


НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ  
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ  
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»  
Приладобудівний факультет  
Кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

 Михайло БЕЗУГЛИЙ  
« / » \_\_\_\_\_ 2024 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: «Комп'ютерно-інтегрований апарат ультразвукової терапії»,**

Виконав:

студент IV курсу, групи ПБ-02

Шалімов Володимир Володимирович



Керівник:

доцент, к.т.н., доцент

Терещенко Микола Федорович



Рецензент:

Посада, науковий ступінь, вчене звання, Прізвище,

ім'я, по батькові

*ст. викладач, к.т.н.*

*Васильківського Дмитро Олександрович*

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

Студент



Київ – 2024 року



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

**Кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва приладів**


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

Завідувач кафедри

 Михайло БЕЗУГЛИЙ

« 23 » 03 2024 р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломний проєкт студента**

**Шалімова Володимира Володимировича**

1. Тема проєкту «**Комп'ютерно-інтегрований апарат ультразвукової терапії**», керівник проєкту Терещенко Микола Федорович, доцент, кандидат технічних наук, доцент, затверджені наказом по університету від «28» травня 2024 р. № 2121-с
2. Подання студентом проєкту 01 червня 2024 року.
3. Вихідні дані до проєкту: Частота ультразвукових коливань –  $44 \text{ кГц} \pm 0,01\%$ ,  $880 \text{ кГц} \pm 0,03\%$ . Площа випромінювачів (1-4)  $\text{см}^2$ . Інтенсивність:  $(0,05-2,5) \text{ Вт/см}^2 \pm 20\%$ . Режими: неперервний та імпульсний. Тривалість імпульсу (1-10) мс. Потужність споживання  $40\text{В}\cdot\text{А}$ . Напруга живлення  $-220\text{В} \pm 10\%$  і  $50\text{Гц} \pm 2\%$ .
4. Зміст пояснювальної записки
  1. **Конструкторська частина**: Основні характеристики та параметри ультразвуку. Пошук джерел інтелектуальної власності. Узагальнена класифікація апаратів та систем ультразвукової терапії. Функціонально-структурна схема комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії. Алгоритми роботи апарату в режимі автоматизації. Мікропроцесорне керування. Розрахунок параметрів ультразвукового випромінювання та електричної схеми апарату.  
**Технологічна частина**: Розрахунок датчика на технологічність. Структурна схеми складання датчику. Розробка технологічної схеми складання датчика.

Оцінка точності складання. Висновки.

5. Перелік графічного матеріалу: Схема фізико-біологічної дія ультразвукового випромінювання на біологічні тканини. Класифікація діючих методів, систем та апаратів ультразвукової терапії. Функціонально-структурна схема апарату. Алгоритми роботи. Електрична схема. Загальний вигляд апарату. Складальне креслення датчика. Деталювання. Технологічна схема складання. Структурна схема складання.

6. Дата видачі завдання «23» березня 2024 року.

#### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Аналіз та огляд дії на біологічну тканину ультразвуку	23 березня - 30 березня 2024 р.	визначено
2	Пошук джерел інтелектуальної власності	31 березня - 14 квітня 2024 р.	визначено
3	Методи, системи та апарати ультразвукової терапії	15 квітня - 30 квітня 2024 р.	визначено
4	Розробка конструкції ультразвукової терапевтичної системи. Креслення	01 травня - 5 травня 2024 р.	визначено
5	Розрахунок параметрів та оцінка параметрів ультразвуку та акустичного тракту	6 травня - 12 травня 2024 р.	визначено
6	Розрахунок даних та параметрів електричних схем	13 травня - 19 травня 2024 р.	визначено
7	Проведення технологічних розрахунків	20 травня - 24 травня 2024 р.	визначено
8	Розробка ТСС та ССС	24 травня - 26 травня 2024 р.	визначено
9	Розробка алгоритмів автоматизації роботи та керування. Впровадження.	27 травня - 31 травня 2024 р.	визначено
10	Оформлення та написання пояснювальної записки та представлення диплому до захисту	01 червня 2024 р.	визначено

Студент

Керівник

Володимир ШАЛІМОВ

Микола ТЕРЕЩЕНКО

## Анотація

Дипломний проєкт на тему «Комп'ютерно-інтегрований апарат ультразвукової терапії», пояснювальна записка 92 сторінки.

Основною метою даного проєкту є розробка комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії (КІАУТ), що включає структурно-функціональну схему, алгоритми роботи та мікропроцесорне керування для забезпечення точного контролю параметрів ультразвукового випромінювання під час фізіотерапії.

Проведено пошук та аналіз існуючих апаратів ультразвукової терапії, а також джерел інтелектуальної власності з метою їх порівняння та оцінки. Розроблено модернізований апарат з урахуванням сучасних вимог та інновацій. Створено складальний кресленник, технологічну схему складання та проведено розрахунки параметрів для обґрунтування технологічності апарату.

**Ключові слова:** ультразвук, комп'ютерно-інтегрована система, терапія, контроль параметрів, мікропроцесорне керування.

## **Annotation**

The diploma project on the topic "Computer-Integrated Ultrasound Therapy Device" consists of an explanatory note of 92 pages.

The main objective of this project is the development of a computer-integrated ultrasound therapy device (CIUT), which includes a structural-functional diagram, working algorithms, and microprocessor control to ensure precise control of ultrasound emission parameters during physiotherapy.

A search and analysis of existing ultrasound therapy devices and intellectual property sources were conducted for comparison and evaluation. A modernized device was developed, taking into account current requirements and innovations. An assembly drawing, a technological assembly scheme, and parameter calculations were created to justify the manufacturability of the device.

**Keywords:** ultrasound, computer-integrated system, therapy, parameter control, microprocessor control.

## ЗМІСТ

Вступ.....	8
Конструкторський розділ .....	9
1.1. Різноманітні види та застосування ультразвукових коливань .....	11
1.2. Основи взаємодії ультразвуку з біологічними тканинами .....	14
1.3. Характеристика ультразвукових коливань та їх використання .....	15
1.4. Огляд об'єктів інтелектуальної власності .....	17
1.5. Порівняння технічних рішень .....	24
1.6. Огляд існуючих комп'ютерно-інтегрованих апаратів ультразвукової терапії. 27	
1.7. Класифікація комп'ютерно-інтегрованих апаратів ультразвукової терапії.....	37
1.7. Розробка структурно-функціональна схема комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії. ....	38
1.8. Алгоритм роботи комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії.....	41
1.10. Розробка системи керування КІАУТ.....	43
1.11. Розрахунок параметрів акустичного тракту .....	47
1.12. Удосконалення комп'ютерно-інтегрованих апаратів ультразвукової терапії.....	58
Висновок до конструкторського розділу .....	62
Технологічний розділ.....	63
2.1. Конструкція та вигляд ультразвукового датчику .....	64
2.2. Розрахунок на технологічність .....	65
2.3. Розробка технологічної схеми складання .....	68
2.4. Розробка структурної схеми складання комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії.....	69
2.5. Розрахунок розмірного ланцюга.....	71
Висновок по технологічному розділу .....	73
Висновки .....	73
Список використаної літератури: .....	75
Додатки.....	80

## Вступ

Ультразвукові терапевтичні апарати стрімко розвиваються та знаходять широкий попит у різних медичних практиках. Вони дозволяють зменшувати біль, знімати набряки, сприяти швидшому загоєнню ран та виконувати багато інших терапевтичних процедур. Ці апарати є неінвазивними та компактними, що значно розширює можливості їх застосування в медичних закладах різних типів.

Сучасні ультразвукові апарати обладнані різними режимами роботи та мікропроцесорними системами управління. Це дозволяє виконувати терапевтичні процедури з більшою точністю та якістю. Подальший розвиток таких апаратів повинен включати вдосконалення датчиків та процесів обробки даних, що дозволить значно підвищити ефективність терапії.

В даному дипломному проєкті розроблено комп'ютерно-інтегрований апарат ультразвукової терапії, що базується на патенті України №153811. Основні переваги цього апарату включають вдосконалені датчики для точного контролю параметрів ультразвукового впливу, а також нові алгоритми обробки даних, що забезпечують високий рівень ефективності та безпеки терапевтичних процедур. Цей проєкт спрямований на значне покращення результатів ультразвукової терапії та розширення можливостей застосування ультразвукових апаратів у медичній практиці.

# **Конструкторський розділ**

Завданням конструкторської частини дипломного проекту є розробка структурно-функціональної схеми ультразвукового терапевтичного апарату, акустичного тракту, конструкції, складальних креслень, електричних схем та механізмів дії ультразвуку на біологічні тканини. Це включає класифікацію апаратів, що використовують ультразвукові хвилі, та детальний аналіз окремого класу ультразвукових терапевтичних апаратів (УЗТ).

На основі знань про сучасні методи підвищення ефективності роботи УЗТ апаратів та принципів побудови автоматизованих систем керування, розроблена перспективна модель системи ультразвукової терапії. Вона враховує новітні технології у сфері ультразвукових досліджень та терапії, що дозволяє підвищити точність та ефективність терапевтичного впливу на біологічні тканини.

На основі розробленої структури системи проведено аналіз та розрахунок шляху проходження сигналу по акустичному тракту. Це дозволяє оцінити роботу акустичного випромінювача та п'єзоелемента, визначивши їх оптимальні параметри для досягнення максимального терапевтичного ефекту. Також розглянуто методи перевірки, калібрування та алгоритми технічного обслуговування апарату в умовах експлуатації за межами виробництва, що забезпечує стабільність і надійність роботи ультразвукового терапевтичного апарату.

## 1.1. Різноманітні види та застосування ультразвукових коливань

Ультразвукові коливання є механічними коливаннями з частотою, що перевищує верхню межу чутливості людського вуха, тобто понад 20 кГц. Ультразвук використовується в різних сферах, зокрема в медицині, для діагностики та терапії. Існує кілька видів ультразвукових коливань, кожен з яких має свої характеристики та специфіку застосування.

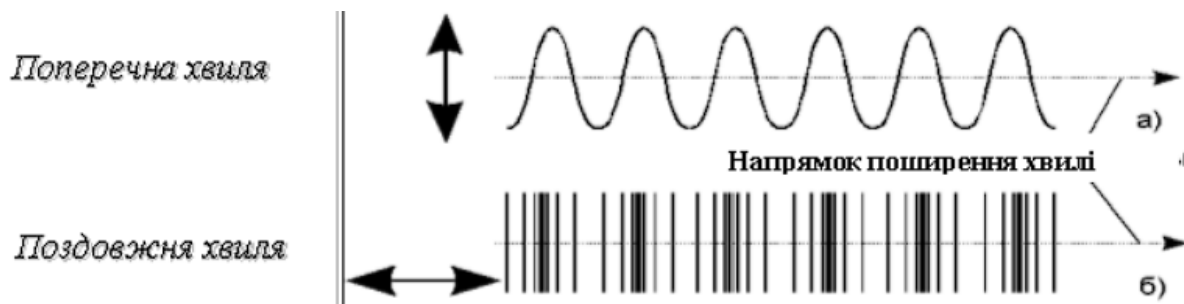


Рис. 1. Поперечна хвиля (а) та поздовжня хвиля (б) з напрямками коливань та поширення[18]

Поздовжні ультразвукові хвилі поширюються в середовищі шляхом зміни щільності і тиску частинок матеріалу вздовж напрямку поширення хвилі. Вони можуть поширюватися як у газах і рідинах, так і в твердих тілах. Поздовжні хвилі є найбільш розповсюдженими в медичній діагностиці та терапії завдяки своїй здатності проникати глибоко в тканини. Їх використання в медичних приладах, таких як ультразвукові сканери та терапевтичні апарати, забезпечує високий рівень точності і можливість глибокого проникнення в біологічні тканини.

Поперечні ультразвукові хвилі характеризуються коливанням частинок перпендикулярно до напрямку поширення хвилі. Вони можуть поширюватися тільки в твердих тілах, оскільки рідини і гази не можуть підтримувати поперечні коливання. Поперечні хвилі використовуються рідше в медичних застосуваннях, але можуть бути корисні для оцінки механічних властивостей твердих тканин, таких як кістки та хрящі. Вони дозволяють проводити детальний аналіз структури кісткової тканини, що важливо для діагностики остеопорозу та інших захворювань опорно-рухового апарату.

Поверхневі ультразвукові хвилі поширюються вздовж межі розділу двох середовищ, таких як поверхня шкіри і повітря. Вони можуть бути корисними для поверхневої терапії, де потрібно обробити тільки верхні шари тканин. В медичній практиці поверхневі хвилі використовуються для лікування шкірних захворювань, таких як псоріаз та дерматити, а також для стимуляції загоєння ран та опіків.

Принцип дії ультразвукових коливань базується на механічній взаємодії ультразвукової хвилі з середовищем. Під час проходження ультразвукової хвилі через тканини відбуваються такі основні процеси: вібраційний вплив, тепловий ефект та кавітаційний ефект.

Ультразвукові хвилі викликають мікровібрації частинок тканини, що сприяє покращенню мікроциркуляції та стимуляції обмінних процесів. Це є основним механізмом дії ультразвукової терапії, який сприяє зменшенню запалення, зниженню болю та прискоренню процесів загоєння. Вібраційний вплив ультразвуку підвищує проникність клітинних мембран, що сприяє покращенню доставки лікарських засобів у клітини.

Під впливом ультразвукових хвиль в тканинах відбувається перетворення механічної енергії в теплову, що призводить до локального підвищення температури. Це сприяє розширенню судин, покращенню кровообігу та прискоренню метаболічних процесів. Тепловий ефект ультразвуку використовується для лікування хронічних запальних процесів, зниження м'язового тонуусу і релаксації м'язів. Згідно з дослідженнями, локальне підвищення температури до 40-45°C сприяє активації ферментів та посиленню регенераційних процесів у тканинах. [1]

Кавітація виникає при високій інтенсивності ультразвукових хвиль, коли в рідинах утворюються і лопаються мікропухирці газу. Цей процес може спричинити механічне пошкодження клітинних структур, що використовується для деструкції патологічних тканин або розпаду каменів у жовчному міхурі чи нирках. Кавітаційний ефект також використовується в стоматології для видалення зубного каменю та в косметології для

покращення стану шкіри.

Частота ультразвукових хвиль визначає глибину проникнення і роздільну здатність терапевтичного впливу. У медичних застосуваннях зазвичай використовують частоти в діапазоні від 1 до 10 МГц. Низькі частоти (1-3 МГц) забезпечують глибоке проникнення в тканини, що підходить для лікування глибоко розташованих органів і структур. Високі частоти (7-10 МГц) забезпечують вищу роздільну здатність, що підходить для поверхневої терапії та діагностики. Наприклад, частоти від 7,5 до 10 МГц використовуються для детальної візуалізації поверхневих структур, таких як судини і нерви.

Інтенсивність ультразвукових хвиль вимірюється в ватах на квадратний сантиметр ( $\text{Вт}/\text{см}^2$ ) і визначає кількість енергії, переданої в одиницю площі. Для терапевтичних цілей використовуються інтенсивності від 0.1 до 3  $\text{Вт}/\text{см}^2$ . Вибір інтенсивності залежить від типу тканини, глибини розташування патологічного процесу і цілей терапії. Наприклад, для лікування м'язових болів і спазмів використовуються інтенсивності в діапазоні 0.5-1.0  $\text{Вт}/\text{см}^2$ , тоді як для деструкції каменів може знадобитися інтенсивність до 3  $\text{Вт}/\text{см}^2$ .

Тривалість ультразвукової терапії визначає сумарну дозу енергії, отриману тканиною. Зазвичай тривалість однієї процедури становить від 5 до 15 хвилин. Важливо правильно визначити тривалість впливу для досягнення оптимального терапевтичного ефекту без ризику перегріву або пошкодження тканин. Дослідження показують, що оптимальна тривалість терапії може змінюватися в залежності від стану пацієнта та характеру захворювання.

Модульовані ультразвукові хвилі використовуються для покращення терапевтичного ефекту. Імпульсна модуляція дозволяє зменшити тепловий ефект і підвищити безпеку процедури. Безперервна модуляція забезпечує постійний тепловий ефект і використовується для лікування хронічних запалень. Імпульсні режими часто використовуються в косметології для

стимуляції колагеногенезу та покращення еластичності шкіри.

## 1.2. Основи взаємодії ультразвуку з біологічними тканинами

При дослідженні впливу ультразвуку на біологічні тканини було виявлено, що ультразвукові коливання можуть викликати різноманітні фізико-хімічні та біологічні зміни. Одним з найважливіших аспектів впливу ультразвуку є зміна проникності клітинних мембран. Ультразвук у малих дозах не викликає суттєвого руйнування клітин та порушення їхнього функціонування, але змінює проникаючі властивості клітинних мембран, що може сприяти поліпшенню транспорту речовин через мембрану [2].

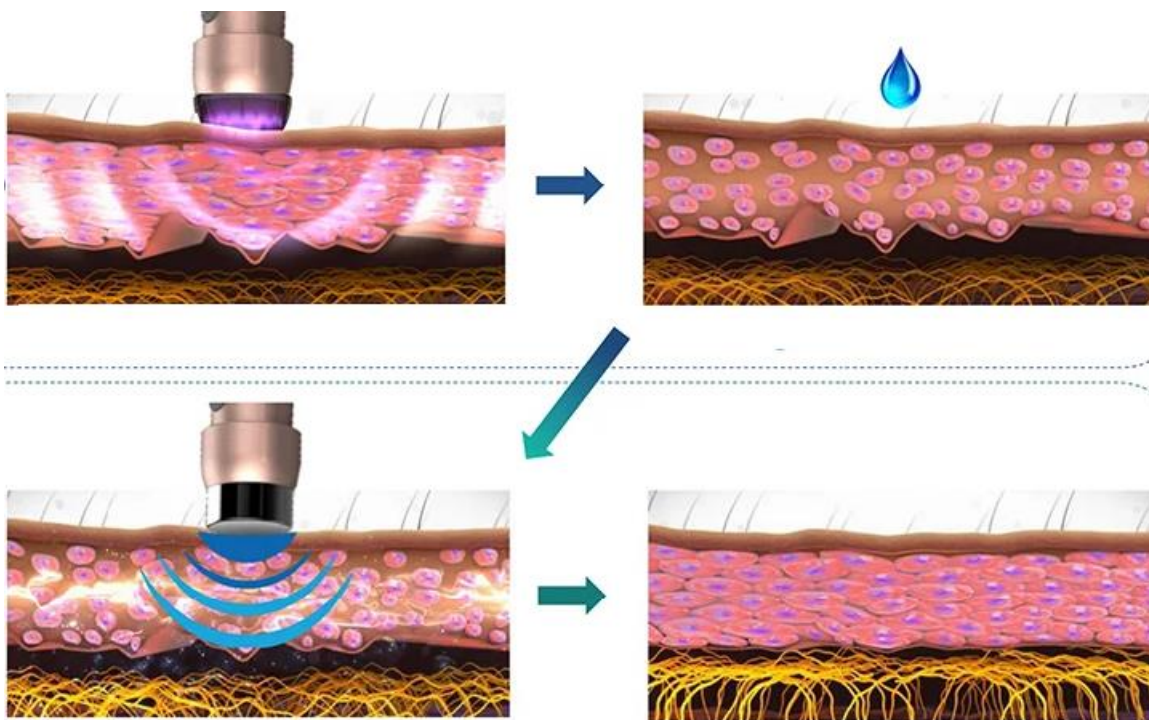


Рис. 2. Процес відкриття каналів та пор шкіри та сприяння абсорбції розчину під впливом ультразвуку [30]

В озвучених тканинах також можуть відбуватися зміни в структурі та функціях колоїдних систем. Ультразвукові хвилі здатні викликати розрідження дисперсних фаз і перерозподіл колоїдного розчину між дисперсними фазами та дисперсійним середовищем. Це призводить до зміни

в'язкості розчинів та стійкості білків до ферментів. Наприклад, ультразвук може змінювати орієнтацію біомакромолекул, що відкриває нові ферментативні центри, підвищуючи їх активність [3].

Важливим ефектом ультразвукових хвиль є стимуляція мікропотоків у тканинах. Ці мікропотоки змінюють просторове розташування внутрішньоклітинних структур та стимулюють клітинні елементи. Під дією ультразвуку можуть руйнуватися азотисті основи, що спричиняє утворення біологічно активних речовин, таких як NO<sub>2</sub> та NO<sub>3</sub>. Ці речовини можуть впливати на активність різних ферментів, змінюючи метаболічні процеси у клітинах [4].

