних аналогів, що може стати конкурентною перевагою при серійному виробництві пристрою або патентуванні конструкції.

2.4 ВИСНОВОК РОЗДІЛУ

У другому розділі було представлено основні етапи проєктування ультразвукового пристрою для стимуляції загоєння ран. Розроблена функціональна схема охоплює всі ключові вузли системи — від генератора сигналу до комутації п'єзoeлементів і зворотного каналу контролю. Особливу увагу приділено вибору підсилювального каскаду: через обмеження LT1210 було запропоновано додаткове попереднє підсилення з використанням

високошвидкісного операційного підсилювача THS3001, що дозволяє досягти необхідної амплітуди сигналу до 20 В для ефективної дії на п'єзоелементи.

У межах розділу також виконано детальне моделювання аплікатора. Створено гнучку, багатомодульну конструкцію з п'яти незалежних сегментів, що можуть адаптуватися до геометрії тіла пацієнта. Така конфігурація дозволяє забезпечити щільний акустичний контакт з поверхнею рани на великій площі без потреби у переміщенні пристрою. Опора на конструктивну логіку електробритв дала змогу реалізувати шарнірне з'єднання з можливістю фіксації, що поєднує ергономіку з технологічною доцільністю.

Загалом розроблений пристрій вирізняється інженерною продуманістю, можливістю масштабування, високим ступенем адаптивності та ефективною передачею енергії. Отримані результати лягли в основу подальших етапів розробки — створення електричної принципової схеми та друкованої плати, які будуть розглянуті у наступному розділі.

РОЗДІЛ 3. ПРОЕКТУВАННЯ ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ

3.1 ПРИНЦИПОВА СХЕМА ПРИСТРОЮ

У даному розділі послідовно розглянуто всі основні компоненти принципової електричної схеми пристрою. Подано стислий аналіз призначення кожного елемента, обґрунтовано його вибір з урахуванням технічних вимог, сумісності з іншими вузлами, а також режимів роботи. Описано логіку взаємозв'язків між модулями схеми та їх підключення в загальній структурі пристрою. Повна електрична принципова схема пристрою наведена у додатку.