Ультразвук по-різному впливає на швидкість окислювальних процесів та дихання тканин, в залежності від інтенсивності впливу. При високій інтенсивності ультразвукові хвилі можуть пригнічувати процеси окислювального фосфорилування, що веде до зниження продукції АТФ. Навпаки, при низькій інтенсивності ультразвук може стимулювати ці процеси, покращуючи енергетичний стан клітин [5]. Наприклад, дія ультразвуку малої інтенсивності здатна знижувати концентрацію продуктів ліпідної перексидації в еритроцитах, що може мати антиоксидантний ефект [6].

Дослідження також показали, що ультразвук може впливати на структуру білків та нуклеїнових кислот. При певних умовах ультразвук викликає денатурацію білків, змінюючи їх функціональну активність. Це може бути використано для дезактивації шкідливих мікроорганізмів або денатурації патологічних білків у терапевтичних цілях [7].

### **1.3. Характеристика ультразвукових коливань та їх використання**

Ультразвукові коливання є механічними коливаннями з частотою більше 20кГц. Вони відрізняються за частотою, інтенсивністю, довжині хвилі, швидкості поширення та амплітуді.

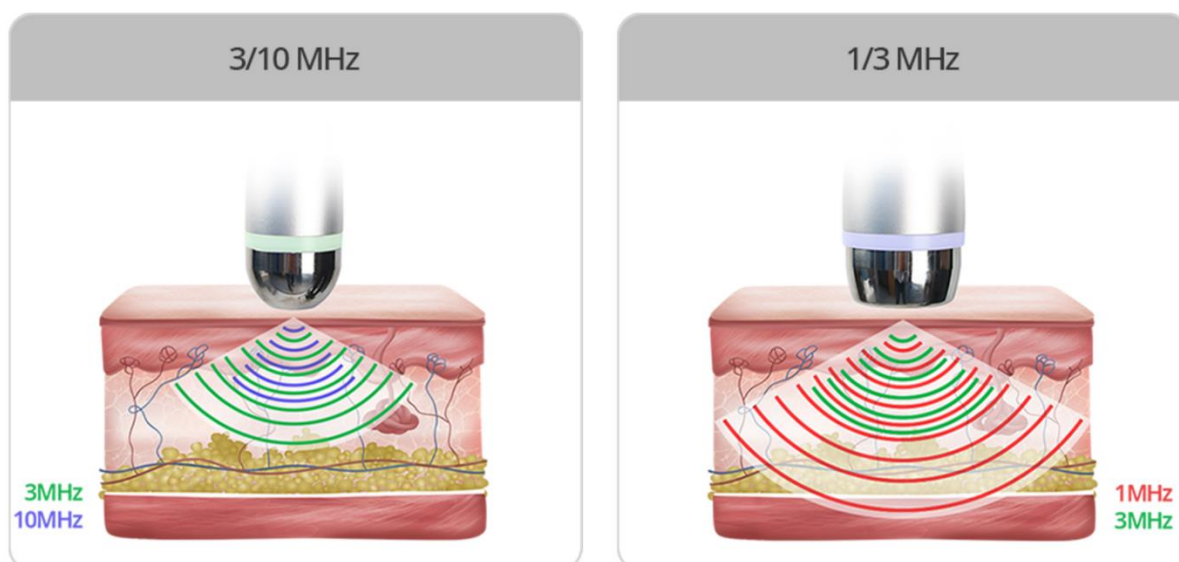


Рис. 3. Порівняння глибини проникнення ультразвуку в залежності від частоти [31]

Ультразвукові хвилі довгої довжини мають меншу частоту (від 1 до 3 МГц), у порівнянні з хвилями короткої довжини. Проте через меншу інтенсивність поглинання тканинами, вони глибше проникають у тканину, досягаючи більш глибоких шарів без значних втрат енергії. Це дозволяє проходити через товстіші шари тканин та досягати глибоко розташованих структур.

Через низьку частоту і велику довжину, хвилі проникають глибше у біологічну тканину, що робить їх гарним вибором для лікування та діагностики глибоких структур, таких як внутрішні органи, м'язи або суглоби. Але роздільна здатність таких хвиль низька, що робить деталі структур менш чіткими при використанні ультразвукової візуалізації з низькою частотою.

Терапевтичні апарати, які використовують хвилі довгої довжини, зазвичай використовуються для зменшення болю, стимуляції загоєння тканин та поліпшення кровообігу. Завдяки своїй великій проникній здатності, вони можуть забезпечити розслаблення м'язів, проникати в суглоби та поліпшувати їх кровопостачання, зменшувати запалення та

стимулювати регенерацію тканин, а також покращенню метаболічних процесів.

Ультразвукові коливання короткої довжини (від 7 до 10 МГц) характеризуються високою частотою і, відповідно, малою довжиною хвилі. Це дозволяє їм проникати в поверхневі шари тканин з високою роздільною здатністю, що дозволяє отримувати кращу деталізацію і точність візуалізації. Також для таких хвиль характерна висока інтенсивність поглинання, яка не дозволяє їм проникати глибоко під тканини, проте дає змогу стимулювати поверхневі тканини, покращувати кровообіг, зменшувати запалення та біль. Також УЗТ апарати з високою частотою ультразвукових хвиль використовуються для очищення ран, стимуляції загоєння і регенерації тканин.

Таким чином, для трансдермального введення ліків у біологічну тканину більше підходять хвилі короткої довжини. Основною причиною цього є те, що такі хвилі створюють мікровібрації з високою частотою, це сприяє розширенню міжклітинних просторів і підвищенню проникності клітинних мембран [8]. Хвилі довгої довжини мають менший вплив на ці процеси через свою нижчу частоту і більшу довжину хвилі.

Однак хвилі довгої довжини можуть використовуватися в комбінації з іншими методами для підвищення ефективності трансдермального введення ліків. Наприклад, вони можуть бути застосовані після попередньої обробки шкіри високочастотним ультразвуком для посилення проникнення активних речовин.

#### **1.4. Огляд об'єктів інтелектуальної власності**

З метою аналізу існуючих рішень у сфері медичних і біологічних технологій було проведено ретельний пошук об'єктів інтелектуальної власності, що охоплюють різні аспекти діагностики, лікування та доставки лікарських засобів. Результати цього пошуку включають кілька патентів, що представляють інноваційні методи та пристрої, спрямовані на покращення

медичних процедур та підвищення ефективності терапії. Нижче наведені описи виявлених патентів, які детально демонструють їх суть, особливості та можливості застосування.

#### **1.4.1. Патент US5582586A: Установа для введення ліків і відбору гумору та апарат для неї [10].**

Патент представляє собою інноваційний пристрій для введення ліків, який використовує ультразвукові хвилі для зниження електричного опору шкіри. Цей метод дозволяє проводити електричний струм через шкіру для доставки ліків без необхідності використання інвазивних методів.

Основним принципом дії патенту є використання ультразвукових хвиль для тимчасового зниження опору шкіри, що дозволяє електричному струму проходити через шкіру більш ефективно. Це досягається за допомогою ультразвукових вібраційних елементів, які генерують хвилі у діапазоні частот від 20 до 50 кГц. Ультразвукові хвилі створюють мікровібрації в шкірі, які тимчасово розривають ліпідні шари в роговому шарі, що створює мікропори. Ці мікропори полегшують проникнення лікарських засобів через шкіру і дозволяють їм досягати глибших шарів тканин. Ультразвук також підвищує проникність клітинних мембран, що додатково сприяє ефективному введенню лікарських засобів.

Система складається з контейнерів для рідини з електродами та ультразвуковими вібраційними елементами, які розташовані на клейкій стрічці для зручності прикріплення до шкіри. Контейнери для рідини можуть містити лікарські засоби. Електроди забезпечують проходження електричного струму через шкіру, сприяючи введенню препаратів. Ультразвуковий випромінювач генерує хвилі, які тимчасово знижують опір шкіри, дозволяючи більш ефективно проводити електричний струм і полегшуючи проникнення лікарських засобів.

Генератор ультразвукових хвиль створює ультразвукові хвилі у

діапазоні частот від 20 до 50 кГц. Ультразвуковий випромінювач перетворює електричну енергію в ультразвукові хвилі, які спрямовуються на шкіру пацієнта. Контейнери для рідини містять лікарські засоби. Електроди забезпечують проходження електричного струму через шкіру. Клейка стрічка фіксує пристрій на шкірі пацієнта, забезпечуючи надійний контакт.

Принцип роботи:

Підготовка: Контейнери заповнюються лікарськими засобами.

Пристрій прикріплюється до шкіри за допомогою клейкої стрічки.

Ультразвуковий генератор включається, і ультразвукові хвилі починають створювати мікрівібрації в шкірі. Мікропори, створені вібраціями, дозволяють лікарським засобам проникати глибше в шари шкіри.

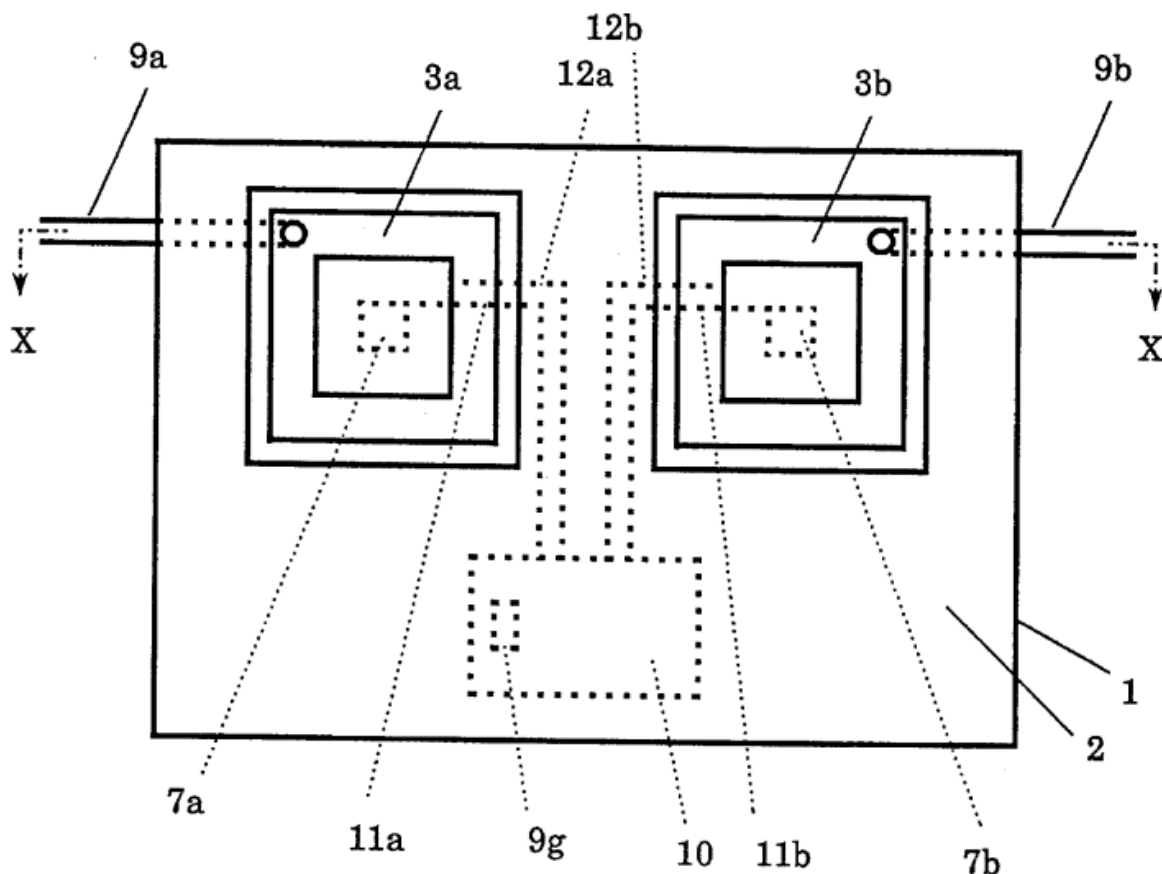


Рис. 4. Вигляд знизу кращого варіанту апарату для введення ліків і відбору проб гумору відповідно до даного винаходу [10]

Рисунок 4 показує вигляд знизу апарату для введення ліків, де 1 — клейка стрічка, 2 — адгезивна поверхня, 3а і 3б — отвори в клейкій стрічці, 4а і 4б

— рідинні контейнери, 5a і 5b — верхні пластини контейнерів, 6a і 6b — гнучкі елементи, 7a і 7b — електроди для подачі постійного струму, 8a і 8b — ультразвукові вібраційні елементи, 9a і 9b — гнучкі трубки для введення ліків або видалення рідини. 10 — пристрій для подачі постійного струму та ультразвукових сигналів,  
11a і 11b — проводи для подачі постійного струму,  
12a і 12b — проводи для подачі ультразвукових сигналів.

Цей патент відкриває нові можливості для медичної галузі, зокрема для пацієнтів, які потребують частого введення ліків. Він зменшує дискомфорт та ризик інфекцій, пов'язаних з традиційними методами введення ліків, та пропонує безпечніший та менш болісний спосіб лікування. Використання ультразвукових хвиль для зниження опору шкіри дозволяє значно підвищити ефективність введення лікарських засобів і знизити необхідність у високих дозах, що мінімізує побічні ефекти

#### **1.4.2. Патент US5445611A: Посилення трансдермального введення за допомогою ультразвуку та хімічних енхансерів[11].**

Патент США № 5,445,611 відкриває новий підхід до трансдермальної доставки лікарських засобів, використовуючи ультразвук у поєднанні з хімічними посилювачами для підвищення проникності шкіри. Цей метод базується на фізичному явищі, за яким ультразвукові хвилі здатні тимчасово зменшувати механічний та електричний опір шкіри, створюючи умови для більш ефективного проникнення лікарських речовин.

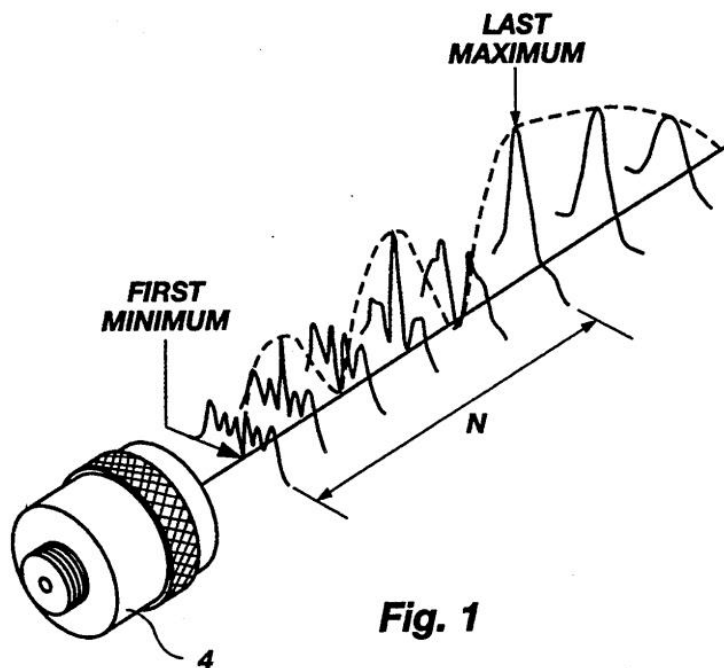


Рис. 5. Розподіл енергетичних полів, створюваних ультразвуковим перетворювачем, і поділ на ближнє і дальнє енергетичне поля [11]

Рисунок 1 ілюструє розподіл енергетичних полів, створюваних ультразвуковим перетворювачем, і поділ на ближнє та дальнє енергетичні поля. Ближнє поле характеризується високою інтенсивністю та концентрацією енергії, що сприяє локальному підвищенню проникності шкіри. Дальнє поле, навпаки, має знижену інтенсивність, але забезпечує глибше проникнення лікарських засобів. Конструкція системи включає ультразвуковий апарат для генерації хвиль певної частоти та інтенсивності, що спрямовуються на обрану ділянку шкіри. Хімічні посилювачі додатково знижують опір шкіри, що сприяє проникненню лікарських засобів.

Винахід описує детальну конструкцію системи, яка включає ультразвуковий апарат для генерації хвиль певної частоти та інтенсивності, що спрямовуються на обрану ділянку шкіри. Хімічні посилювачі, які входять до складу проникного агента, додатково знижують опір шкіри, що сприяє проникненню лікарських засобів. Ультразвуковий генератор здатний створювати хвилі у діапазоні частот від 1 до 3 МГц, які забезпечують

ефективне проникнення через роговий шар шкіри. Хімічні посилювачі можуть включати в себе різні активні речовини, такі як етанол, диметилсульфоксид (DMSO) та інші, що сприяють розм'якшенню та підвищенню проникності шкіри.

Принцип дії цього методу полягає у створенні мікроскопічних каналів у шкірі за допомогою ультразвукових хвиль, через які лікарські засоби можуть проникати в організм. Модуляція ультразвуку за частотою, амплітудою, фазою або їх комбінаціями дозволяє створювати спрямований тиск усередину тіла, що сприяє переміщенню проникного агента через бар'єри шкіри або слизових оболонок. Цей підхід дозволяє не тільки підвищити ефективність введення лікарських засобів, але й зменшити побічні ефекти, пов'язані з високими дозами препаратів.

#### **1.4.3. Патент UA 109162 U: П'ЄЗОЕЛЕКТРИЧНИЙ ВИПРОМІНЮВАЧ ПЛОСКОЇ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ХВИЛІ [19]**

Патент України № 109162 на корисну модель описує п'єзoeлектричний випромінювач плоскої ультразвукової хвилі. Цей випромінювач є коаксіальною резонансною коливальною системою, яка включає набір п'єзоелементів у формі плоских кілець, охоплюваних з двох сторін деталями у формі втулок. Резонансний хвилевідний акустичний трансформатор розміщений на осі випромінювача в отворах п'єзоелементів і втулок та виконаний у вигляді стяжки. Така конструкція забезпечує ефективну генерацію та передачу ультразвукових хвиль для терапевтичних цілей.

Активна зона випромінювача складається з п'єзоелементів у формі плоских кілець, розділених контактними пластинами, що дозволяє утворювати електричне поле та, внаслідок зворотного п'єзoeлектричного ефекту, генерувати механічні коливання. Ці коливання передаються через хвилевід, який діє як концентратор, до насадки, що контактує з поверхнею тіла пацієнта, забезпечуючи терапевтичний вплив.

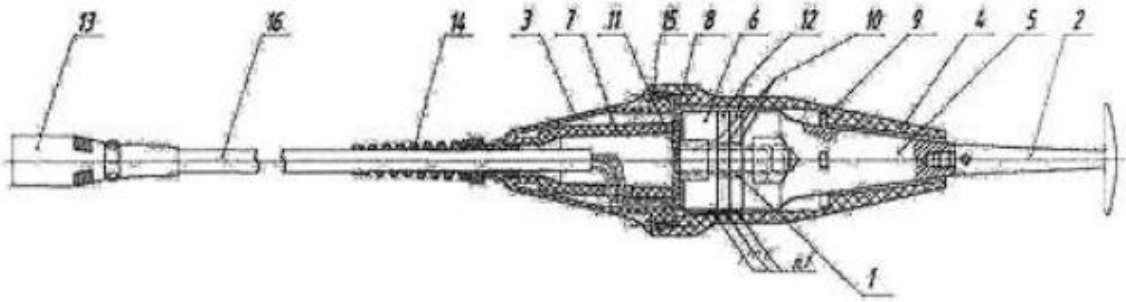


Рис. 6. Основні компоненти апарату ультразвукової терапії [19]

Корпус випромінювача виготовлений з пластику марки АБС-С, який має підвищену стійкість до горіння та використовується для виготовлення корпусів приладів. Втулка виготовлена з тієї ж марки пластику, а прокладка виготовляється з гуми марки Пластина 1Ф-І-ТМКЩ-С2-3, що дозволяє пом'якшувати навантаження на хвилевід та жорстко фіксувати його в корпусі.