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		37

Мікроконтролер STM32F103C8T6

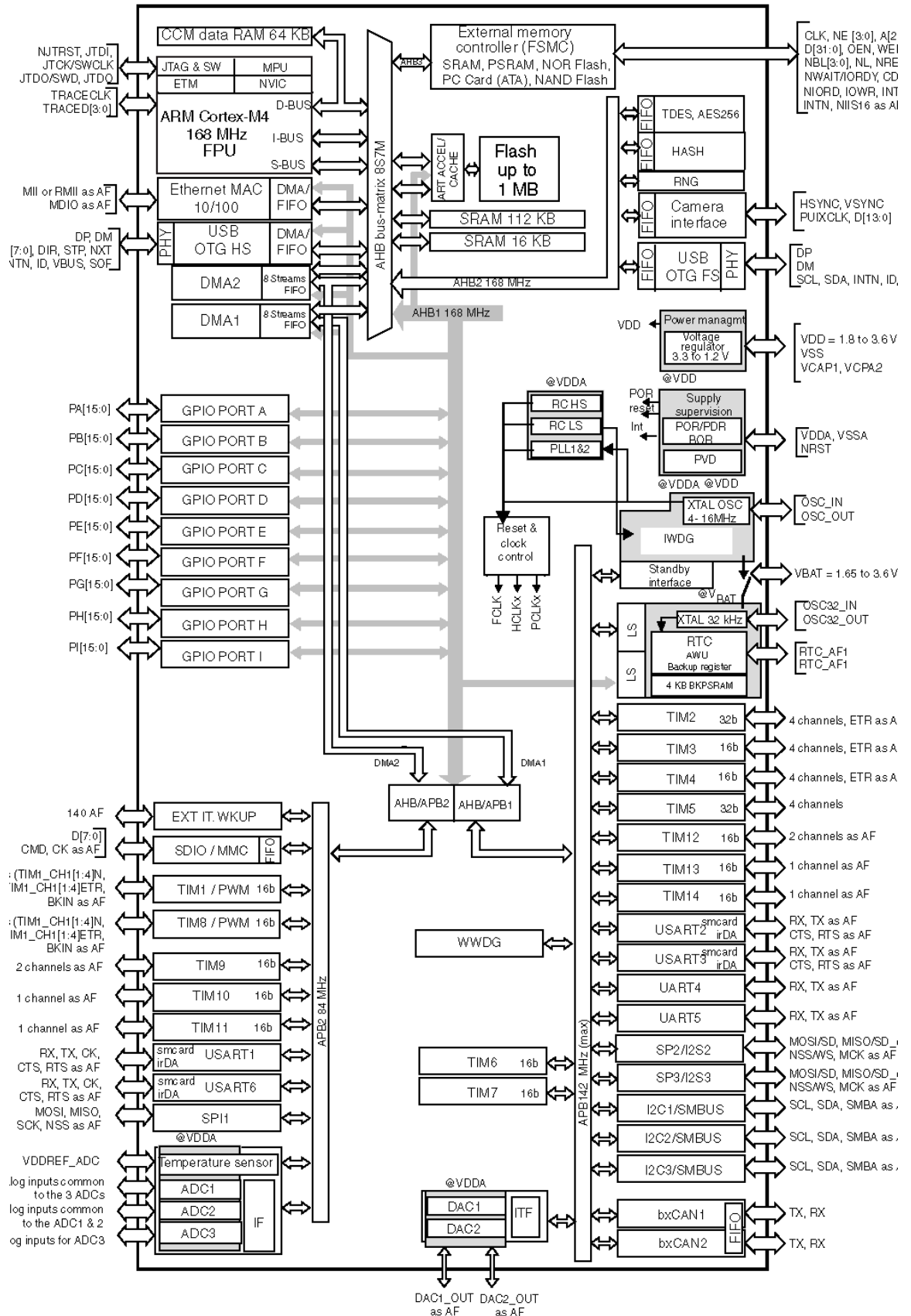


Рис. 3.1. Функціональна блок-діаграма STM32F401CC

Цей мікроконтролер є центральною обчислювальною одиницею пристрою. Він базується на 32-бітному ядрі ARM Cortex-M3, що працює на тактовій частоті до 72 МГц і забезпечує достатню продуктивність для керування всіма модулями схеми. Завдяки широкому набору периферійних інтерфейсів (UART, I2C, SPI, GPIO, ADC, PWM) мікроконтролер забезпечує повну інтеграцію з іншими елементами схеми, такими як DDS-генератор, аналоговий комутатор, дисплей, клавіатура та АЦП.

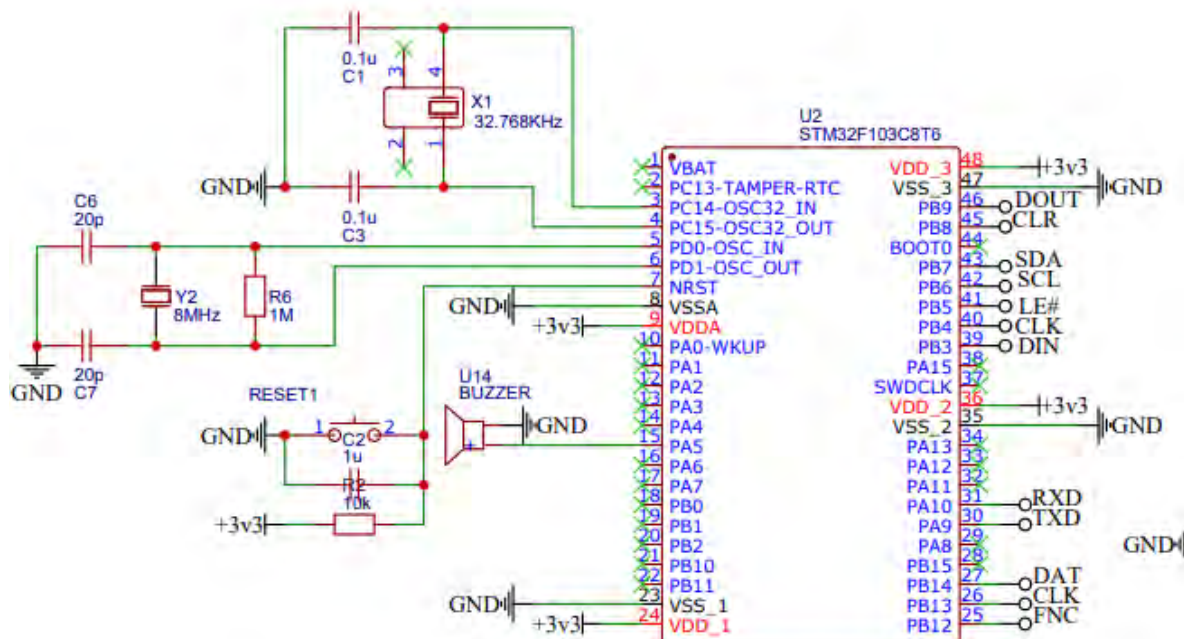


Рис. 3.2. підключення STM32

Основні технічні характеристики STM32F103C8T6:

- Тактова частота: до 72 МГц;
- Об'єм флеш-пам'яті: 64 КБ;
- Об'єм оперативної пам'яті (SRAM): 20 КБ;
- Живлення: 2.0 – 3.6 В (у схемі використано 3.3 В);
- Кількість GPIO: до 37 універсальних ліній вводу/виводу;
- АЦП: 12-бітний, з 10 каналами;
- Підтримка інтерфейсів UART, SPI, I2C, CAN, USB (Full Speed).

У даному проєкті мікроконтролер реалізує наступні функції:

- Програмне керування DDS-генератором AD9833 через SPI;

- Вибір активного каналу в комутаторі HV2601 для подачі сигналу на обраний п'єзоелемент;
- Обробка сигналу з АЦП ADS1115 по I2C для контролю імпедансу та оцінки контакту;
- Передача інформації на дисплей ShMICTRL-28AF-TP через UART;
- Реакція на натискання кнопок керування для зміни параметрів та режимів роботи;
- Робота в реальному часі із таймерами, PWM для формування допоміжних керуючих сигналів.

Завдяки доступності, документованості та широкій підтримці з боку розробницької спільноти, STM32F103C8T6 дозволяє реалізувати ефективну, стабільну та гнучку логіку керування усіма функціональними модулями пристрою. Його низьке енергоспоживання і підтримка відлагоджувального інтерфейсу SWD значно спрощують процес розробки та тестування програмного забезпечення.