Електричний кабель, припаяний до контактних пластин, проходить через боковий отвір втулки і затискається вводом кабелю. До іншого кінця кабелю під'єднаний штекер XLR3. Така конструкція забезпечує надійне з'єднання та передачу електричних сигналів ультразвукової частоти до випромінювача.

Завдяки вдосконаленням у конструкції корпусу, втулки та прокладки, даний випромінювач має високу ефективність, широкі функціональні можливості, динамічний та частотний діапазон, а також економічну вигідність у виготовленні. Він забезпечує точний та безпечний терапевтичний ультразвуковий вплив, що є важливим для медичних застосувань.

Ця корисна модель спрямована на зменшення витрат на виготовлення ультразвукового випромінювача при збереженні його функціональних характеристик та технічних показників, що робить її значним внеском у розвиток медичних технологій.

## **1.5. Порівняння технічних рішень**

У цьому розділі буде проведено детальний аналіз і порівняння технічних рішень, представлених у патентах US5582586A, US5445611A та українському патенті № 109162. Основна увага буде приділена таким аспектам, як ергономіка, ефективність, зручність використання та інноваційність технічних рішень. Це дозволить оцінити переваги і недоліки кожного з підходів, а також визначити унікальні риси і переваги кожного апарату.

### **1.5.1. Функціональність**

Патент UA 109162:

Висока точність у генерації ультразвукових хвиль завдяки резонансному хвилеводному трансформатору. Однак складність налаштування через необхідність узгодження частот вільних та вимушених коливань робить його використання складним. Невисокий ККД через розсіювання енергії на механічних з'єднаннях знижує загальну ефективність пристрою.

Патент US 5582586:

Ефективність введення ліків та забору рідини завдяки комбінованому використанню ультразвуку і електрофорезу. Можливість виникнення проблем з поляризацією електродів при тривалому використанні ставить під сумнів довговічність пристрою. Залежність ефективності від стану шкіри пацієнта може вимагати індивідуального налаштування для кожного випадку.

Патент US 5445611:

Цей пристрій використовує ультразвук у поєднанні з хімічними посилювачами для підвищення проникності шкіри. Комбінація

ультразвукових хвиль з хімічними речовинами може бути менш передбачуваною та потребує ретельного контролю дозування. Використання хімічних посилювачів може викликати алергічні реакції або інші побічні ефекти у пацієнтів.

### **1.5.2. Ергономіка**

Патент UA 109162:

Компактний дизайн, який може бути зручним для інтеграції у медичні пристрої. Однак складна конструкція з великою кількістю механічних з'єднань може впливати на зручність використання та обслуговування. Відсутність гнучкості у налаштуванні також може стати проблемою для користувачів.

Патент US 5582586:

Використання контейнерів з рідиною та електродів, які легко розміщуються на шкірі пацієнта. Потреба у забезпеченні герметичності контейнерів з рідиною ускладнює використання. Частота заміни або обслуговування електродів може стати додатковим тягарем для медичного персоналу.

Патент US 5445611:

Використання хімічних посилювачів разом з ультразвуком потребує більшої кількості компонентів, що може ускладнити дизайн пристрою. Необхідність роботи з хімічними речовинами вимагає додаткових заходів безпеки, що ускладнює процес використання.

### **1.5.3. Зручність**

Патент UA 109162:

Складність у налаштуванні і обслуговуванні через складну конструкцію робить його менш зручним у використанні. Високі вимоги до

узгодження частот можуть викликати проблеми при налаштуванні пристрою на різні типи терапії.

Патент US 5582586:

Необхідність частого обслуговування контейнерів з рідиною та електродів знижує зручність використання. Можливий дискомфорт для пацієнта через електрофорез також є недоліком.

Патент US 5445611:

Комбінація ультразвуку з хімічними посилювачами вимагає ретельного контролю та обслуговування. Необхідність дозування хімічних речовин ускладнює використання пристрою, особливо для некваліфікованого персоналу.

#### **1.5.4. Надійність**

Патент UA 109162:

Велика кількість механічних з'єднань може бути піддана зносу та потребувати частого обслуговування. Складна конструкція з високими вимогами до точності налаштувань робить пристрій менш надійним у довготривалій перспективі.

Патент US 5582586:

Потреба в забезпеченні герметичності контейнерів з рідиною ускладнює підтримку надійності. Можливість зниження ефективності через стан шкіри пацієнта також впливає на надійність.

Патент US 5445611:

Використання хімічних посилювачів разом з ультразвуком потребує ретельного контролю для уникнення непередбачених реакцій. Необхідність частого контролю та обслуговування хімічних компонентів знижує надійність пристрою.

#### **1.5.5. Інші аспекти**

Патент UA 109162:

Складність у виробництві та налаштуванні підвищує вартість виробництва. Необхідність високої точності у виготовленні компонентів та їх узгодження ускладнює серійне виробництво.

Патент US 5582586:

Необхідність частотої заміни контейнерів з рідиною та електродів підвищує експлуатаційні витрати. Залежність ефективності від стану шкіри пацієнта потребує додаткових витрат на обслуговування.

Патент US 5445611:

Використання хімічних посилювачів підвищує ризик виникнення побічних ефектів. Необхідність частого контролю та обслуговування хімічних компонентів збільшує експлуатаційні витрати.

### **1.5.6. Висновки**

Порівняльний аналіз показує, що кожен з розглянутих патентів має свої недоліки, які впливають на функціональність, ергономіку, зручність та надійність пристроїв. Патент UA 109162 відзначається високою точністю, але має складну конструкцію, яка ускладнює налаштування та обслуговування. Патент US 5582586 ефективний у введенні ліків, але потребує частого обслуговування і залежить від стану шкіри пацієнта. Патент US 5445611 використовує хімічні посилювачі, що ускладнює дизайн і підвищує ризик побічних ефектів.

### **1.6. Огляд існуючих комп'ютерно-інтегрованих апаратів ультразвукової терапії.**

У цьому розділі ми розглянемо сучасні комп'ютерно-інтегровані апарати ультразвукової терапії, які використовуються в медичній практиці. Особливу увагу приділимо таким апаратам, як "Enraf Nonius Sonopuls 491",

"Sonic-Stimu Pro UT1041" та "BTL-5000 Sono". Огляд цих апаратів дозволить краще зрозуміти їхні технічні характеристики, функціональні можливості та сферу застосування.

### 1.6.1. Ультразвуковий апарат "Enraf Nonius Sonopuls 491" [16]

Апарат "Enraf Nonius Sonopuls 491" є одним з провідних ультразвукових пристроїв, який використовується для фізіотерапії та реабілітації. Цей апарат відомий своєю надійністю, зручністю у використанні та широким спектром функціональних можливостей. Виробником цього апарату є компанія Enraf Nonius з Нідерландів, яка випустила його на ринок у 2015 році. Sonopuls 491 активно постачається у країни Європи, Північної Америки, Азії та інших регіонів, що свідчить про його міжнародне визнання та популярність.

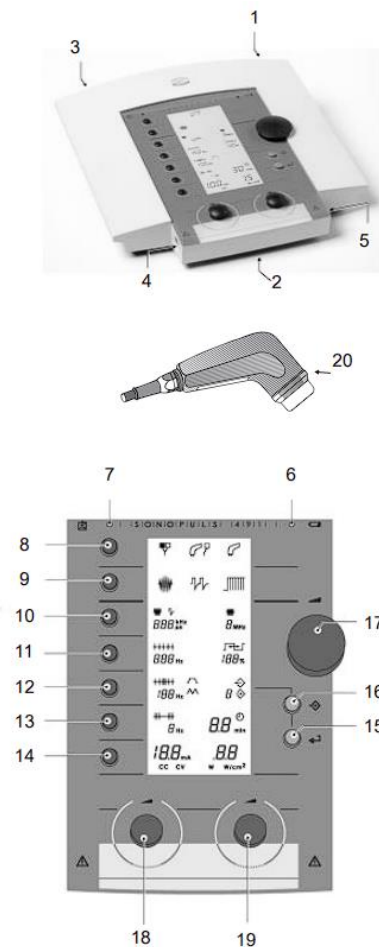


Рис. 7. Основні елементи апарату Sonopuls 491 [16]

Корпус апарату (1) містить всі внутрішні компоненти, забезпечуючи захист і стабільну роботу пристрою. Для зручного перенесення апарат оснащений ручкою (2). Сенсорний кольоровий дисплей (3) відображає налаштування, параметри та режими роботи апарату, що робить його управління інтуїтивно зрозумілим. Кнопка ввімкнення/вимкнення (4) дозволяє швидко вмикати або вимикати апарат. Роз'єми для підключення ультразвукових датчиків (5) розташовані на передній панелі.

Апарат має індикатор стану батареї (6), який показує рівень заряду акумулятора, та індикатор підключення до мережі (7), що сигналізує про підключення апарату до джерела живлення. Для вибору між ультразвуковою терапією, електротерапією або комбінованою терапією служить кнопка вибору режиму терапії (8). Додатково апарат оснащений кнопкою вибору типу струму для електротерапії (9), що дозволяє налаштувати необхідний тип струму.

Кнопка налаштування частоти ультразвуку (10) дозволяє змінювати частоту хвиль між 1 та 3 МГц. Для електротерапії доступна кнопка налаштування частоти стимуляції (11), а кнопка керування програмами пам'яті (12) дає можливість зберігати та викликати програми з пам'яті апарату. Кнопка налаштування частоти імпульсів (13) використовується для різних режимів терапії. Апарат також має кнопку вибору режиму постійного струму (14) для перемикання між режимами постійного та змінного струму.

Кнопка підтвердження налаштувань (15) дозволяє підтвердити збереження або вибір налаштувань, а кнопка пам'яті для збереження програм (16) дає можливість зберігати поточні налаштування як програму.

Центральний регулятор параметрів (17) використовується для налаштування різних параметрів терапії, включаючи регулятор амплітуди струму (18) для електротерапії та регулятор інтенсивності ультразвуку (19) для налаштування інтенсивності хвиль. Контактний контроль датчика (20) забезпечує індикацію стану контакту ультразвукового датчика з поверхнею

шкіри пацієнта, що є важливим для забезпечення ефективності терапії.

Апарат забезпечує терапію за допомогою ультразвукових хвиль з частотою 1 та 3 МГц, що дозволяє використовувати його для різних типів процедур. Він підтримує як безперервний, так і імпульсний режими роботи, що надає можливість індивідуального налаштування терапії для кожного пацієнта. Інтенсивність ультразвуку може регулюватися від 0 до 2 Вт/см<sup>2</sup>, а вбудований таймер дозволяє встановлювати тривалість процедур від 1 до 30 хвилин.

Однією з головних переваг апарату є його сенсорний кольоровий дисплей, який забезпечує зручне та інтуїтивне управління. Апарат легкий, важить лише 2,5 кг, і може живитися від мережі з напругою від 100 до 240 В, що робить його мобільним і зручним у використанні в будь-яких умовах. Це робить апарат придатним як для стаціонарного, так і для мобільного застосування в різних медичних закладах.

Enraf Nonius Sonopuls 491 відзначається високим рівнем безпеки та ефективності, що робить його незамінним у фізіотерапевтичній практиці. Він використовується для лікування широкого спектру захворювань, включаючи м'язові та суглобові болі, травми, запальні процеси, спортивні травми, артрит, тендиніт та багато інших. Однак, його висока ціна може бути недоліком для деяких медичних закладів. Апарат також потребує регулярного технічного обслуговування, щоб забезпечити стабільну роботу та тривалий термін служби.

#### Параметри Enraf Nonius Sonopuls 491:

Параметри	Значення
Частота ультразвуку	1 та 3 МГц
Режим роботи	Безперервний та імпульсний
Інтенсивність	0 - 2 Вт/см <sup>2</sup>
Тривалість сеансу	1—30 хвилин
Дисплей	Сенсорний кольоровий
Живлення	100-240 В, 50-60 Гц

Вага	2,5 кг
Рік випуску	2015
Країна виробник	Нідерланди
Поставки	Європа, Північна Америка, Азія

### 1.6.2. Система ультразвукової терапії "Sonic-Stimu Pro UT1041" [17]

"Sonic-Stimu Pro UT1041" - це апарат, який поєднує в собі можливості ультразвукової терапії та електростимуляції. Цей пристрій широко використовується у фізіотерапії, спортивній медицині та реабілітації для ефективного лікування різних захворювань та травм. Виробником цього апарату є компанія Physiomed з Німеччини, яка випустила його на ринок у 2017 році. Sonic-Stimu Pro UT1041 поставляється у країни Європи, Америки, Азії та інших регіонів, що підтверджує його високу якість та довіру з боку медичних фахівців по всьому світу.

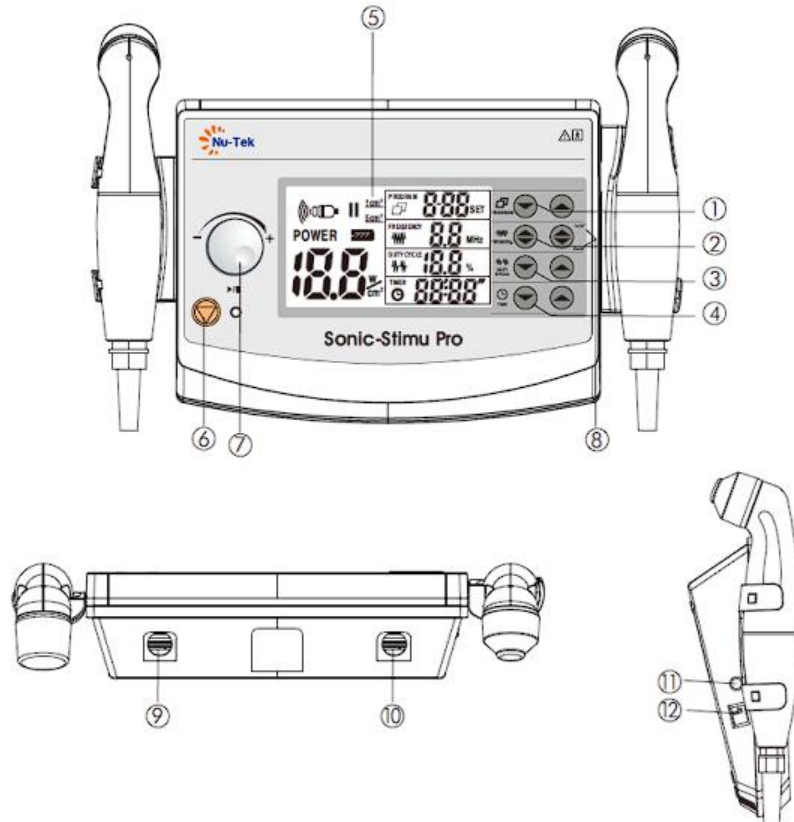


Рис. 8. Основні елементи апарату Sonic-Stimu Pro UT1041 [17]

Кнопка для налаштування програми (1) дозволяє користувачеві

вибирати та налаштовувати різні терапевтичні програми. Кнопка для налаштування частоти (2) дає можливість вибирати між частотами 1 МГц та 3 МГц, що є важливим для адаптації терапії під конкретні медичні потреби пацієнта. Кнопка для налаштування коефіцієнта заповнення (3) використовується для регулювання параметрів імпульсної ультразвукової терапії.

Кнопка для налаштування таймера (4) дозволяє встановлювати тривалість терапевтичної процедури, що забезпечує точний контроль часу лікування. На LCD-дисплеї (5) відображаються всі налаштування, параметри та режими роботи апарату, що робить управління пристроєм простим та інтуїтивно зрозумілим.

Стоп-кнопка (6) дає можливість зупинити або призупинити проведення процедури в будь-який момент, що забезпечує додатковий контроль над процесом лікування. Кнопка для регулювання інтенсивності виходу та кнопка паузи (7) використовується для налаштування інтенсивності ультразвукових хвиль та тимчасової паузи під час процедури.

Кнопка для вибору терапевтичної головки (8) дозволяє перемикатися між різними головками залежно від потреб пацієнта. На апараті є два роз'єми для підключення терапевтичних головок: один для головки з площею 5 см<sup>2</sup> (9), інший для головки з площею 1 см<sup>2</sup> (10). Це забезпечує гнучкість у виборі інструменту для різних видів терапії.

Роз'єм для адаптера (11) призначений для підключення апарату до мережевого адаптера, забезпечуючи його живлення. Вмикач живлення (12) використовується для увімкнення або вимкнення апарату, що є необхідним для початку або завершення роботи з пристроєм.

Sonic-Stimu Pro UT1041 дозволяє проводити терапію з використанням ультразвукових хвиль з частотою 1 та 3 МГц. Він підтримує безперервний та імпульсний режими роботи, що дає можливість адаптувати терапію під конкретні потреби пацієнта. Інтенсивність ультразвукових хвиль може варіюватися від 0 до 2,5 Вт/см<sup>2</sup>, а вбудований таймер дозволяє

налаштовувати тривалість процедур від 1 до 60 хвилин.

Апарат оснащений LCD-дисплеєм, що забезпечує зручне управління та контроль за проведенням процедур. Sonic-Stimu Pro UT1041 має вагу 2,8 кг і може живитися від мережі з напругою від 110 до 240 В. Однією з головних переваг цього апарату є наявність функції електростимуляції та можливість збереження до 50 програм, що робить його універсальним інструментом для фізіотерапевтів.

Апарат має високу ефективність і безпечність, що робить його придатним для лікування різних медичних станів, включаючи м'язові та суглобові болі, спортивні травми, артрит, тендиніт, розтягнення, контрактури та багато інших. Sonic-Stimu Pro UT1041 дозволяє швидко досягати терапевтичних результатів, що робить його особливо корисним для спортивних команд та реабілітаційних центрів. Однак, як і будь-який інший пристрій, він має свої недоліки, зокрема складність налаштувань для новачків і високу ціну.

#### Параметри Sonic-Stimu Pro UT1041:

Параметри	Значення
Частота ультразвуку	1 та 3 МГц
Режим роботи	Безперервний та імпульсний
Інтенсивність	0 – 2,5 Вт/см <sup>2</sup>
Тривалість сеансу	1—60 хвилин
Дисплей	LCD
Живлення	100-240 В, 50-60 Гц
Вага	2,8 кг
Рік випуску	2017
Країна виробник	Німеччина
Поставки	Європа, Америка, Азія
Додаткові функції	Електростимуляція, пам'ять на 50 програм

### 1.6.3. Ультразвуковий терапевтичний апарат "BTL-5000 Sono" [18]

BTL-5000 Sono - це сучасний апарат для ультразвукової терапії, призначений для професійного використання в фізіотерапії та реабілітації. Цей пристрій забезпечує розширені функції та інтуїтивно зрозумілий інтерфейс, що робить його ефективним інструментом для лікування широкого спектру захворювань. Апарат підтримує роботу на частотах 1 МГц та 3 МГц, що дозволяє адаптувати терапію до різних типів тканин та глибин впливу, забезпечуючи оптимальну ефективність лікування. BTL-5000 Sono пропонує як безперервний, так і імпульсний режими роботи, що дозволяє зменшити тепловий ефект та забезпечити більш делікатну терапію для чутливих ділянок. Великий сенсорний екран забезпечує зручне управління та налаштування параметрів терапії, а інтерфейс містить попередньо встановлені протоколи для різних медичних показань, що спрощує роботу медичного персоналу.



Рис. 9. Зовнішній вигляд BTL-5000 Sono [18]

Пристрій має можливість збереження індивідуальних налаштувань та програм, що дозволяє швидко адаптувати його до потреб конкретного пацієнта. Апарат також дозволяє зберігати інформацію про пацієнтів та їхні терапевтичні сесії, що забезпечує точне відстеження лікування та його ефективності. BTL-5000 Sono може бути інтегрований з іншими

терапевтичними модулями, такими як електротерапія та вакуумна терапія, що робить його універсальним інструментом для комплексного лікування.