DDS-генератор сигналів AD9833

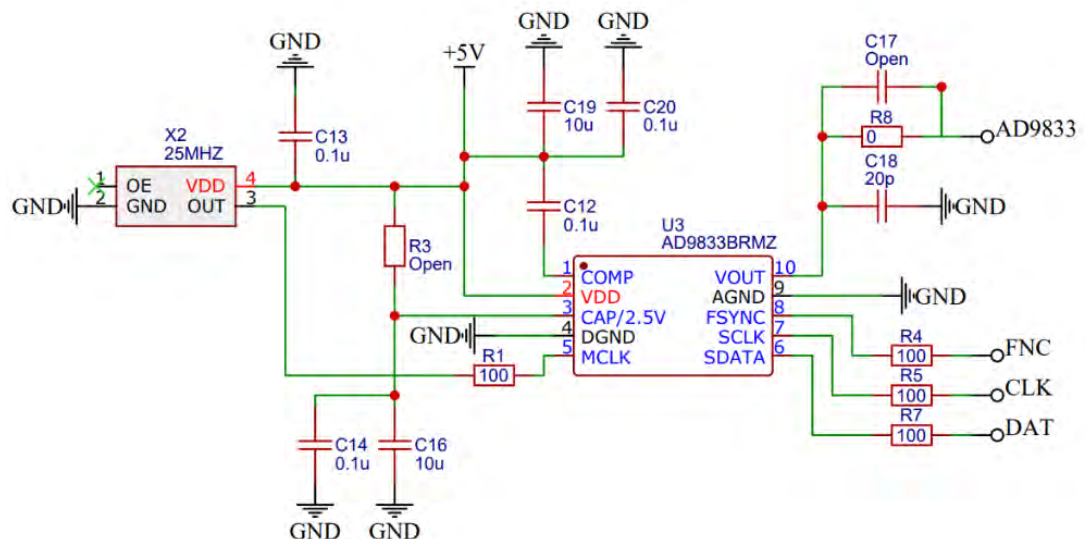


Рис. 3.3. підключення AD9833

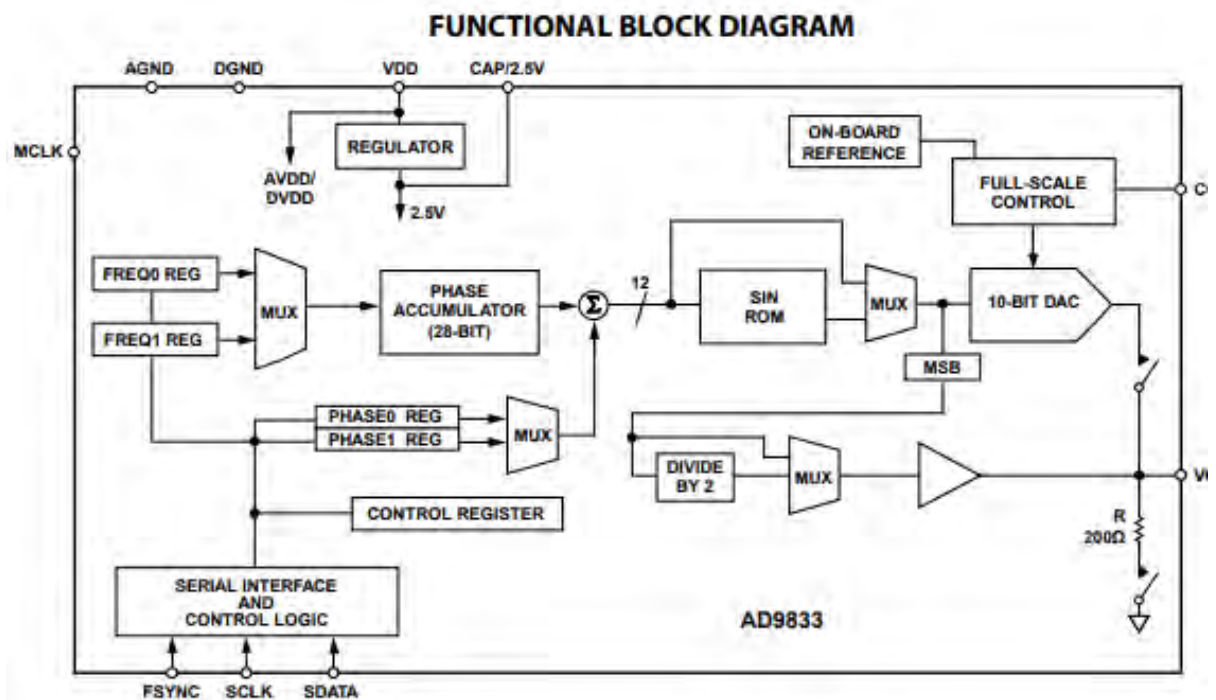


Рис. 3.4. функціональна блок-діаграма AD9833

AD9833 — це числовий синтезатор частоти, який формує стабільні синусоїдальні сигнали. Його підключено до мікроконтролера через SPI-інтерфейс. DDS генерує сигнал, який потім підсилюється і передається до активного п'єзoelementa. Частота сигналу програмується динамічно, що дає змогу змінювати режими терапії та частоту впливу залежно від параметрів сеансу. Завдяки малій потужності споживання, AD9833 ідеально підходить для портативного медичного пристрою.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ПК11.12.1760.00.000ПЗ

Арк.