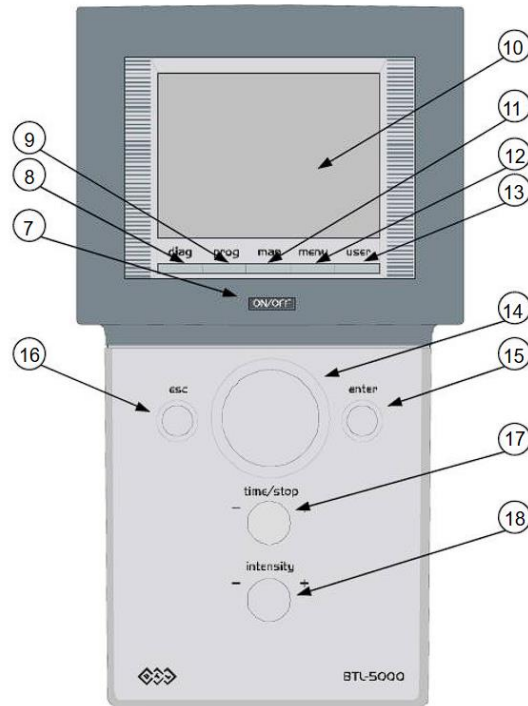


Рис. 10. Основні елементи апарату BTL-5000 [18]

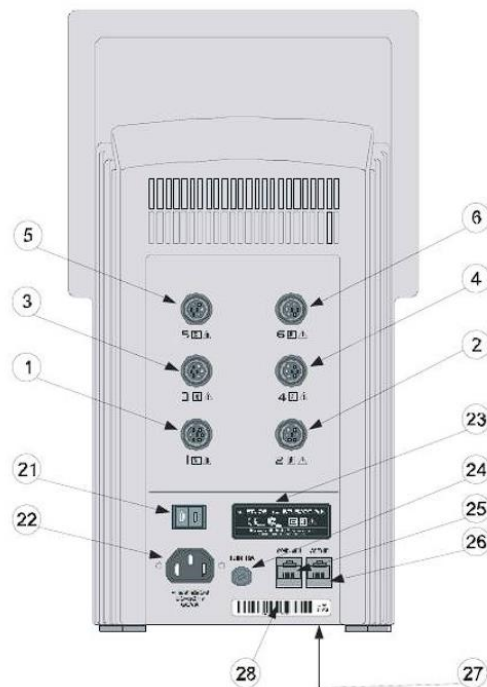


Рис. 11. Основні елементи апарату BTL-5000 [18]

Передня панель апарату BTL-5000 Sono має кілька функціональних елементів, які забезпечують зручність використання та налаштування

терапевтичних параметрів. Елемент під номером 7 відповідає за діагностичні функції (diag), що дозволяють проводити попередню оцінку стану пацієнта. Кнопка 8 використовується для доступу до програм (prog), що містять різні терапевтичні протоколи. Елемент 9 забезпечує управління параметрами (param), а кнопка 10 – доступ до меню (menu) для налаштування системних параметрів. Кнопка під номером 11 призначена для користувацьких налаштувань (user), що дозволяє зберігати індивідуальні програми. Екран під номером 12 відображає всі налаштування та параметри терапії. Кнопка 13 (on/off) використовується для включення та вимкнення пристрою. Кнопка 14 (enter) підтверджує вибрані параметри, а кнопка 15 (time/stop) регулює час терапії та зупиняє процедуру. Кнопка 16 (esc) дозволяє повернутися до попереднього меню. Регулятор 17 відповідає за налаштування інтенсивності ультразвукового випромінювання, а регулятор 18 – за налаштування часу терапії.

Задня панель апарату містить різні роз'єми та елементи керування. Роз'єм під номером 1 призначений для підключення ультразвукової головки 1 см<sup>2</sup>, роз'єм 2 – для головки 4 см<sup>2</sup>. Роз'єм 3 використовується для підключення головки 10 см<sup>2</sup>, а роз'єм 4 – для головки 5 см<sup>2</sup>. Роз'єм 5 забезпечує підключення до електромережі, а роз'єм 6 використовується для підключення до заземлення. Елементи під номерами 21 і 22 відповідають за живлення пристрою. Елементи під номерами 23, 24, 25, 26 забезпечують підключення до різних периферійних пристроїв та аксесуарів. Елемент під номером 27 є портом для підключення до комп'ютера для збереження та аналізу даних терапії. Елемент під номером 28 є серійним номером пристрою.

Для забезпечення безпеки апарат оснащений системою візуального та акустичного контролю контакту з пацієнтом, що забезпечує ефективність процедури. Крім того, пристрій має функцію автоматичного вимкнення при виявленні аномальних умов. Завдяки компактному дизайну та можливості роботи від батареї, BTL-5000 Sono є зручним для використання в різних

медичних умовах, включаючи амбулаторні клініки та домашні умови.

BTL-5000 Sono використовується для лікування широкого спектру захворювань, включаючи знеболення при гострих та хронічних болях, лікування запальних процесів, регенерацію тканин після травм, поліпшення кровообігу та метаболізму в тканинах, а також лікування м'язових спазмів та контрактур. Цей апарат забезпечує високу ефективність лікування завдяки широкому спектру налаштувань та можливостей адаптації терапії до індивідуальних потреб пацієнта.

### **1.7. Класифікація комп'ютерно-інтегрованих апаратів ультразвукової терапії**

Сучасна медична техніка, зокрема ультразвукові терапевтичні апарати (УЗТ), займає важливе місце в лікуванні та діагностиці захворювань. Ці апарати використовуються в багатьох галузях медицини завдяки своїй здатності проникати в глибокі шари тканин і надавати терапевтичний ефект. УЗТ апарати можна класифікувати за різними критеріями, що дозволяє виділити їхні особливості та функціональні можливості.

Медичні апарати ультразвукової терапії складаються з різних електричних та електромеханічних компонентів, які забезпечують їх функціонування. Більшість таких апаратів використовують електричну енергію для генерування ультразвукових хвиль, які проникають у тканини пацієнта, створюючи лікувальний ефект. Крім того, деякі апарати можуть використовувати механічні дії, наприклад, для масажу або механотерапії.

Автоматизовані УЗТ апарати мають різні функції та можливості, що визначає їх класифікацію за різними параметрами. Основні критерії класифікації включають систему комп'ютерної інтеграції, режим роботи, мобільність, інтенсивність, напрям застосування, ефект виміру та метод керування.

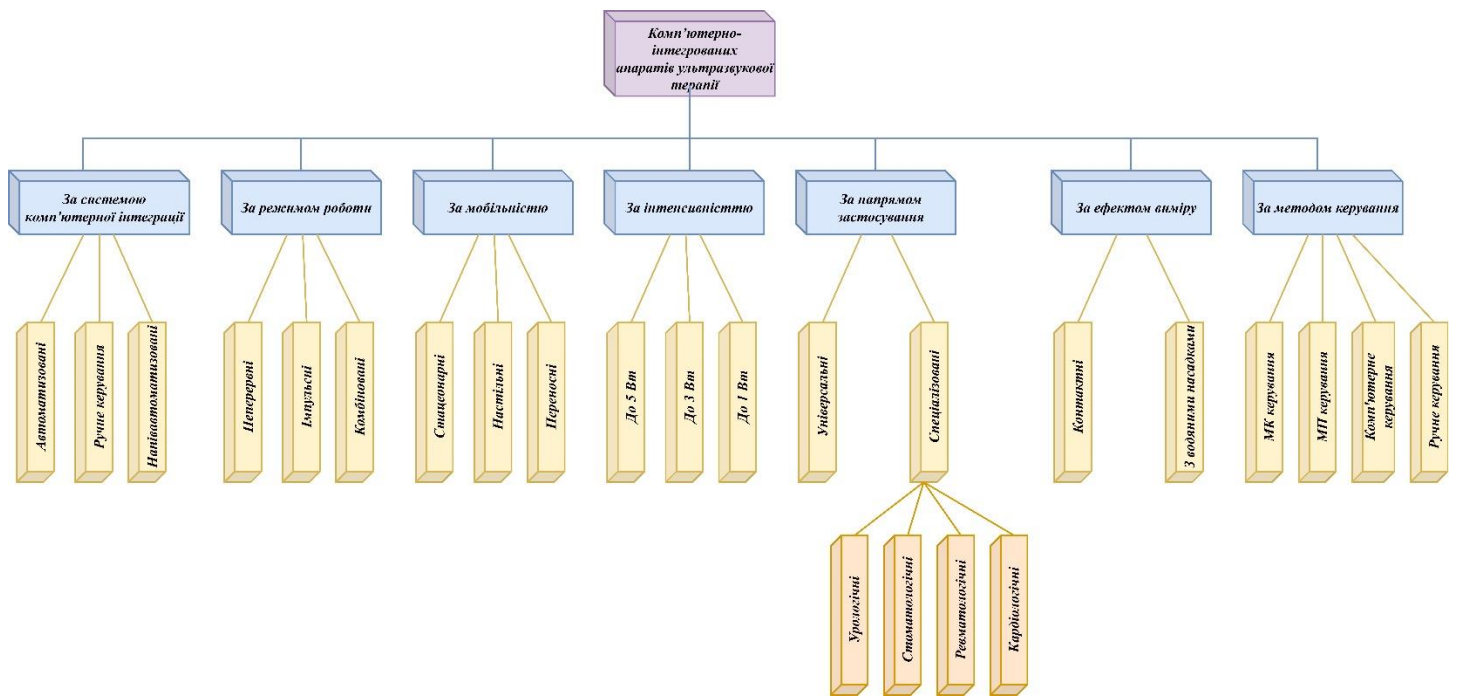


Рис. 12. Класифікація комп'ютерно-інтегрованих апаратів ультразвукової терапії

Ця класифікація охоплює різні категорії, за якими апарати можна класифікувати, зокрема:

- За системою комп'ютерної інтеграції: автоматизовані, напівавтоматизовані, з ручним керуванням.
- За режимом роботи: неперервні, імпульсні, комбіновані.
- За мобільністю: стаціонарні, переносні.
- За інтенсивністю: до 5 Вт, до 3 Вт, до 1 Вт.
- За напрямом застосування: універсальні, спеціалізовані (урологічні, стоматологічні, ревматологічні, кардіологічні).
- За ефектом виміру: контактні, з водяними насадками.
- За методом керування: мікроконтролерне керування (МК керування), мікропроцесорне керування (МП керування), комп'ютерне керування, ручне керування.

### 1.7. Розробка структурно-функціональна схема комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії.

Розроблена структурно-функціональна схема комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії виглядає наступним чином.

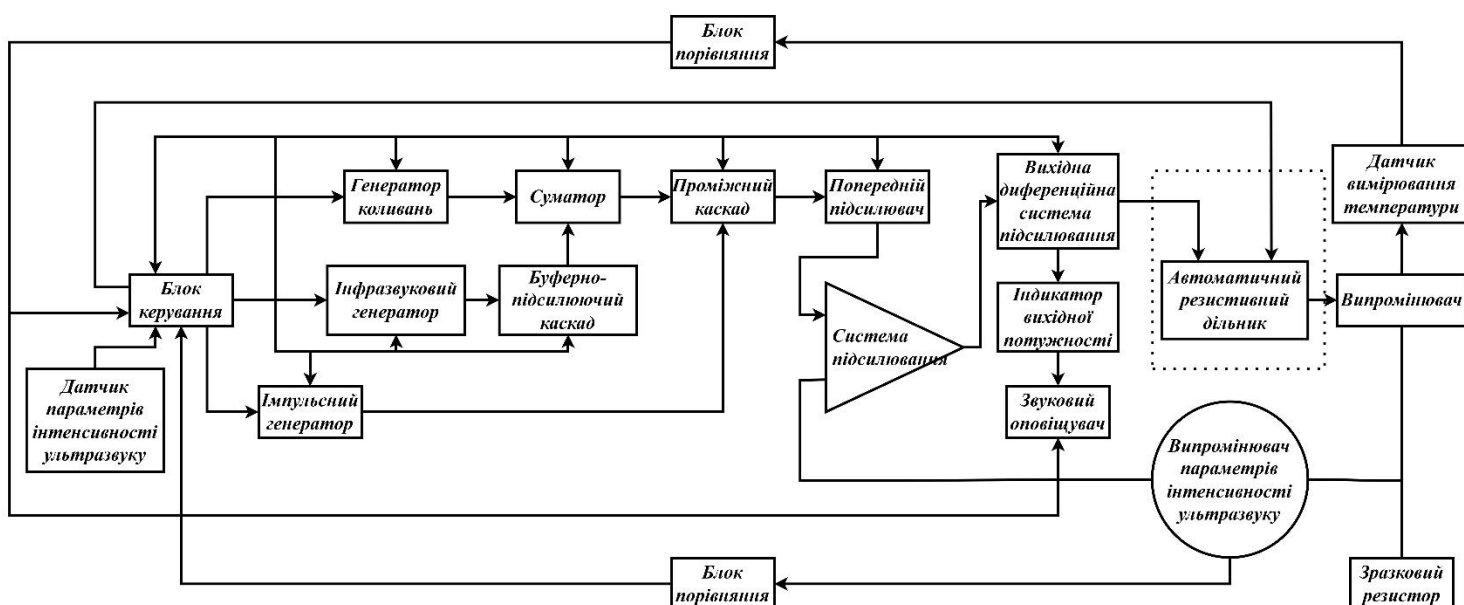


Рис. 13. Структурно-функціональна схема комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії (KIAUT)

Вона складається з кількох ключових компонентів, кожен з яких виконує специфічні функції, необхідні для ефективного та безпечного проведення терапевтичних процедур. Основні компоненти включають блок керування, генератор коливань, інфразвуковий генератор, буферно-підсилювальний каскад, суматор, прямий каскад, попередній підсилювач, система підсилювання, вихідна диференційна система підсилювання, індикатор вихідної потужності, резистивний діляник, випромінювач, датчики температури та інтенсивності ультразвуку, блок порівняння, імпульсний генератор, а також зразковий резистор.

Блок керування координує роботу всіх компонентів системи, забезпечуючи синхронізацію їхньої роботи та виконання алгоритмів лікування. Генератор коливань генерує ультразвукові хвилі певної частоти, які потім модулюються за допомогою модулятора для досягнення необхідних терапевтичних параметрів. Інфразвуковий генератор та буферно-підсилювальний каскад забезпечують підсилення сигналу для його

подальшого оброблення та передачі до суматора, який об'єднує сигнали з різних джерел.

Прямий каскад і попередній підсилювач підвищують потужність сигналу до необхідного рівня для ефективного впливу на біологічні тканини. Система підсилювання, включаючи вихідну диференційну систему підсилювання та індикатор вихідної потужності, дозволяє точно контролювати рівень вихідного сигналу, забезпечуючи необхідну інтенсивність ультразвуку.

Резистивний дільник дозволяє точно регулювати вихідний сигнал. Випромінювач є кінцевим елементом, який генерує ультразвукові хвилі та направляє їх на обрану ділянку біологічної тканини. Датчики температури та інтенсивності ультразвуку відіграють критичну роль у системі. Датчик температури вимірює температуру біологічної тканини в реальному часі та передає дані до блоку порівняння. Це дозволяє автоматично коригувати параметри ультразвуку для забезпечення оптимальної глибини проникнення лікарських засобів та мінімізації ризиків для пацієнта. Датчик інтенсивності ультразвуку забезпечує точне вимірювання інтенсивності ультразвукових хвиль, що допомагає підтримувати постійний рівень терапевтичного впливу.

Імпульсний генератор та зразковий резистор забезпечують стабільність і точність вимірювань, необхідних для ефективної роботи системи. Блок порівняння отримує дані від датчиків та забезпечує зворотний зв'язок для коригування параметрів ультразвуку в режимі реального часу.

Таким чином, дана структурно-функціональна схема інтегрує всі необхідні компоненти для створення ефективного та безпечного комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії, що дозволяє забезпечити високий рівень контролю та адаптації до різних терапевтичних завдань.

## 1.8. Алгоритм роботи комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії

Для чіткої організації функціонування комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії (КІАУТ) необхідна розробка досконального алгоритму роботи.

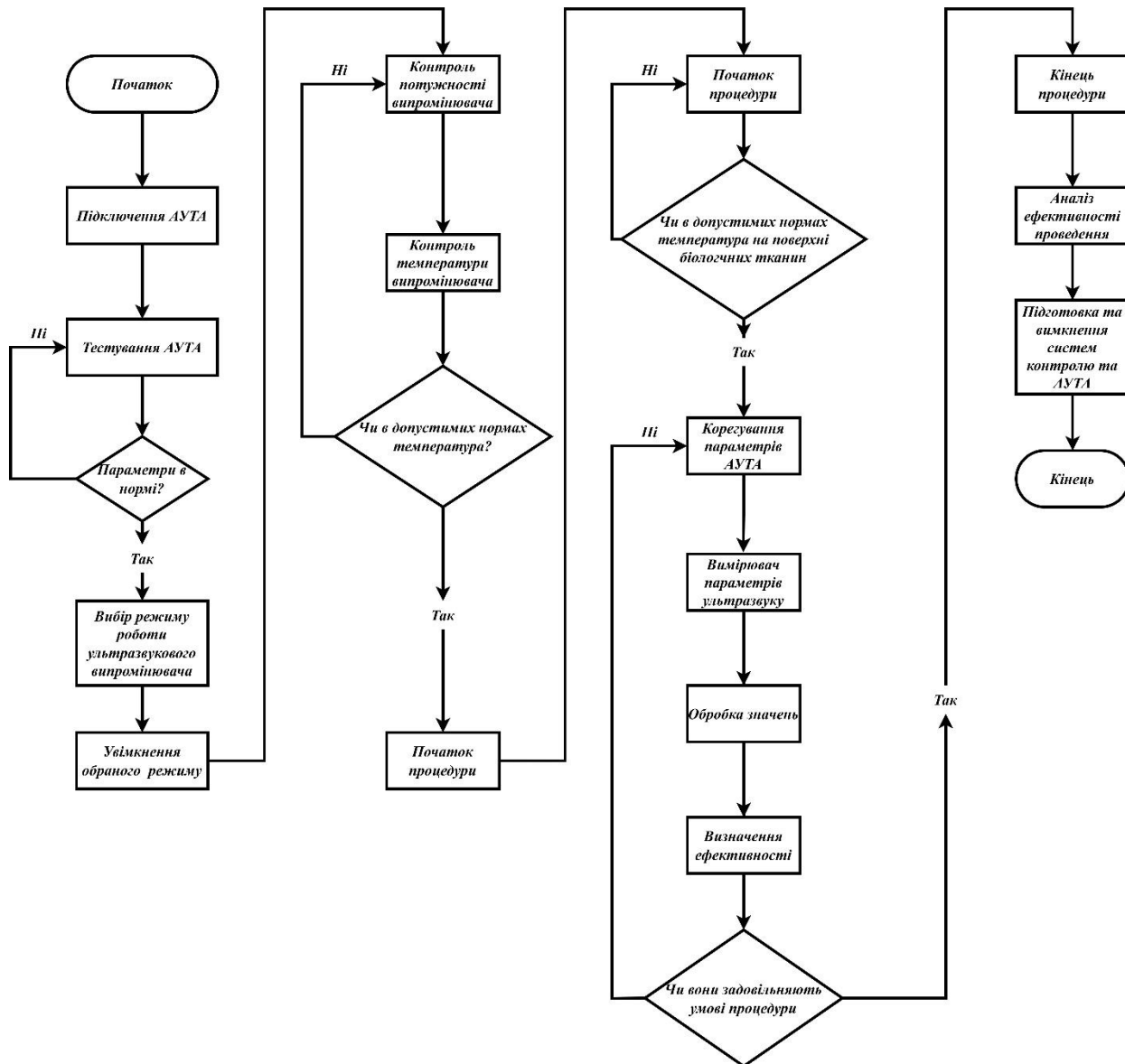


Рис. 14. Алгоритм роботи КІАУТ

Процедура роботи КІАУТ починається з підключення апарату до джерела живлення та підготовки його до роботи. На цьому етапі система здійснює тестування всіх своїх компонентів для перевірки їх працездатності,

що гарантує належне функціонування апарату. Після успішного тестування користувач обирає необхідний режим роботи ультразвукового випромінювача відповідно до медичних показань. Після цього КІАУТ переходить у робочий режим, готовий до проведення терапевтичної процедури.

На початку робочого циклу система контролює потужність ультразвукового випромінювача, перевіряючи, чи відповідає вона заданим параметрам. Одночасно з цим здійснюється контроль температури випромінювача, щоб забезпечити безпечні умови для проведення процедури. Якщо температура випромінювача виходить за допустимі межі, система автоматично припиняє процедуру до нормалізації умов. Коли всі параметри відповідають нормам, розпочинається процедура ультразвукової терапії.

Під час процедури система постійно контролює температуру біологічної тканини, на яку впливає ультразвук. Це дозволяє уникнути перегріву та можливого пошкодження тканин. Якщо температура тканини виходить за межі допустимих значень, КІАУТ автоматично коригує параметри ультразвукового випромінювання, щоб забезпечити безпеку та ефективність процедури. Після коригування параметрів здійснюється вимірювання поточних параметрів ультразвукового випромінювання для забезпечення їх відповідності заданим умовам.

Зібрані під час процедури дані обробляються для визначення ефективності проведеної терапії. На основі оброблених даних система визначає ефективність проведеної процедури. Якщо всі умови процедури відповідають заданим вимогам, процес продовжується до завершення сеансу терапії. Після завершення процедури здійснюється аналіз ефективності проведеного лікування, що дозволяє оцінити результативність терапії та внести необхідні корективи для майбутніх сеансів.

Після завершення аналізу система готується до вимкнення. Всі дані зберігаються для подальшого аналізу, а апарат вимикається. Такий алгоритм роботи забезпечує високу точність, безпеку та ефективність проведення

терапевтичних процедур, враховуючи всі можливі параметри та умови терапії. Інтеграція датчиків температури та інтенсивності ультразвуку дозволяє системі автоматично адаптуватися до змін у реальному часі, що мінімізує ризики та підвищує результативність лікування.

### 1.10. Розробка системи керування КІАУТ

Для коректної роботи КІАУТ потрібно змінити напругу з 220 В до 5В, які потребують живлення мікросхем. Для цього було розроблену електричну схему перетворювача напруги.

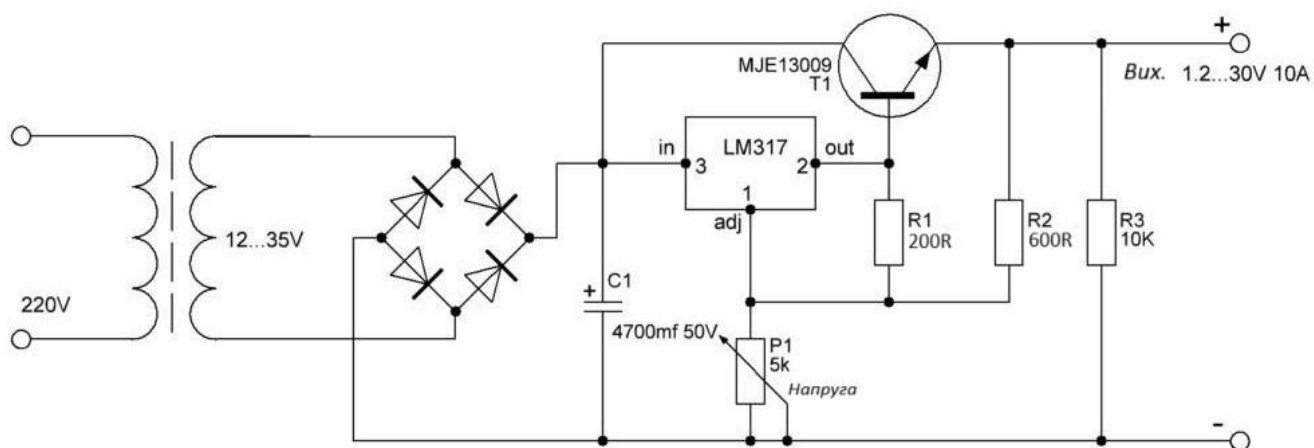


Рис. 15. Електрична схема перетворювача напруги з LM317

Схема перетворювача напруги з LM317 призначена для перетворення змінної напруги (AC) 12..35 В у стабільну постійну напругу (DC) з можливістю регулювання в діапазоні від 1.2 В до 30 В. Основними компонентами схеми є трансформатор, який перетворює напругу мережі 220 В у змінну напругу 12..35 В, діодний міст (VDS), що випрямляє змінну напругу в постійну, та конденсатори (C1, C2, C3), які фільтрують пульсації та забезпечують стабільність напруги. Регулятор напруги LM317 забезпечує стабілізацію та регулювання вихідної напруги, а резистори (R1, R2) встановлюють вихідну напругу за допомогою регулятора. Транзистор (VT1) використовується для підсилення вихідного струму. Ця схема забезпечує

стабільне живлення для КІАУТ, дозволяючи підтримувати необхідну напругу для роботи мікроконтролера та інших компонентів.

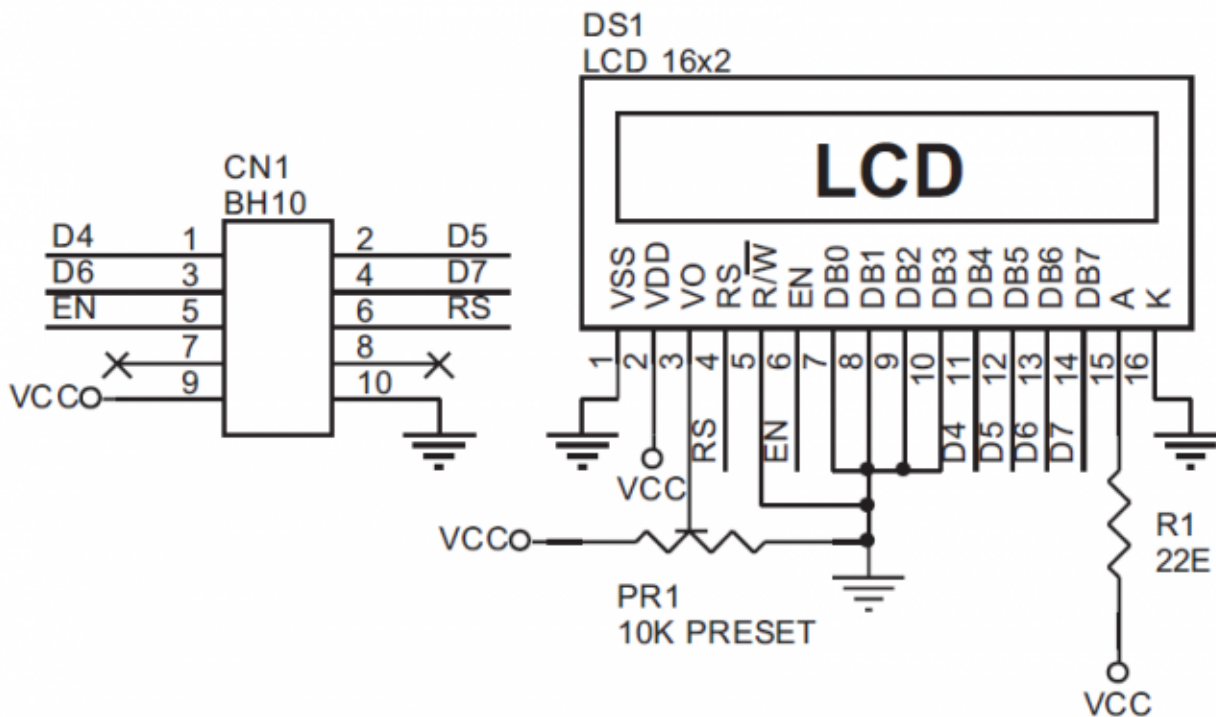


Рис. 16. Електрична схема керування LCD дисплеєм

Схема керування LCD дисплеєм забезпечує керування LCD дисплеєм з мікроконтролера, який є основним керуючим елементом у системі КІАУТ. Основними компонентами цієї схеми є LCD дисплей (DS1), який відображає інформацію про стан та параметри апарату, конектор (CN1), що підключає LCD дисплей до мікроконтролера, підстроювальний резистор (PR1), який регулює контраст дисплея, та резистор (R1), що обмежує струм через підсвічування дисплея.

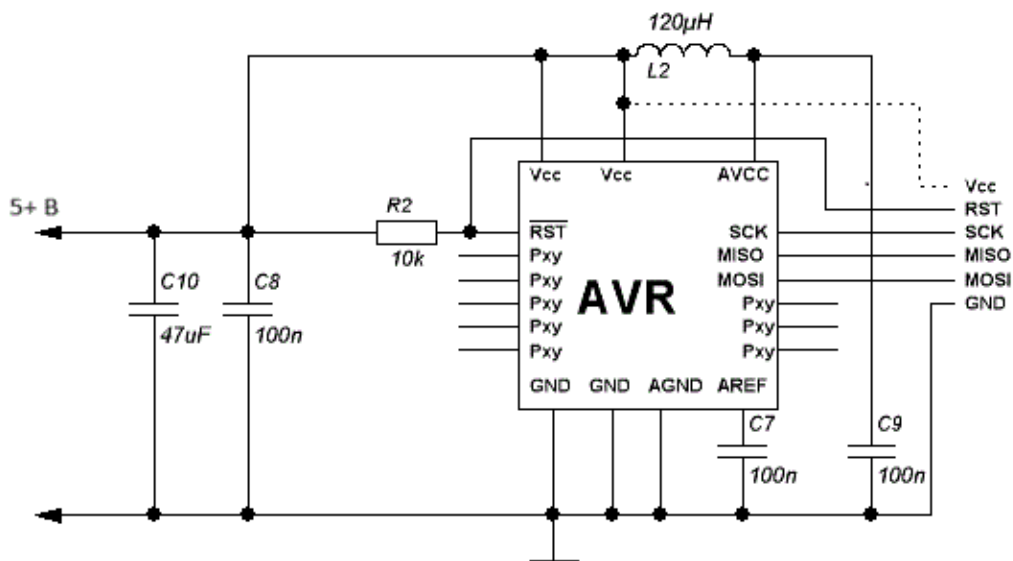


Рис. 17. Електрична схема процесора AVR для керування КІАУТ

Схема мікроконтролера AVR включає мікроконтролер, який є центральним блоком керування КІАУТ. Основними компонентами цієї схеми є мікроконтролер AVR, який відповідає за виконання всіх обчислень і керування системою, конденсатори (C7, C8, C9, C10), що фільтрують шум і стабілізують живлення, резистор (R2), який виконує функцію підтягувального резистора для входу RST, та індуктивність (L2), що фільтрує живлення для мікроконтролера. Ця схема дозволяє мікроконтролеру стабільно функціонувати та керувати всіма модулями КІАУТ, включаючи LCD дисплей та датчики.

Об'єднання трьох схем забезпечує повноцінну роботу комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії (КІАУТ). Випрямляч напруги з LM317 перетворює змінну напругу мережі в стабільну постійну напругу, яка використовується для живлення мікроконтролера та інших компонентів системи КІАУТ. Регульована напруга дозволяє налаштовувати живлення відповідно до потреб різних модулів, забезпечуючи стабільність та надійність роботи апарату.

Схема керування LCD дисплеєм дозволяє мікроконтролеру відображати інформацію на дисплеї, що є важливим для моніторингу та

налаштування параметрів КІАУТ під час терапевтичних процедур. Контраст дисплея регулюється підстроювальним резистором, а резистор для підсвічування забезпечує належний рівень яскравості, що полегшує зчитування інформації.

Мікроконтролер AVR виступає центральним керуючим блоком КІАУТ, обробляючи дані з датчиків і керуючи іншими компонентами, включаючи LCD дисплей. Він отримує стабільне живлення від випрямляча та використовує виводи для керування всіма підключеними модулями, забезпечуючи координацію роботи всіх компонентів системи та виконання алгоритмів лікування.

Загалом, ці три схеми, інтегровані в одну систему, забезпечують надійну та ефективну роботу комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії (КІАУТ), виконуючи всі необхідні функції для проведення ультразвукової терапії з точним контролем параметрів.

Для визначення ємності конденсатора, який буде згладжувати напругу, скористаємося формулою (1):

$$C = 6400I_n(U_n \cdot K_n) \quad (1.10.1)$$

Ми застосуємо цю формулу для одного половинного періоду, як це необхідно. Коефіцієнт пульсацій  $K$  дорівнює 1-0,001 відсотка. Необхідна сила струму  $I$  складає 1А, а вихідна напруга  $U$  становить 5В. Підставивши ці значення у формулу (1.10.1), отримаємо:

$$C = 6400 \cdot 1 \cdot (5 \cdot 0,5) = 16 \text{ мкФ}$$

Використовуючи формулу (1.10.1), визначимо необхідну ємність конденсатора для згладжування однієї півхвилі. Для стабільної роботи потрібно мати триразовий запас ємності. Таким чином оптимальне значення буде  $16 \times 3 = 48$  мкФ. Так з найближчого нормованого ряду ємностей – це значення 47 мкФ. Яке і використовуємо в схемі. Щоб розрахувати споживаний струм, звернемося до технічної документації кожного елемента і переконаємося, що 1А буде достатньо з запасом:

$$I_{\text{дисплея}} = 5\text{мА.}$$

I світлодіодів = 10мА.

I блютуз модуль = 80мА.

I контролера = 40мА.

Сумарний споживаний струм розраховується за формулою (1.10.2)

$$\sum I = I_1 + I_2 \dots \quad (1.10.2)$$

$$\sum I = 5 + 10 + 80 + 40 = 135 \text{ мА}$$

Отже, струму в 1А нам вистачає із запасом.

Для визначення резистора R10 для світлодіода VD7 на +5В, використаємо супер яскравий зелений світлодіод L-53SGD від Kingbright.

Для комфортної роботи обмежимо струм на світлодіоді VD7 до 10мА, розрахуємо за формулою закону Ома (1.10.3):

$$I = \frac{U}{R} \quad (1.10.3)$$

$$I = 10 \text{ мА.}$$

$$U = 5 \text{ В.}$$

Підставляємо значення у формулу (1.10.3):

$$R = 5 / 10 \text{ мА.}$$

$$R = 500 \text{ Ом.}$$

Отже, при резисторі 500 Ом ми обмежуємо струм до 10мА. Резистор також відводить тепло, що запобігає нагріванню світлодіода, забезпечуючи його довший термін служби та стабільність напруги на резисторі.

## 1.11. Розрахунок параметрів акустичного тракту

Розрахунок акустичного тракту та параметрів ультразвукового випромінювання є ключовим етапом у розробці ефективної автоматизованої системи ультразвукової терапії судин. Правильний вибір параметрів ультразвукового випромінювання забезпечує високу ефективність процедур, мінімізує ризики для пацієнтів та дозволяє досягти необхідних терапевтичних результатів. Акустичний тракт ультразвукової системи складається з кількох основних компонентів: ультразвукового генератора,

електромеханічного перетворювача та хвилеводу-інструменту. Основне завдання акустичного тракту – передача та фокусування ультразвукових хвиль на необхідну ділянку біологічної тканини.

### **Анатомічна структура біологічної тканини**

Шкіра виконує важливі захисні функції. Вона складається з трьох основних шарів: епідермісу, дерми та гіподерми (підшкірної жирової клітковини). Епідерміс є зовнішнім шаром, який забезпечує бар'єрну функцію та захист від зовнішніх впливів. Дерма містить колагенові та еластинові волокна, що забезпечують міцність та еластичність шкіри. Гіподерма складається з жирових клітин, які виконують функцію теплоізоляції та захисту внутрішніх органів. Наприклад, шкіра в області ліктя є відносно товстою, але ультразвукова терапія може ефективно проникати через неї завдяки рівномірній структурі.

М'язи складаються з м'язових волокон, що здатні до скорочення та розслаблення, забезпечуючи рух тіла та підтримку його пози. М'язи поділяються на скелетні, гладкі та серцеві. Скелетні м'язи контролюються свідомо та відповідають за рухи кінцівок та тіла. Гладкі м'язи розташовані в стінках внутрішніх органів та судин і регулюють їхню роботу. Серцеві м'язи утворюють стінки серця та забезпечують його ритмічні скорочення. Ультразвукова терапія ефективно застосовується для лікування м'язів передпліччя, де скелетні м'язи піддаються впливу ультразвукових хвиль для поліпшення кровообігу та зменшення запалення.

Жирова тканина або адипозна тканина є важливим енергетичним резервуаром організму. Вона розташована під шкірою (підшкірна жирова тканина) та навколо внутрішніх органів (вісцеральна жирова тканина). Жирова тканина виконує функції теплоізоляції, захисту органів від механічних впливів та участі в енергетичному обміні. Вона складається з адипоцитів - клітин, що накопичують жир у вигляді тригліцеридів.

Наприклад, ультразвукова терапія може бути ефективною для лікування жирової тканини верхньої частини руки, де концентрація адипоцитів дозволяє впливати на метаболічні процеси.

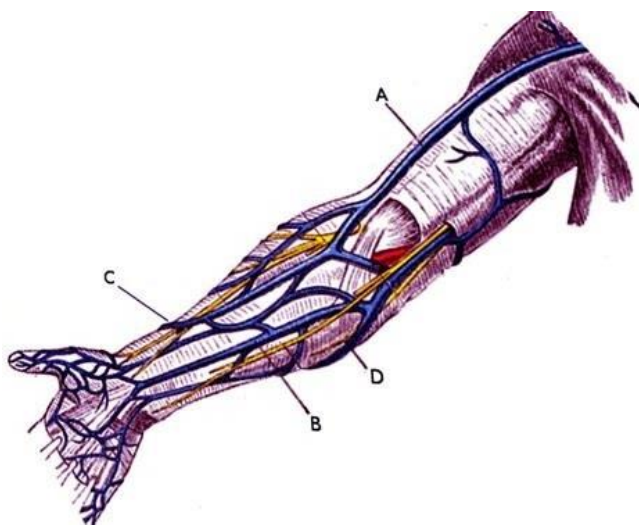


Рис. 18. Венозна система руки [32]. А – головна вена, В – серединна передпліччя, С – головна вена, D – базилікова вена.

Судини є невід'ємною частиною кровоносної системи та включають артерії, вени та капіляри. Вони забезпечують транспортування крові, яка несе кисень та поживні речовини до тканин та органів, а також видалення продуктів метаболізму. Судини руки включають поверхневі та глибокі вени, а також артерії, які забезпечують кровообіг до кисті та пальців. Акустичний тракт в цій області повинен враховувати анатомічну близькість м'язів, жирових відкладень та шкіри, що впливає на розповсюдження ультразвукових хвиль.

Розроблено еквівалентну схему проходження акустичного сигналу



Рис. 19. Еквівалентна схема акустичного тракту

Згідно з метою дослідження, оптимальною робочою частотою для лінійного датчика, призначеного для аналізу судин людини на глибині 4 см, є  $f_p=7,5$  МГц. Така частота забезпечує високу роздільну здатність для детальної оцінки структури біологічного матеріалу, а також підтримує помірний коефіцієнт затухання на заданій глибині, що є важливим для ефективності ультразвукового дослідження.

Для судин, які складаються з м'яких тканин з густиною  $\rho=1060$  кг/м<sup>3</sup>, слід використовувати швидкість розповсюдження ультразвуку  $c=1560$  м/с у подальших розрахунках. Це дозволить точніше моделювати ультразвукове зрошення тканин лікувальним розчином і забезпечити більш ефективне лікування.

Розрахуємо довжину хвилі ультразвукових коливань середовища:

$$\lambda_{щ} = \frac{c_{щ}}{f_p} = \frac{1.56 \cdot 10^3}{7.5} = 0.208 \text{ мм}$$

Такий розрахунок дозволить нам точніше моделювати ультразвукове зрошення тканин лікувальним розчином і забезпечити більш ефективне лікування.

Еквівалентна схема акустичного тракту не враховує заломлень УЗ хвиль на межі розподілу двох середовищ.

За законом Снеліуса розрахуємо кути заломлення  $\theta$ , під якими УЗ хвилі проходять через кожний шар згідно схеми акустичного тракту.

Швидкості поширення УЗ хвиль в різних біологічних середовищах наведено в таблиці

Таблиця 2 Швидкість поширення УЗ в різних біологічних середовищах

Біологічне середовище	Швидкість ультразвуку, м/с
Шкіра	1540
Жировий шар	1420
М'язи	1580
Судини	1625

Розрахуємо  $\theta_1 = 40^\circ$  кута заломлення на межу розподілу поверхні перетворювача і шкіри.

Кут заломлення на межі визначається за формулою:

$$\frac{C_n}{C_m} = \frac{\sin\theta_n}{\sin\theta_m}$$

.