41

Підсилювач LT1210

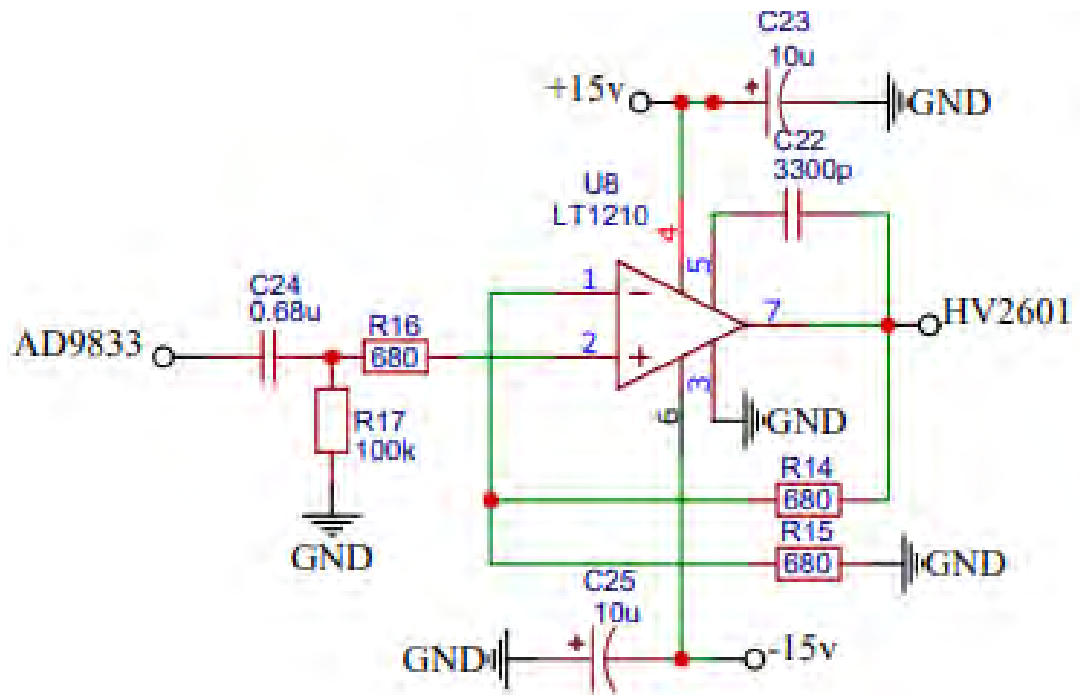


Рис. 3.5. підключення LT1210

LT1210 — потужний високошвидкісний підсилювач струму, здатний працювати з навантаженням низького опору. У даній схемі він використовується для підсилення сигналу від DDS до рівня, необхідного для ефективного збудження п'єзоелемента. Підсилювач працює у каскаді з можливістю регулювання коефіцієнта підсилення, забезпечуючи вихідну амплітуду до 20 В. Живлення LT1210 здійснюється від джерел ± 15 В, що забезпечує високий динамічний діапазон та чіткий вихідний сигнал.

Аналоговий комутатор HV2601

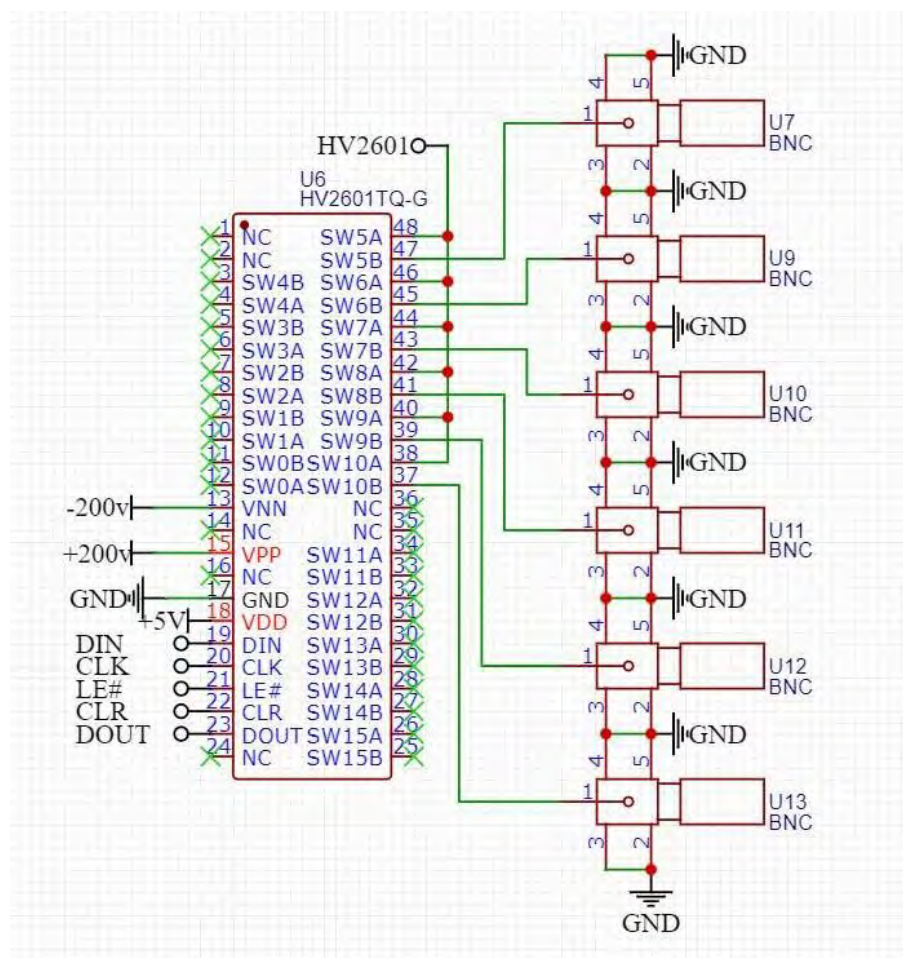


Рис. 3.6. підключення HV2601

Цей 16-канальний високовольтний комутатор дозволяє підключати до підсилювача п'єзоелементи. Керування здійснюється мікроконтролером, який задає номер активного каналу. Таким чином реалізується почергова стимуляція окремих зон аплікатора. HV2601 має здатність комутувати сигнали до ± 200 В, що робить його придатним для роботи у високовольтному середовищі, характерному для ультразвукових апаратів.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

ПК11.12.1760.00.000ПЗ

Арк.

43

АЦП AD9246

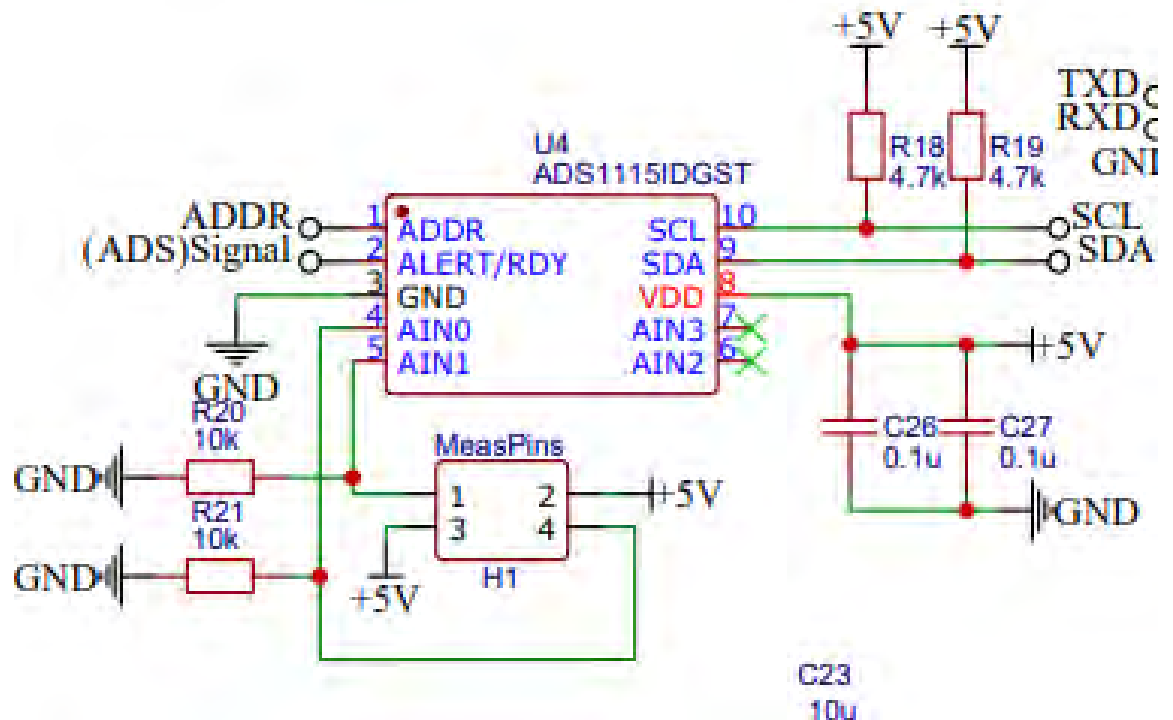


Рис. 3.7. підключення AD9246

AD9246 — це 14-бітний прецизійний аналого-цифровий перетворювач. Він дозволяє знімати сигнал з п'єзоелемента у зворотному напрямку — для оцінки якості акустичного контакту з тілом пацієнта. Завдяки високій роздільній здатності та вбудованому програмному підсиленню AD9246 дозволяє точно визначати наявність контакту або зміщення аплікатора. Комунікація з мікроконтролером здійснюється через I2C-шину.

Дисплей ShMICTRL-28AF-TP

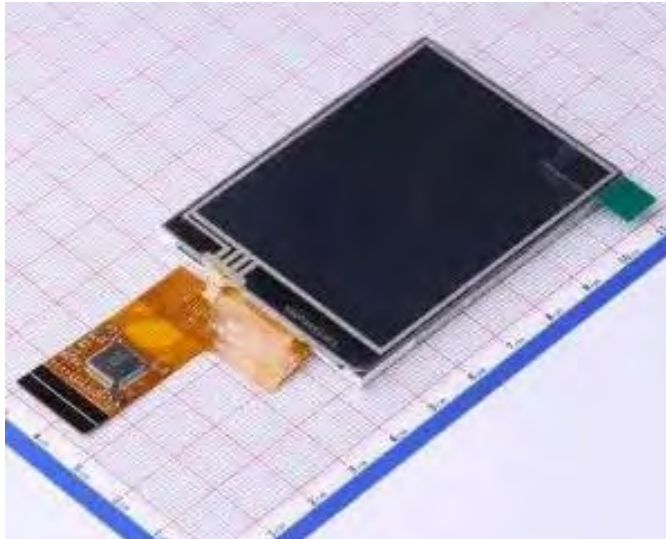


Рис. 3.8. дисплей



Рис. 3.9. підключення дисплею

Це сенсорний дисплей з графічним інтерфейсом, який підключено до мікроконтролера по UART-інтерфейсу. Він виконує функцію відображення поточних параметрів роботи, меню налаштувань, помилок, стану контакту з шкірою та обраного режиму терапії. Інтерфейс користувача спроектований таким чином, щоб забезпечити інтуїтивну навігацію навіть у стерильних умовах за допомогою пальця або стилуса.