Розрахунок кутів заломлення при проходженні ультразвуку через різні біологічні шари:

- Межа перетворювач-шкіра:  $\vartheta_1 = 40^\circ$ .
- Межа шкіра-жирова тканина:  $\vartheta_2 = \arcsin \left[ \frac{1420 \frac{m}{s}}{1540 \frac{m}{s}} \cdot \sin 40^\circ \right] = 36.35^\circ$ .
- Межа жирова тканина – м'язовий прошарок:  $\vartheta_3 = \arcsin \left[ \frac{1580 \frac{m}{s}}{1420 \frac{m}{s}} \cdot \sin 36.35^\circ \right] = 41.26^\circ$ .

$\sin 36.35^\circ] = 41.26^\circ$ .

- Межа м'яз – судина:  $\vartheta_4 = \arcsin \left[ \frac{1625 \frac{m}{s}}{1580 \frac{m}{s}} \cdot \sin 41.26^\circ \right] = 37.56^\circ$ .

Отримані результати занесемо в таблицю

Таблиця 3 Розрахунок кутів падіння

Межа	Кут заломлення ультразвуку
Первинний перетворювач - шкіра	$\theta_1 = 40^\circ$
Шкіра-жировий прошарок	$\theta_2 = 36.35^\circ$
Жировий прошарок - м'язовий прошарок	$\theta_3 = 41.26^\circ$
М'язовий прошарок – судини	$\theta_4 = 37.56^\circ$

Розрахунок значень імпедансу:

- Було обрано п'єзокераміку ЦТССТ-1.  $Z_{цтс} = 7.30 \cdot 10^3 \cdot 3500 = 25.55 \cdot 10^6$ .

- $Z_{води} = 1.0 \cdot 10^3 \cdot 1.48 \cdot 10^3 = 1.48 \cdot 10^6$ .

- $Z_{м'яз} = 1580 \cdot 2500 = 3.95 \cdot 10^6$ .
- $Z_{шкіра} = 1.1 \cdot 10^3 \cdot 1500 = 1.694 \cdot 10^6$ .
- $Z_{жир} = 0.92 \cdot 10^3 \cdot 1420 = 1.3 \cdot 10^6$ .
- $Z_{судин} = 1625 \cdot 1.25 \cdot 10^3 = 2.03 \cdot 10^6$

Розрахунок коефіцієнта проходження по інтенсивності:

- $T_1 \text{ цтс-протектор} = \frac{(4 \cdot 25.55 \cdot 10^6 \cdot 6.19 \cdot 10^6)}{(25.55 \cdot 10^6 + 6.19 \cdot 10^6)^2} = 0.62795$ .
- $T_2 \text{ протектор-шкіра} = \frac{(4 \cdot 6.19 \cdot 10^6 \cdot 1.694 \cdot 10^6)}{(6.19 \cdot 10^6 \cdot 1.694 \cdot 10^6)^2} = 0.67479$ .
- $T_3 \text{ шкіра-жир} = \frac{4 \cdot 1.694 \cdot 1.3 \cdot \cos 40^\circ \cdot \cos 36.35^\circ}{(1.3 \cdot \cos 40^\circ + 1.694 \cdot \cos 36.35^\circ)^2} = 0.9756$ .
- $T_4 \text{ жир-м'яз} = \frac{4 \cdot 1.3 \cdot 3.95 \cdot \cos 36.35^\circ \cdot \cos 41.26^\circ}{(3.95 \cdot \cos 36.35^\circ + 1.3 \cdot \cos 41.26^\circ)^2} = 0,719.45$
- $T_5 \text{ м'яз-судина} = \frac{4 \cdot 3.95 \cdot 2.03 \cdot \cos 41.26^\circ \cdot \cos 37.56^\circ}{(2.03 \cdot \cos 41.26^\circ + 3.95 \cdot \cos 37.56^\circ)^2} = 0.8812$ .

Розрахунок геометричних розмірів товщин п'єзоелементів і шарів:

- $h_{шкіра} = 0.00215 \text{ м};$
- $\lambda_{шкіра} = 0.000205 \text{ м};$
- $h_{жир} = 1 \cdot 10^{-2} \text{ м};$
- $\lambda_{жир} = 0.00189 \text{ м};$
- $h_{мя'з} = 0.032 \text{ м};$
- $\lambda_{мя'з} = 0.000211 \text{ м};$
- $h_{стінки судини} = 0.0012 \text{ м};$
- $\lambda_{стінки судини} = 0.000217 \text{ м};$

Максимальна глибина: 0.06135 м.

Період решітки:  $\frac{\lambda}{2} = d, d = 0.00010833$

Довжина пластики:  $L = N \cdot d_n = d \cdot 512 = 0.055466 \text{ (м)};$

Площа платини:  $S = L \cdot 2 \cdot a = 55.4 \cdot 2 \cdot 5 = 554 \text{ (мм}^2\text{)};$

6. Розрахунок коефіцієнта підсилення чи випромінювання.

$$Ka.m = \frac{S_c S_{пер} \sum T_i R_p}{\lambda_{сер} (h_{шкіра} + h_{жир} + h_{мя'з} + h_{стінки судини})} \cdot e^w$$

$$e^w = e^{-2(\alpha p_1 h_1 + \alpha p_2 h_2 + \alpha p_3 h_3 + \alpha p_4 h_4)}$$

$$Rp = \frac{|3,95 - 2,05|}{|3,95 + 2,05|} = 0.321$$

$$\alpha_{p1} = 34.56 \text{ нП/м}$$

$$\alpha_{p2} = 6.912 \text{ нП/м}$$

$$\alpha_{p3} = 13.825 \text{ нП/м}$$

$$\alpha_{p4} = 23.04 \text{ нП/м}$$

$$h_1 = 0.0028$$

$$h_2 = 0.0045$$

$$h_3 = 0.004256$$

$$h_4 = 0.00121$$

$$e^w = 0.651889$$

$$Ka.m = \frac{6 \cdot 10^{-6} \cdot 554 \cdot 10^{-6} \cdot 0.4166 \cdot 0.321}{0.0002055 \cdot 0.06135} \cdot 0.651889 = 2.29 \cdot 10^{-5}$$

### 1.11.1. Розрахунок просвітлюючого шару

В якості просвітлюючого шару в конструкції передавача буде використано протектор, який водночас захищає пластину п'єзоперетворювача від пошкодження та стирання.

$$Z_{\text{цтс}} = 25.54 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с}$$

$$Z_{\text{води}} = 1.48 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с}$$

$$Z_{\text{цтс}} = \sqrt{Z_{\text{цтс}} \cdot Z_{\text{води}}} = \sqrt{25.54 \cdot 10^6 \cdot 1.48 \cdot 10^6} = 6.19 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с}$$

Вибираємо матеріал, який має даний імпеданс для виготовлення просвітлюючого шару сплаву. Такий імпеданс має магній тягнутий відпалений. Тому просвітлюючий шар вибираємо з цього матеріалу.

Товщина шару:

$$\lambda_{\text{шару}} = \frac{c_{\text{шару}}}{f} = 1.44 \cdot 10^{-3} (\text{м})$$

### 1.11.2. Розрахунок демпфера

Задачею демпфера являється гасіння енергії акустичного коливання з неробочої сторони п'єзоперетворювача.

Розрахунок геометричних розмірів демпфера проводиться за наступною формулою:

$$e^{-2\alpha_p \cdot h} < 0.01$$

$$h_{\text{max}} = \frac{\ln(0.01)}{-2 \cdot \alpha_p}$$

$$h = \frac{\ln(0.01)}{-2 \cdot 0.25} = 10 (\text{мм})$$

### 1.11.3. Електроакустичний розрахунок напруги випромінювача

Значення напруги датчика розраховується з урахуванням відбитих та прийнятих ехосигналів випромінювача:

$$U_{\Pi} = U_B \cdot K_{AT} \cdot K_{ППВ}$$

$$U_{\Pi} = 500 \cdot 10^{-6} \text{В}$$

$$U_{\text{ш}} = 5 \cdot 10^{-6} \text{В}$$

$$K_{AT} = 7.8 \cdot 10^{-5}$$

$$U_B = \frac{U_{\Pi}}{K_{AT} \cdot K_{ППВ}} = \frac{500 \cdot 10^{-6}}{7.8 \cdot 10^{-5} \cdot 0.4} = 16 \text{В}$$

Таким чином вибираємо номінальне значення напруги випромінювання датчика  $U_B = 16 \text{В}$

### 1.11.4. Розрахунок параметрів фокусування променів сканування

Кут огляду при обстеженні, виходячи з технічного завдання складає  $80^{\circ}$ . Отже кут відхилення променя  $\pm 40^{\circ}$ . Кут компенсації визначає напрям В-

сканування в секторі сканування. Для більш точного виявлення близько розташованих дефектів використовуємо фокусування.

Фокусування для N-того елемента визначається за формулою:

$$\Delta\tau = \frac{h^2 \cdot (N_{max}^2 - N^2)}{2 \cdot R_N \cdot C_{Щ}}$$

Розглянемо наступні значення  $R_N$ :

$R_1=30$  мм.  $R_2=50$ . мм  $R_3=80$  мм;

$C_{Щ} = 1.56 \cdot 10^3$  м/с - швидкість розповсюдження УЗ хвилі в ЩЗ

Фокусування для кожного з 512 елементів розраховано за допомогою програми Excel та наведено в таблиці 5

Таблиця 5 Фокусування УЗ хвиль для кожного з 512 елементів

N	$R_1=30$ мм	$R_2=50$ мм	$R_3=80$ мм
	$\Delta\tau$	$\Delta\tau$	$\Delta\tau$
1	137.313	82.3878	51.49238
2	137.3114286	82.38685714	51.49179
3	137.3088095	82.38528571	51.4908
4	137.3051429	82.38308571	51.48943
5	137.3004286	82.38025714	51.48766
.....	.....	.....	.....
511	0.535857143	0.321514286	0.200946

### 1.11.5 Розрахунок параметрів генератора зондуєчих імпульсів

Розраховуємо максимальне значення напруги, що можна подавати на перетворювач, користуючись формулою:

$$U_{MAX} = 0.3 \cdot E_{MAX} \cdot h = 0.3 \cdot 3000 \cdot 0.2 = 180(B)$$

Значення напруги, яке необхідно подавати на генератор ударного збудження, розраховується за формулою:

$$E = \frac{U_{ВИПР}}{0.4} = \frac{16B}{0.4} = 40 B$$

$U_{\text{ВИПР}} \leq 0,4E$  . тому що частково напруга конденсатора  $C$  перерозподіляється між елементами ланцюга. Для того, щоб не вивести перетворювач з ладу, необхідне виконання умови:  $E < U_{\text{МАХ}}$  . Маємо  $40\text{В} < 180\text{В}$  - умова виконується.

Для того, щоб можливо було проводити сканування на всю глибину об'єкта контролю, період заряду має бути не менше, ніж  $\tau_{\text{зарядж}} > \tau_{\text{сі}} = 0.02 \cdot 10^{-6}(\text{с})$

Для того, щоб процес зарядки виконувався за необхідний час, потрібно розрахувати значення резистора  $R$ . Значення ємності  $C$  рекомендується приймати невеликим. Вибиремо значення ємності  $C=4\text{мкФ}$ .

$$R = \frac{\tau_{\text{зарядж}}}{C} = \frac{0.02 \cdot 10^{-6}}{4 \cdot 10^{-6}} = 0.005 \text{ (Ом)}$$

Час розрядження ємності повинен бути набагато менше часу зарядження:

$$\tau_{\text{розрядж}} \ll \tau_{\text{зарядж}}$$

Час розряду залежить від паралельно з'єднаних ємностей п'єзоперетворювача  $C$  та прямого опору тиристора  $V_S$ .

Ємність п'єзоперетворювача розраховується за наступною формулою:

$$C_{\text{ПЕП}} = \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_{\text{ЦТС-19}} \frac{S}{h} = 8.85 \cdot 10^{-12} \cdot 1700 \frac{(1060 \cdot 10^{-6})}{2 \cdot 10^{-4}} = 80(\text{нФ})$$

Загальна ємність складе:

$$C_{\text{ФАГ}} = \frac{C_1 \cdot C_{\text{ПЕП}}}{C_1 + C_{\text{ПЕП}}} = \frac{4 \cdot 80}{4 + 80} = 3.81(\text{нФ})$$

Прямий опір тиристора  $R_{V_S} = 10(\text{Ом})$ .

Час розряду

$$\tau_{\text{розрядж}} = C_{\text{ФАГ}} \cdot R_{V_S} = 3.81 \cdot 10 = 38.1(\text{нс})$$

Відношення часу заряду, до часу розряду складає:

$$\frac{\tau_{\text{зарядж}}}{\tau_{\text{розрядж}}} = \frac{0.02 \cdot 10^{-6}}{38.1 \cdot 10^{-6}} = 0.00053$$

Робоча частота п'єзодатчика складає  $7.5\text{МГц}$  і відповідно дорівнює :

$$f_p = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot \sqrt{L \cdot C_{\text{ПЕП}}}}$$

Звідки знайдемо індуктивність котушки L для заданої частоти:

$$L = \frac{1}{4\pi^2 \cdot f_{\text{пер}}^2 \cdot C_{\text{ПЕП}}} = \frac{1}{4 \cdot 3.14^2 \cdot 7.5 \cdot 10^6 \cdot 80 \cdot 10^{-6}} = 0.043 \text{ (Гн)}$$

Таким чином, ми визначили всі основні елементи та параметри генератора зондуючих імпульсів.

### 1.11.6. Розрахунок енергетичних характеристик перетворювача

Відповідно до ДСТУ 26831-96 інтенсивність УЗ коливань, що застосовуються в діагностиці, не повинна перевищувати 50 мВт/см<sup>2</sup>. При такій інтенсивності випромінювання акустична потужність випромінювача буде дорівнювати:

$$W_{\text{акуст}} = W_{\text{питом}} \cdot S_n = 50 \cdot 10^{-3} \cdot 2.5 = 0.125 \text{ Вт}$$

Знайдемо коефіцієнт електромеханічної трансформації (для поперекового п'єзоефекту):

$$N = d_{31} \cdot E_{\text{Ю1}}^E \cdot w = 1 \cdot 10^{-10} \cdot 6.4 \cdot 10^8 \cdot 0.026 = 1.7 \cdot 10^{-3}$$

Знайдемо еквівалентну масу:

$$M_a = \frac{\rho \cdot S_{nc} \cdot l}{2} = \frac{6000 \cdot 0.1 \cdot 10^{-4} \cdot 0.034}{2} = 1.02 \cdot 10^{-3} \text{ кг}$$

Опір випромінювання:

$$Z_n = \rho \cdot v \cdot S = 6000 \cdot 3120 \cdot 8.84 \cdot 10^{-4} = 1.65 \cdot 10^4 \text{ Ом}$$

Опір механічних втрат:

$$r_{\text{мв}} = \frac{2 \cdot \pi \cdot f_p \cdot M}{Q} = \frac{2 \cdot \pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 0.2 \cdot 10^{-2}}{50} = 502.4 \left(\frac{\text{кг}}{\text{с}}\right)$$

Добротність перетворювача:

$$r_{\text{мв}} = \frac{2 \cdot \pi \cdot f_p \cdot M}{Q} = \frac{2 \cdot \pi \cdot 2 \cdot 10^6 \cdot 0.2 \cdot 10^{-2}}{50} = 502.4 \left(\frac{\text{кг}}{\text{с}}\right)$$

Смуга пропускання:

$$2\Delta f = \frac{f_p}{Q_n} = \frac{2 \cdot 10^6}{0.4} = 5 \cdot 10^6 \text{ Гц}$$

Електрична напруга збудження. необхідна для отримання заданої питомої акустичної потужності при резонансі:

$$U = S_{nc} \cdot \sqrt{\frac{a_p(\rho c)_B \cdot P_{a \text{ пит}}}{2 \cdot N \cdot \eta}} = 0.1 \cdot 10^{-4} \cdot \sqrt{\frac{1.02 \cdot 1050 \cdot 1540 \cdot 250}{2 \cdot 1.7 \cdot 10^{-3} \cdot 0.5}} = 4.92 \text{ В}$$

Таким чином. ми встановили. що енергетичні характеристики розроблюваного нами п'єзоперетворювача не перевищують допустиму інтенсивність УЗ коливань в 50 мВт/см<sup>2</sup>

Дані розрахунки підтвердили правильність вибора режимів та параметрів КІАУТ.

## **1.12. Удосконалення комп'ютерно-інтегрованих апаратів ультразвукової терапії**

На основі всіх даних , які були отримані при аналізі ультразвукових терапевтичних апаратів, розрахунках акустичного тракту та аналізі об'єктів інтелектуальної власності нами було запропоновано технічне рішення, яке стало основою патенту України UA 153811: Спосіб виміру параметрів проникнення та оцінки фізіологічного стану біологічних тканин [12].

Патент UA 153811 стосується медико-біологічної діагностики та вимірювання параметрів проникнення речовин в біологічні тканини. Він пропонує спосіб оцінки фізіологічного стану біологічних тканин та вимірювання параметрів проникнення лікарських засобів за допомогою ультразвуку. Основною метою винаходу є підвищення точності реєстрації параметрів проникнення лікарських засобів в тканини та оцінка ефективності ультразвукового впливу з урахуванням температурних змін тканин.

Спосіб передбачає визначення залежності електропровідності біологічної тканини від частоти зондуючого струму. Це здійснюється автоматичним покроковим підбором частот до значення, при якому

відбувається збільшення електропровідності, що визначається коефіцієнтом поляризації. Вимірювання проводяться як при впливі ультразвуковими хвилями, так і без нього, що дозволяє визначити ефективність дії ультразвуку. На досліджувану ділянку тканини наносять лікарський засіб і впливають на неї ультразвуковими коливаннями, змінюючи їх інтенсивність, частоту, форму та тривалість дії. Реєструється глибина та швидкість проникнення лікарського засобу.

Особливістю способу є врахування температури біологічної тканини при вимірюванні значень електропровідності та її дисперсії. Ефективність ультразвуку визначається по максимальній глибині проникнення лікарського засобу за фіксований час, враховуючи швидкість зміни дисперсії. Це дозволяє підвищити точність вимірювань та розширити функціональні можливості діагностики, забезпечуючи більш об'єктивну оцінку ефективності ультразвукового впливу і температурних факторів.



Рис. 20. Основні елементи способу виміру параметрів проникнення та оцінки фізіологічного стану біологічних тканин [12]

Винахід включає наступні елементи: генератор імпульсів, формувач сигналу, вимірювальний пристрій з осередком для біологічної структури, підсилювач, вольтметр, універсальний осцилограф, ультразвуковий випромінювач, лікарський засіб і вимірювач температури. Лікарський засіб наноситься на підготовлену ділянку тканини, після чого здійснюється серія

вимірювань при різних частотах зондуючого струму та температурах тканини. Результати вимірювань дозволяють оцінити фізіологічний стан тканин та ефективність лікування.

Алгоритм роботи акустичного ультразвукового терапевтичного керується за допомогою формули для виміру значень глибини  $h$  та швидкості  $v$  дисперсії лікарського засобу в біологічну тканину (БТ) [14]. Значення дисперсія глибини  $h$  та швидкості  $v$  є результатом вимірювання  $\Delta h$  та  $\Delta v$ . звертаючи увагу на всі ймовірні похибки, вади з розрахунками та інші невизначеності. Також під час проведення фізіотерапевтичної процедури важливим показником є температура біологічної тканини до та після дії ультразвуку, тому для покращення виміру. обрахунки потрібно проводити при визначеній температурі  $T$  біологічної тканини [15].

На початку визначається значення дисперсії  $D_1$  глибини  $h$  проникнення лікарського засобу, без впливу ультразвуку (інтенсивність  $I=0$ ). при визначеній температурі  $T_i$  виконується за формулою (1):

$$D_1 = S_1^2 = \frac{\sum_{(i=1)}^N (X_i - X)^2}{N_1 - 1} \quad (1)$$

Де  $N_1$  – кількість дослідів;  $X$  - середнє арифметичне виміряних значень глибини проникнення;  $S_1$  – середньоквадратичне відхилення виміряних значень глибини проникнення;  $X_i$  – значення досліджуваного параметру виміряних значень глибини проникнення.

Тоді електрична провідність  $g$  БТ визначається як

$$g = \frac{l}{R \cdot S} \quad (2)$$

Де  $R$  - електричний опір біоструктури.

$l$  – довжина зразка.

$S$  – площа поперечного перерізу досліджуваного зразка.