Кнопки управління

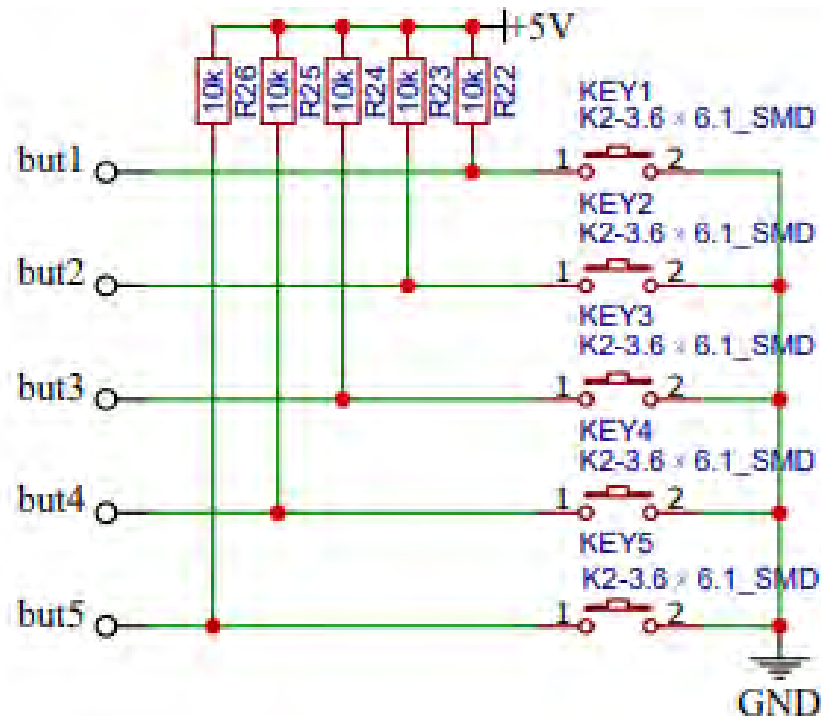


Рис. 3.10. потенційне підключення кнопок

У схемі передбачено 5 фізичних кнопок, кожна з яких має свій дискретний вхід мікроконтролера. Вони реалізують дублювання функцій дисплея та дозволяють використовувати пристрій у разі збоїв в роботі тачскріна. Всі кнопки з'єднані з підтягувальними резисторами для виключення паразитних спрацьовувань.

Система живлення

Електронна частина пристрою працює від декількох стабілізованих напруг:

- +3.3 В для живлення логіки, мікроконтролера та комутаційних сигналів;
- +5 В для дисплея та АЦП;
- ± 15 В для підсилювача LT1210;
- ± 200 В для HV2601 — формується від зовнішнього джерела високої напруги.

Конденсатори фільтрації та стабілізатори RT9193 забезпечують стабільну роботу при імпульсних навантаженнях та електромагнітних завадах.

Таким чином, кожен вузол електричної схеми виконує чітко визначену функцію, а їх поєднання забезпечує роботу складної системи, здатної

реалізувати ефективну, безпечну та контрольовану ультразвукову терапію в різних форм-факторах., містить елементи з широким спектром функцій, а її реалізація дозволяє забезпечити всі функціональні вимоги до сучасного медичного апарата для ультразвукової стимуляції загоєння ран.