Під час впливу ультразвуку також визначається електрична провідність  $g^\circ$  за формулою (3):

$$g^{\circ} = \frac{l}{R \cdot S} \quad (3)$$

Різниця електричної провідності  $\Delta g$  знаходиться за формулою (4):

$$\Delta g = g - g^{\circ} \quad (4)$$

Дисперсія  $D_2$  глибини проникнення лікарського засобу, під час впливу ультразвуку (інтенсивність  $I \neq 0$ ). при визначеній температурі  $T_i$  визначається наступною формулою:

$$D_2 = S_2^2 = \frac{\sum_{i=1}^N (X_{i2} - \bar{X}_2)^2}{N_2 - 1} \quad (5)$$

Де  $N_2$  – кількість дослідів під час дії ультразвуку;

$S_2$  – середньоквадратичне відхилення вимірних значень глибини проникнення під час дії ультразвуку;

$\bar{X}_2$  - середнє арифметичне вимірних значень глибини проникнення під час дії ультразвуку

$X_{i2}$  - значення досліджуваного параметру вимірних значень глибини проникнення під час дії ультразвуку;

Різниця дисперсії  $\Delta D$  визначають за формулою (6):

$$\Delta D = D_1 - D_2 \quad (6)$$

Швидкість  $V$  зміни дисперсії визначається за формулою (7):

$$V = \Delta D / \Delta t \quad (7)$$

$\Delta t$  - значення часу зміни різниці дисперсії.

Електрична провідність  $g$ . без дії ультразвуку. визначається за формулою (2):

Таким чином по значенням різниці дисперсії  $\Delta D$ (6) та швидкості  $V$  зміни дисперсії (7) і різниці електричної провідності  $\Delta g$ (4) визначається фізіологічний стан досліджуваної біологічної тканини.

Цей спосіб підвищує точність вимірювань і розширює можливості діагностики, дозволяючи оцінювати ефективність ультразвукової терапії та контроль проникнення лікарських засобів у тканини.

## **Висновок до конструкторського розділу**

У конструкторському розділі дипломного проєкту були всебічно розглянуті та проаналізовані різні аспекти розробки комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії. Детально вивчено види та застосування ультразвукових коливань, їх взаємодію з біологічними тканинами, а також характеристики ультразвукових коливань. Проведено огляд об'єктів інтелектуальної власності, зокрема патентів, як українських, так і зарубіжних, що дозволило виявити ключові технічні рішення в галузі. Порівняльний аналіз технічних рішень виявив сильні та слабкі сторони існуючих систем, що дало змогу визначити найкращі підходи для розробки нової системи. Аналіз існуючих апаратів ультразвукової терапії та їх класифікація сприяли структуруванню знань про різні види апаратів та їх застосування в медичній практиці.

Розроблена та запропонована структурно-функціональної схеми комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії включала підбір основних компонентів системи та їх взаємодії, що забезпечило розуміння загальної архітектури системи та принципів її роботи. Алгоритми роботи апарату детально описали процеси налаштування, перевірки та проведення процедур ультразвукової терапії, що забезпечило чітке розуміння послідовності дій для ефективної та безпечної роботи системи. Розрахунок параметрів акустичного тракту включав визначення оптимальних частот, інтенсивності та амплітуди коливань, що є важливим для успішного проведення терапевтичних процедур. Розроблена система керування комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії

Загалом, проведені дослідження та розрахунки в конструкторському розділі створили надійну основу для подальшого розвитку та впровадження автоматизованих систем ультразвукової терапії.

# **Технологічний розділ**

## 2.1. Конструкція та вигляд ультразвукового датчику

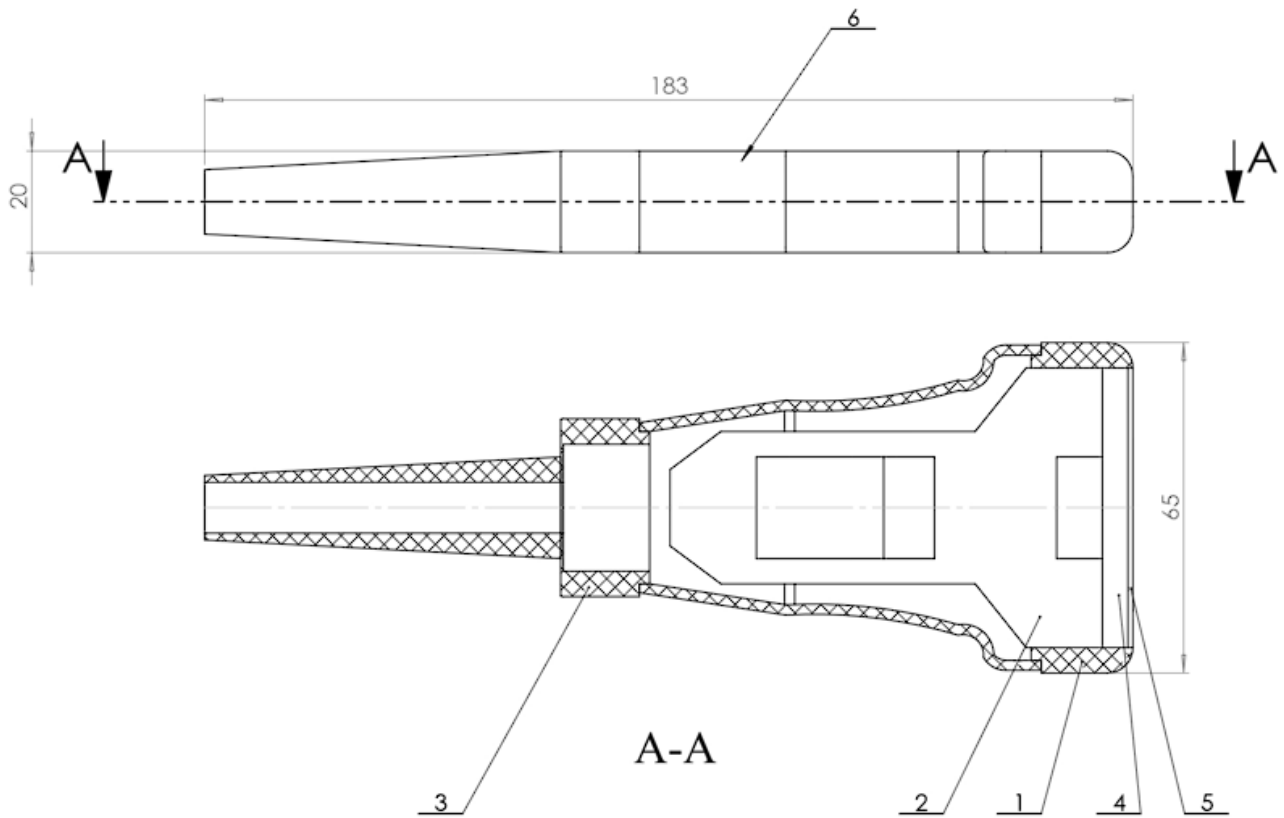


Рис. 21. Ультразвуковий датчик

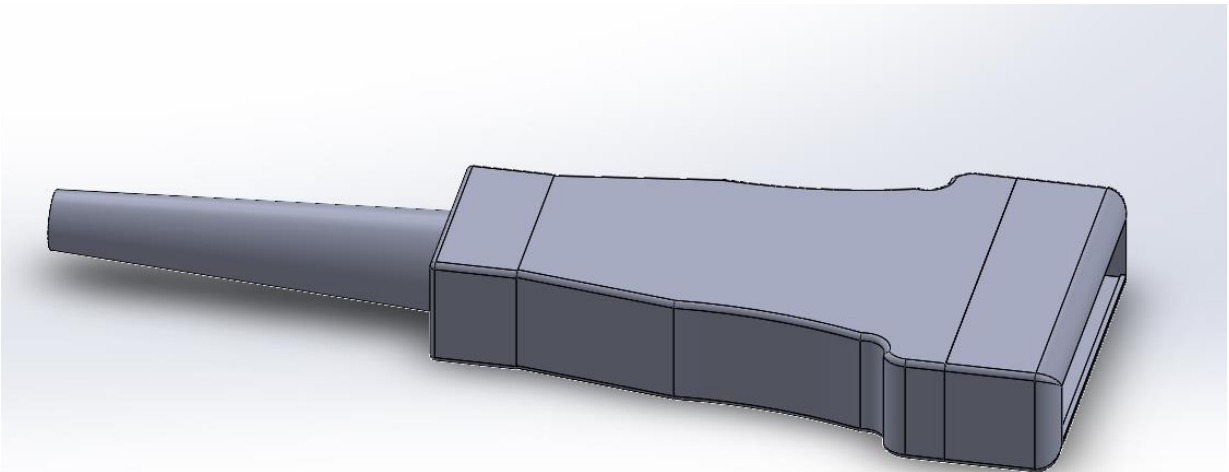


Рис. 22. 3Д модель ультразвукового датчика

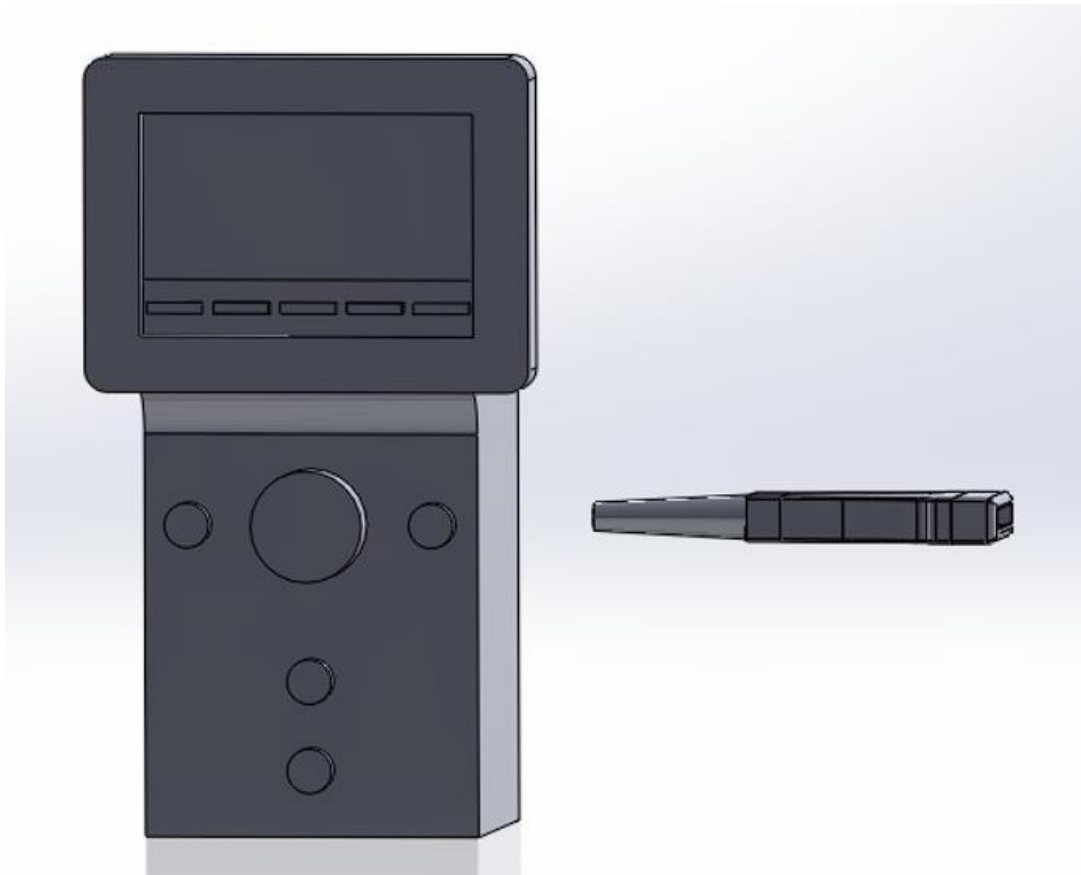


Рис. 23. 3Д модель комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії

## 2.2. Розрахунок на технологічність

Комп'ютерно-інтегрований апарат ультразвукової терапії складається з таких деталей:

- Кришка верхня частина
- Кришка нижня частина
- Головка верхня частина
- Головка нижня частина
- Муфта кругла
- Муфта квадратна
- Плата
- Акустична лінза
- П'єзоелемент

Щоб оцінити технологічність виробу, використаємо загальні показники.

1) Оцінка складності виробу:

$$K_{\text{СКЛ}} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}}. \quad (2.1)$$

де  $N_{\Sigma}$  – кількість основних складальних одиниць виробу.  $n_{\Sigma}$  – кількість всіх деталей виробу за специфікацією.

- $K_{\text{СКЛ}} < 0.2$  – технологічність незадовільна;
- $0.2 < K_{\text{СКЛ}} < 0.4$  – технологічність задовільна;
- $K_{\text{СКЛ}} > 0.4$  – технологічність добра.

$$K_{\text{СКЛ}} = \frac{3}{9} = 0.3 \text{ – технологічність задовільна.}$$

2) Оцінка стандартизації виробу :

$$K_{\text{УН}} = \frac{N_y + n_y}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}}. \quad (2.2)$$

де  $N_y$  – число стандартизованих складальних одиниць.  $n_y$  – число стандартизованих деталей.

- $K_y < 0.2$  – технологічність незадовільна;
- $0.25 < K_y < 0.5$  – технологічність задовільна;
- $K_y > 0.4$  – технологічність добра.

$$K_y = \frac{N_y + n_y}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}} = \frac{3+6}{3+9} = 0.75 \text{ – технологічність добра.}$$

3) Показник стандартизації складальних одиниць:

$$K_{\text{ССО}} = \frac{N_y}{N_{\Sigma}}. \quad (2.3)$$

- де  $N_y$  – число стандартизованих складальних одиниць.  $N_{\Sigma}$  – число основних складальних одиниць виробу.
- $K_{\text{ССО}} < 0.2$  – технологічність незадовільна;
- $0.2 < K_{\text{ССО}} < 0.4$  – технологічність задовільна;
- $K_{\text{ССО}} > 0.4$  – технологічність добра.

$$K_{\text{ССО}} = \frac{3}{3} = 1 \text{ – технологічність добра.}$$

4) Показник стандартизації деталей:

$$K_{\text{сд}} = \frac{n_y}{n_{\Sigma}}. \quad (2.4)$$

де  $n_y$  – число складальних одиниць, що стандартизовані,  $n_{\Sigma}$  – сумарна кількість складальних одиниць, що стандартизовані.

- $K_{\text{сд}} < 0.3$  – технологічність незадовільна;
- $0.3 < K_{\text{сд}} < 0.6$  – технологічність задовільна;
- $K_{\text{сд}} > 0.6$  – технологічність добра.

$$K_{\text{сд}} = \frac{1}{3} = 0.33 \text{ – технологічність задовільна}$$

5) Показник стандартизації технологічного процесу:

$$K_{\text{ст.опер.}} = \frac{n_{\text{ст.опер.}}}{N_{\text{заг.опер.}}} \quad (2.5)$$

де  $n_{\text{ст.опер.}}$  – число стандартизованих операцій складання,  $N_{\text{заг.опер.}}$  – загальне число операцій складання.

- $K_{\text{ст.опер.}} < 0.5$  – технологічність незадовільна;
- $0.5 < K_{\text{ст.опер.}} < 0.75$  – технологічність задовільна;
- $K_{\text{ст.опер.}} > 0.75$  – технологічність добра.

$$K_{\text{ст.опер.}} = \frac{3}{6} = 0.5 \text{ – технологічність задовільна}$$

б) Комплексний показник стандартизації виробу:

$$K_{\Sigma} = \frac{\sum_{i=1}^n K_i}{n}. \quad (2.6)$$

де  $n$  – загальне число показників в технологічності.

- $K_{\Sigma} < 0.3$  – технологічність незадовільна;
- $0.3 < K_{\Sigma} < 0.5$  – технологічність задовільна;
- $K_{\Sigma} > 0.5$  – технологічність добра.

$$K_{\Sigma} = \frac{0.3 + 0.75 + 1 + 0.33 + 0.5}{5} = 0.58 \text{ – технологічність добра}$$

Зробивши розрахунки на технологічність, робимо висновок, що комп'ютерно-інтегрований апарат ультразвукової терапії має добру технологічність.

### 2.3. Розробка технологічної схеми складання

Проектування технологічної схеми складання комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії (КІАУТ) починається з вибору базового елемента, який буде використовуватися як основа для подальшого складання. У цьому випадку базовим елементом вибрано нижня частина корпусу.

Першим кроком у процесі складання є встановлення плати в корпус нижньої частини. Це забезпечує надійне кріплення і основу для всіх подальших компонентів. Після цього встановлюється головка верхньої частини корпусу, яка забезпечує захист і додаткову структуру для інших елементів.

Наступним етапом є встановлення акустичної лінзи та п'єзоелемента, які вставляються в головку нижньої частини. Ці компоненти є критично важливими для функціональності ультразвукового апарату, забезпечуючи передачу та прийом ультразвукових хвиль.

Після цього встановлюється муфта, яка з'єднує муфту круглу та муфту квадратну. Завершальним етапом є встановлення верхньої частини корпусу. Після завершення всіх етапів складання проводяться випробування та контроль якості, щоб переконатися в правильності та надійності зібраної системи. Розроблена технологічна схема складання представлена на рис. 24, яка включає всі етапи складання та відповідні компоненти.

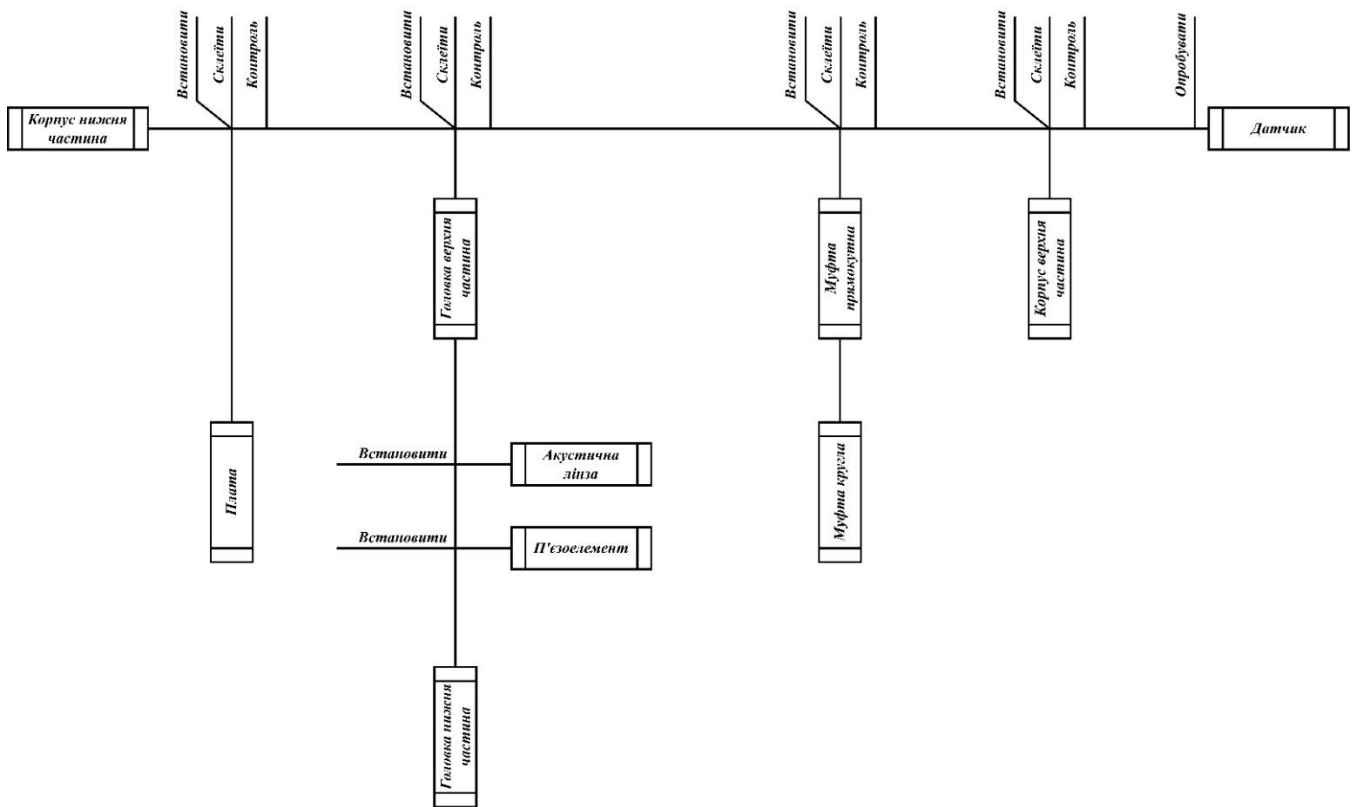


Рис. 24. Технологічна схема складання комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії

## 2.4. Розробка структурної схеми складання комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії

Структурна схема складання (ССС) ультразвукового датчика забезпечує послідовний процес інтеграції всіх компонентів у єдину систему. На початковому етапі складання обирається основна складальна одиниця - корпус СО, який складається з нижньої та верхньої частин. Нижня частина корпусу є базовим елементом, до якого приєднуються інші компоненти.