3.2 РОЗВЕДЕННЯ ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ

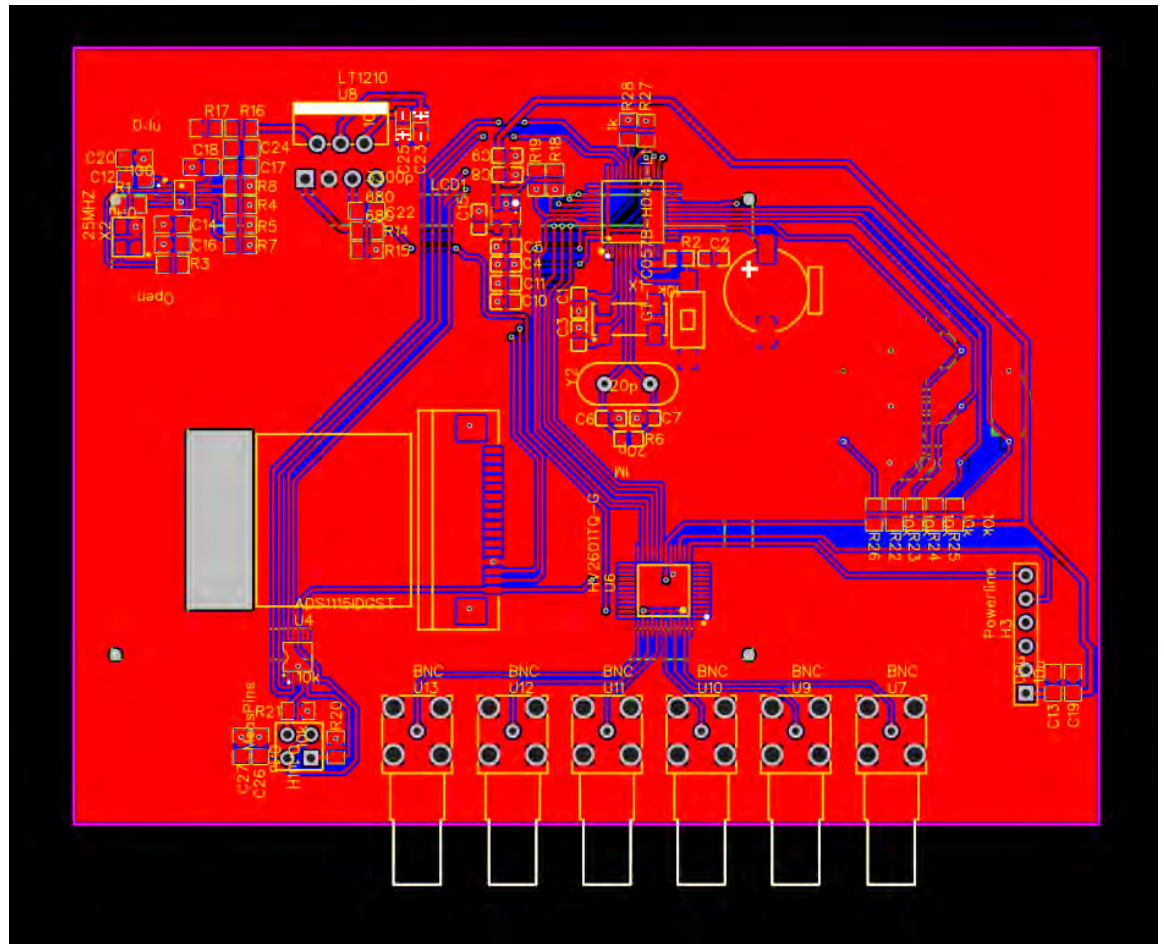


Рис. 3.11. друкована плата

Плата розведена засобами САПР Altium, Усі електричні з'єднання між компонентами були ретельно перевірені, що дозволило уникнути як обірваних доріжок, так і можливих коротких замикань. Розміщення елементів на платі забезпечує логічну послідовність сигналів і зручність трасування.

Усі SMD-компоненти розташовано на одному боці плати, що значно зменшує виробничу складність і вартість виготовлення плати, а також полегшує ручне або автоматизоване паяння. Для зручності складання та подальшого обслуговування всі компоненти були чітко промарковані відповідними

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		47

позначеннями згідно з принциповою електричною схемою. Це дозволяє мінімізувати ймовірність помилок під час монтажу та пришвидшує діагностику можливих несправностей.

3.3 3D-МОДЕЛЮВАННЯ ДРУКОВАНОЇ ПЛАТИ

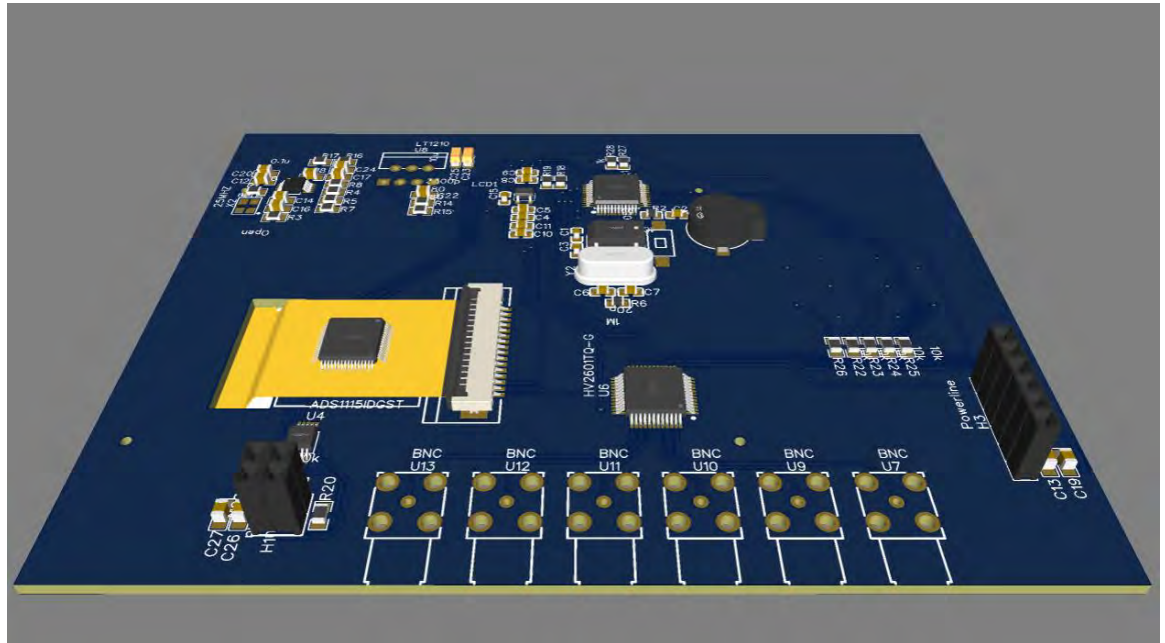


Рис. 3.12. 3D-модель плати

У рамках розробки було також створено тривимірну модель друкованої плати з урахуванням розміщення всіх електронних компонентів. Це дозволило візуально оцінити вигляд плати у зібраному стані ще до її фізичного виготовлення. 3D-модель надала змогу виявити потенційні колізії між елементами, перевірити правильність посадкових місць, відстаней між компонентами та відповідність корпусам мікросхем.

Крім того, модель значно полегшує інтеграцію друкованої плати до загального конструктиву пристрою та дозволяє оцінити її сумісність із корпусом, аплікатором і системою монтажу. Візуалізація 3D-моделі слугувала ефективним засобом перевірки просторової ергономіки та зручності розміщення роз'ємів, елементів живлення й елементів інтерфейсу користувача.

3.4 ВИСНОВОК ДО РОЗДІЛУ

У цьому розділі було розглянуто основні етапи створення електричної принципової схеми пристрою, обґрунтовано вибір компонентів та показано їхню взаємодію. Було виконано розведення друкованої плати в середовищі Altium Designer з урахуванням технічних вимог, а також побудовано її 3D-модель для попереднього контролю конструктиву. Отримані результати підтверджують готовність схеми до практичного виготовлення. У третьому розділі було здійснено поетапний аналіз електричної принципової схеми ультразвукового пристрою, наведено обґрунтування вибору основних елементів та реалізовано їх взаємозв'язки на рівні структурних вузлів. Особливу увагу приділено підсилювальному каскаду, комутаційному блоку, системі живлення та засобам керування через мікроконтролер STM32.

На основі розробленої схеми виконано проектування друкованої плати в середовищі Altium Designer. Розміщення компонентів та трасування доріжок здійснено з урахуванням технічних вимог до компактності, електромагнітної сумісності та тепловідведення. Завдяки оптимізації плата була реалізована односторонньою з усіма SMD-елементами на одному боці, що спрощує виготовлення і знижує собівартість пристрою.

Створена 3D-модель плати дозволила оцінити її реальний вигляд у складі виробу, виявити потенційні конструктивні неузгодженості та забезпечити сумісність із механічною частиною апарата. Отримані результати підтвердили працездатність схеми та її готовність до практичного впровадження на етапі виготовлення. У рамках розробки було також створено тривимірну модель друкованої плати з урахуванням розміщення всіх електронних компонентів. Це дозволило візуально оцінити вигляд плати у зібраному стані ще до її фізичного виготовлення. 3D-модель надала змогу виявити потенційні колізії між елементами, перевірити правильність посадкових місць, відстаней між компонентами та відповідність корпусам мікросхем.

					ПК11.12.1760.00.000ПЗ	Арк.
						49
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВОК

У процесі виконання дипломного проєкту було виконано повний цикл розробки медичного пристрою для ультразвукової стимуляції загоєння ран — від обґрунтування вибору фізичного методу дії до створення конструктивної та електронної складової прототипу.

У першому розділі здійснено аналіз існуючих технологій лікування ран та порівняння різних методів фізіотерапії, що дозволило обґрунтувати доцільність застосування саме ультразвукового впливу. Показано, що цей метод має доведену ефективність при загоєнні хронічних та складних ран, зокрема завдяки здатності стимулювати мікроциркуляцію, клітинну проліферацію та протизапальні процеси.

У другому розділі розроблено загальну архітектуру пристрою та запропоновано оригінальну конструкцію аплікатора, який складається з гнучких модулів, здатних адаптуватися до форми тіла пацієнта. Створено 3D-модель пристрою, що дозволяє оцінити його геометрію та компонування елементів до початку виготовлення. Особлива увага приділена забезпеченню якісного контакту з тілом та рівномірного охоплення поверхні рани.

У третьому розділі наведено розробку електричної принципової схеми, реалізовано вибір основних функціональних модулів — мікроконтролера, DDS-генератора, підсилювача, комутатора, АЦП, інтерфейсних елементів. Схему реалізовано у вигляді друкованої плати, що розроблена у САПР Altium. Для перевірки її конструктивної сумісності створено 3D-модель плати з урахуванням посадкових розмірів елементів.

Загалом виконана робота підтверджує працездатність обраної концепції та закладає підґрунтя для подальших досліджень і доопрацювання пристрою. Результати можна використати для виготовлення дослідного зразка, проведення експериментальних випробувань і розробки програмного забезпечення для автоматизованого керування режимами дії.

					<i>ПК11.12.1760.00.000ПЗ</i>	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		50

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Міністерство охорони здоров'я України. <https://moz.gov.ua>
2. Центр громадського здоров'я України. <https://phc.org.ua>
3. Звіт МОЗ про медичну допомогу військовим, 2023 рік.
4. UltraMIST® System – WoundSource.
<https://www.woundsource.com/product/ultramist>
5. SonicOne® O.R. – WoundSource.
<https://www.woundsource.com/product/sonicone-or-ultrasonic-wound-care-system>
6. Drexel University. Ultrasound Wound Healing Device. Drexel Newsroom.
<https://drexel.edu/news/archive/2016/November/Ultrasound-Wound-Healing-Device/>
7. Genever P.G. et al. (2020). Ultrasound therapy for chronic wounds. *International Wound Journal*.
8. Chen H. et al. (2023). The efficacy of low-frequency ultrasound for chronic wounds: A meta-analysis. *Int. Wound J.*
9. Ennis W. et al. (2006). Clinical evaluation of MIST ultrasound therapy. *PubMed*.
10. Heinlin J. et al. (2010). Application of physical plasma and low-frequency ultrasound in dermatology. *Plasma Processes and Polymers*.
11. Drexel University (2016). Ultrasound Wound Healing Device. *Drexel Newsroom*.
12. Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С., Чухраєв М.В., Кравченко А.Ю.
Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія /. КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, 2018. – 180с.
13. Основи реєстрації та аналізу біосигналів. – ХНУРЕ, 2018.
14. Злепко С.М. "Апаратура для фізіотерапії та діагностики", ВНТУ, 2011.

15. Статистичні методи визначення залежностей між випадковими величинами: навчальний посібник / Ю. В. Куц, Ю. Ю. Лисенко; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – 115 с.
16. Галаган Р. М. Теоретичні основи ультразвукового неруйнівного контролю: підручник / Р. М. Галаган. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 263 с.
17. Куц Ю.В. Новітні системи та технології: навчальний посібник / Ю. В. Куц, Ю. Ю. Лисенко, А.С. Момот; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 123 с.
18. Єременко В.С. Шляхи мінімізації сумарної похибки вимірювання швидкості ультразвуку в матеріалах з неоднорідною структурою / В.С. Єременко, Р.М. Галаган // Електротехнічні та комп'ютерні системи. Науково-технічний журнал. – Одеса. – 2012. – № 06 (82). – С. 39-45.
19. Муравйов О. В. Передача даних та сучасні методи обробки сигналів. Практикум: навчальний посібник / О. В. Муравйов; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 55 с.
20. Баженов В.Г. Електроніка. Лабораторний практикум: навчальний посібник / В. Г. Баженов, Є. Ф. Суслов, Ю. Ю. Лисенко, А.С. Момот; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 70 с.
21. Галаган Р. М. Комп'ютерне проєктування електронних схем. Комп'ютерний практикум: навчальний посібник. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – 419 с.