Першим кроком у процесі складання є з'єднання нижньої частини корпусу з верхньою частиною корпусу, що формує міцну та стабільну основу для подальшої роботи. Після цього до корпусу СО приєднується муфта СО, яка є важливим елементом для забезпечення функціональності ультразвукового датчика.

Наступним етапом є складання ультразвукового випромінювача, який включає кілька важливих компонентів. До складу випромінювача входять

голівка, плата, п'єзоелемент та акустична лінза. П'єзоелемент встановлюється на плату, що забезпечує електричний зв'язок, а акустична лінза додається для формування ультразвукового сигналу. Голівка приєднується до випромінювача для забезпечення передачі та фокусування ультразвукових хвиль.

Одночасно з цим здійснюється складання муфти СО, яка складається з круглої та квадратної муфт. Ці муфти з'єднуються з основними компонентами корпусу, забезпечуючи надійність та стабільність всієї системи.

На завершальному етапі всі складові частини з'єднуються в єдину систему. Нижня частина корпусу, та верхня частина корпусу, муфта СО та ультразвуковий випромінювач об'єднуються, формуючи повноцінний ультразвуковий датчик. Це дозволяє забезпечити точність і надійність роботи ультразвукового датчика, підвищуючи ефективність медичних процедур.

Завершальним етапом є перевірка та контроль якості зібраної системи, що гарантує її відповідність усім вимогам та стандартам.

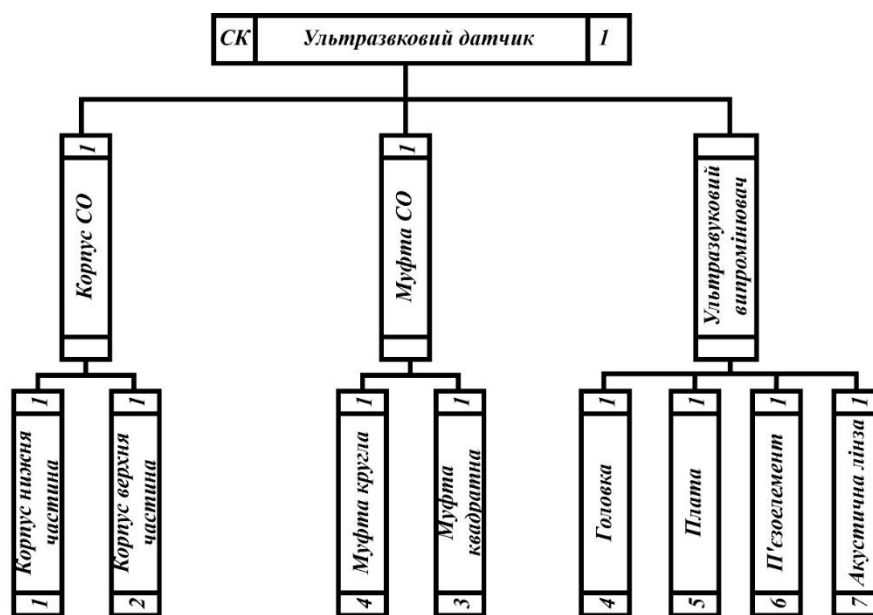


Рис. 25. Структурна схема складання комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії

## 2.5. Розрахунок розмірного ланцюга

Розрахунок розмірного ланцюга є важливим етапом забезпечення точності складання виробу. За розмірний ланцюг було обрано стик головки КІАУТ з корпусом. Розрахунок включає визначення величин замикаючих ланок та їх допустимих відхилень, що дозволяє гарантувати відповідність готового виробу заданим технічним вимогам.

$$L_1 = 70_{-0.025\text{мм}}. L_2 = 60_{-0.021\text{мм}}. L_3 = 4_{-0.012\text{мм}}. L_4 = 4_{-0.012\text{мм}}$$

Для початку визначаємо допуск та номінальне значення замикаючої ланки :

$$A_{\text{зам}} = \sum_{i=1}^n A_{i36} - \sum_{j=1}^p A_{j36} = A_1 - (A_2 + A_3 + A_4) \quad (2.4)$$

$$\delta = \sum \delta_i. \quad (2.5)$$

Підставимо наші дані :

$$A_{\text{зам}} = 70 - (60 + 4 + 4) = 2;$$

$$\delta = (0.025 + 0.021 + 0.012 + 0.012) = 0.07$$

### 2.5.1. Координатний метод

Розрахуємо координати середини допуску замикаючої ланки :

$$K_{\text{зам}} = \sum_1^n K_{i36} - \sum_1^n K_{i3m}. \quad (2.6)$$

де  $K_{i36}$ .  $K_{i3m}$  – координати середини допусків збільшувальних та зменшувальних ланок

$$K_{\text{зам}} = (-0.0125) - 0.0105 - 0.006 - 0.006 = 0.01$$

Розрахуємо відхилення допуску замикаючої ланки:

$$(ВВ)_{\text{зам}} = K_{\text{зам}} + \frac{1}{2} \cdot \delta_{\text{зам}} \quad (2.7)$$

$$(НВ)_{\text{зам}} = K_{\text{зам}} - \frac{1}{2} \cdot \delta_{\text{зам}} \quad (2.8)$$

$$(ВВ)_{\text{зам}} = 0.01 + \frac{1}{2} \cdot 0.07 = 0.045;$$

$$(НВ)_{зам} = 0.01 - \frac{1}{2} \cdot 0.07 = -0.025.$$

У результаті. отримали наступні показники:

$$L_{зам} = 2^{+0.045}_{-0.025}$$

### 2.5.2. Екстремальний метод з врахуванням номіналів

Обчислимо розмір замикаючої ланки:

$$L_{зам}^{max} = \sum L_{ізб}^{max} - \sum L_{ізм}^{min} \quad (2.9)$$

$$L_{зам}^{min} = \sum L_{ізб}^{min} - \sum L_{ізм}^{max} \quad (2.10)$$

$$L_{зам}^{max} = 70 - (59.979 + 3.988 + 3.988) = 2.045$$

$$L_{зам}^{min} = 69.975 - (60 + 4 + 4) = 1.975$$

Визначаємо верхнє та нижнє відхилення допуску:

$$(ВВ)_{зам} = L_{зам}^{max} - L_{зам}. \quad (2.11)$$

$$(НВ)_{зам} = L_{зам}^{min} - L_{зам}. \quad (2.12)$$

$$(ВВ)_{зам} = 2.045 - 2 = 0.045$$

$$(НВ)_{зам} = 1.975 - 2 = -0.025$$

У результаті. отримали наступні показники:

$$L_{зам} = 2^{+0.045}_{-0.025}$$

### 2.5.3. Метод екстремальний без номінальний

Визначаємо верхнє і нижнє відхилення ланок:

$$(ВВ)_{зам} = \sum (ВВi)_{зб} - \sum (НВi)_{зм} \quad (2.13)$$

$$(НВ)_{зам} = \sum (НВi)_{зб} - \sum (ВВi)_{зм} \quad (2.14)$$

$$(ВВ)_{зам} = 0 - (0.021 - 0.011 - 0.012) = 0.045$$

$$(НВ)_{зам} = -0.025 + 0 = -0.025$$

У результаті. отримали наступні показники:

$$L_{\text{зам}} = 2_{-0.025}^{+0.045}$$

Оскільки ми отримали однаковий результат, вирішивши пряму задачу трьома різними методами, значення замикаючої ланки  $L_{\text{зам}} = 2_{-0.041}^{+0.055}$ .

## **Висновок по технологічному розділу**

В дипломному проєкті в розділі присвяченому технології було виконано роботу по підготовці виробництва і створенню комп'ютерно-інтегрований апарат ультразвукової терапії. Розроблено технологічну документацію та структурну схему монтажу, а також створено тривимірну модель пристрою, що допомогло встановити його основні розміри.

Для забезпечення високої точності монтажу були проведені відповідні технологічні розрахунки, які дозволили оцінити якість роботи пристрою. Виконано обчислення параметрів розмірного ланцюга, завдяки чому було визначено значення кінцевої ланки, що гарантує необхідну точність монтажу.

## **Висновки**

У ході виконання дипломного проєкту було розроблено комп'ютерно-інтегрований апарат ультразвукової терапії (КІАУТ), що відповідає сучасним вимогам медичної практики та містить інноваційні рішення для підвищення ефективності та безпеки терапевтичних процедур. Структурно-функціональна схема апарату була ретельно спроектована з урахуванням оптимізації процесів керування, контролю параметрів ультразвукового випромінювання та забезпечення комфортних умов для пацієнта. Важливою частиною проєкту стало отримання патенту України UA 153811: Спосіб виміру параметрів проникнення та оцінки фізіологічного стану біологічних тканин, що підтверджує унікальність та інноваційність розроблених методик.

Аналіз існуючих патентів у сфері ультразвукової терапії дозволив визначити ключові недоліки конкурентних апаратів, такі як обмежена функціональність, недостатня ергономіка, складність у використанні та недостатня надійність. Це надало можливість впровадити покращення у власну розробку, що дозволило створити більш досконалий апарат, який враховує поточні потреби ринку та медичних закладів.

У процесі проектування була проведена детальна робота з визначення оптимальних параметрів роботи апарату, включаючи розрахунки електричних схем для забезпечення стабільного живлення, розробку алгоритмів керування та впровадження системи контролю температури біологічної тканини. Це дозволило підвищити точність терапевтичних впливів та мінімізувати ризики для пацієнтів.

Також було розроблено технологічну схему складання апарату, що забезпечує високу якість і надійність кінцевого продукту. Впроваджені рішення та новітні технології, використані у проєкті, сприяють підвищенню ефективності лікування та розширенню можливостей застосування ультразвукової терапії.

### Список використаної літератури:

- [1]H. W. Wang, "Nanoparticle-mediated targeted delivery of drugs," *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 62, no. 4-5, pp. 581-603, 2010.
- [2]Miller, D. L., & Smith, N. B. "Overview of therapeutic ultrasound applications and mechanisms," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 32, no. 7, pp. 1065-1075, 2006.
- [3]Barnett, S. B., & Ter Haar, G. R. "Biological effects of ultrasound: relevance to safety," *The British Journal of Radiology*, vol. 73, no. 866, pp. 373-377, 2000.
- [4]Carstensen, E. L., & Child, S. Z. "Ultrasound therapy: A review of evidence on efficacy and safety," *Ultrasound in Medicine & Biology*, vol. 34, no. 12, pp. 1769-1784, 2008.
- [5]Baker, K. G., Robertson, V. J., & Duck, F. A. "A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects," *Physical Therapy*, vol. 81, no. 7, pp. 1351-1358, 2001.
- [6]Lee, K. E., & Kim, H. J. "Effects of ultrasound on angiogenesis and tissue regeneration," *Journal of Clinical and Experimental Medicine*, vol. 5, no. 4, pp. 203-212, 2010.
- [7]V. O. Rumbeshta, "Basics of instrument assembly technology," ISDO, 2014.
- [8]Mitragotri, S., & Kost, J. "Low-frequency sonophoresis: A review," *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 56, no. 5, pp. 589-601, 2004.
- [9]N. V. Chukhraiev, A. A. Vladimirov, L. Vilcahuamán, W. Zukow, N. I. Samosyuk, E. Chukhraieva, and L. V. Butskaya, "Application of ultrasonic waves, magnetic fields, and optical flow in rehabilitation," Shupyk National Medical Academy of Postgraduate Education, 2017.
- [10] Терещенко М.Ф. Біофізика: підручник / М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, І.О. Яковенко. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во

<http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>

- [11] "Ultrasound drug delivery system," US Patent 5582586.  
Available:  
<https://patentimages.storage.googleapis.com/0a/7b/71/7773a8ad7e67a3/US5582586.pdf>
- [12] "Transdermal drug delivery using ultrasound," US Patent 5445611. Available: <https://patents.justia.com/patent/5445611>
- [13] Патент на корисну модель № 153811 Спосіб виміру параметрів проникнення та оцінки фізіологічного стану біологічних тканин/ Шалімов В.В., Терещенко М.Ф., опубл. Бюл.№ 35 30.08.2023 р.
- [14] O. Yanenko, K. Shevchenko, T. Klochko, R. Tkachuk, and V. Kuz, "Computerized Radiometric System for Measuring Microwave Radiation of Biological Objects," CEUR Workshop Proceedings, vol. 3628, pp. 483–490, 2023. Available: <https://ceur-ws.org/Vol-3628/short25.pdf>
- [15] Виробнича практика. Організація, проходження та захист звіту [Електронний ресурс] : навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра за освітньою програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні» спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: М. О. Безуглий, Н. І. Бурау, Ю. В. Киричук, М. В. Філіппова. – Електронні текстові дані (1 файл: 704 Кбайта). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 40 с."Sonopuls 490," Enraf-Nonius. Available: <https://www.enraf-nonus.com/product/sonopuls-490>
- [16] Терещенко М.Ф Оцінка впливу ультразвукового випромінювання на коагуляцію альбуміну / Терещенко М. Ф., Васько

- А. П., Чухраєв М.В., Шевченко В.В.//Вісник НТУУ «КПІ»: Серія приладобудування, Вип. 55(1)/ 2018 ,– С.132-136
- [17] "Sonic-Stimu Pro UT1041," PHYSIOMED. Available: <https://www.physiomed.de/en/products/ultrasound/sonic-stimu-pro-ut1041>
- [18] "Btl 5000 Sono," ManualsLib. Available: <https://www.manualslib.com/manual/1441190/Btl-5000-Sono.html>
- [19] L. E. Hernandez, "Ultrasound in regenerative medicine: Current applications and future perspectives," *Journal of Regenerative Medicine*, vol. 9, no. 4, pp. 235-242, 2014
- [20] "Piezoelectric emitter for flat ultrasonic wave," UA Patent 109162. Available: <https://uapatents.com/4-109162-p-e-zoelektrichnijj-viprominyuvach-plosko-ultrazvukovo-khvili.html>
- [21] M. F. Tereshchenko, G. S. Tymchik, M. V. Chukhraiev, and A. Yu. Kravchenko, "Ultrasonic physiotherapeutic devices and systems," Kyiv Polytechnic Institute, 2018. Available: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25501>.
- [22] Tymchik G., Vysloukh S., Tereshchenko N., and Matvienko S., "Investigation of thermal conductivity of biological materials by direct heating thermistor method," *IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology*, 2018, pp. 429-434.
- [23] M. F. Tereshchenko, G. S. Tymchik, I. O. Yakovenko, "Acoustic medical devices: Methodological guidelines for the course project and design-graphical work," Kyiv Polytechnic Institute, 2016. Available: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25651>
- [24] A. Kyrylova and N. Tereshchenko, "Estimation of ultrasound influence on biological tissue," *XIII International PhD Workshop OWD 2011*, 2011, pp. 319-323.
- [25] N. M. McBrier, J. M. Lekan, L. J. Druhan, S. T. Devor, and M. A. Merrick, "Therapeutic ultrasound decreases mechano-growth


factor messenger ribonucleic acid expression after muscle contusion injury," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 88, no. 7, pp. 936-940, 2007.

- [26] Кравченко А.Ю., Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С. ВИМІРЮВАННЯ ПОТУЖНОСТІ УЛЬТРАЗВУКУ ВИПРОМІНЮВАЧІВ АПАРАТІВ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ТЕРАПІЇ / КРІ Science News Наукові вісті "КПІ ім. Ігоря Сікорського". – 2019.- № 4.- С. 71-76 DOI: 2019/ 4, с. 71-76 DOI : <https://doi.org/10.20535/kpi-sn.2019.4.180739>
- [27] A. Kirpal and B. Chinn, "Ultrasound-mediated cellular uptake of drugs," *Journal of Controlled Release*, vol. 150, no. 2, pp. 156-161, 2011.
- [28] M. D. Srinivasan and S. L. Bryant, "Ultrasonic methods for characterizing biological materials," *IEEE Trans. Sonics Ultrason.*, vol. 29, no. 2, pp. 53-64, 2005.
- [29] J. H. Parker and R. T. Packard, "Ultrasound-enhanced delivery of cancer therapeutics," *Journal of Clinical Oncology*, vol. 24, no. 10, pp. 1186-1194, 2006.
- [30] "Skin layers showing ultrasound penetration," Park Aesthetics, 23-Sep-2021. [Online]. Available: <https://www.park-aesthetics.com/wp-content/uploads/2021/09/Screen-Shot-2021-09-23-at-3.31.15-PM-1280x715.png>.
- [31] "Ultrasound therapy equipment," DM Company, Aug. 13, 2019. [Online]. Available: [https://mblogthumb-phinf.pstatic.net/MjAxOTA4MTNfMzMg/MDAxNTY1NjgzMTQ4MjEx.ZqJQCxNrVtVvWAbM1nzKswOAq7Z8RiAJ6rAV3aJ3CXog.29jZ11YFoJYvegdJp3desoRyveGa5M6fb5\\_5XwZqxQ4g.JPEG.dmcompanyjds/6.jpg?type=w800](https://mblogthumb-phinf.pstatic.net/MjAxOTA4MTNfMzMg/MDAxNTY1NjgzMTQ4MjEx.ZqJQCxNrVtVvWAbM1nzKswOAq7Z8RiAJ6rAV3aJ3CXog.29jZ11YFoJYvegdJp3desoRyveGa5M6fb5_5XwZqxQ4g.JPEG.dmcompanyjds/6.jpg?type=w800).
- [32] "Cephalic vein illustration," NCBI Bookshelf, Jul. 24, 2019. [Online]. Available:

[https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546676/bin/cephalic\\_\\_vein.jpg](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546676/bin/cephalic__vein.jpg).

- [33] Вислоух С. П. Дипломний проєкт бакалавра: виконання, оформлення та захист : навч. посіб. / Уклад. : С. П. Вислоух, М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2022. – 64 с. <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/47341>
- [34] P. Calabro, "The future of ultrasound in medical diagnostics," *Journal of Medical Imaging*, vol. 13, no. 3, pp. 421-430, 2011.
- [35] M. Y. Ho and J. M. Yeh, "Enhancement of drug delivery via ultrasound-induced cavitation," *Ultrasonics Sonochemistry*, vol. 14, no. 5, pp. 595-600, 2007.
- [36] E. I. C. Cox and R. K. Skaar, "Optimizing ultrasound parameters for drug delivery," *Medical Physics*, vol. 27, no. 8, pp. 1805-1812, 2015.
- [37] В. Шалімов, "Розробка комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії," в XXIII Міжнародна науково-технічна конференція "Приладобудування: стан і перспективи", Київ, Україна, 14-15 травня 2024 року, стор. 191-194.
- [38] Бакалаврський дипломний проєкт: Організація виконання та захисту, вимоги до структури, змісту та оформлення: навчальний посібник [Електронний ресурс] : навчальний посібник призначено для здобувачів першого (бакалаврського) рівня вищої освіти за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні» спеціальності 151 Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад. : В. С. Антонюк, Н. І. Бурау, Ю. В. Киричук, М. В. Філіппова. – Електронні текстові данні (1 файл: 500.69 КБ). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 45 с.

# Додатки

ЗАТВЕРДЖУЮ  
Директор ТОВ «НМЦ Медінтех»  
  
(підпис) Терещук Т.В.  
(ініціали, прізвище)  
03» 06 2024 р.

АКТ 16/2024

**впровадження в виробництво матеріалів дипломного проєкту Шалімова  
Володимира Володимировича, як ескізного проєкту**

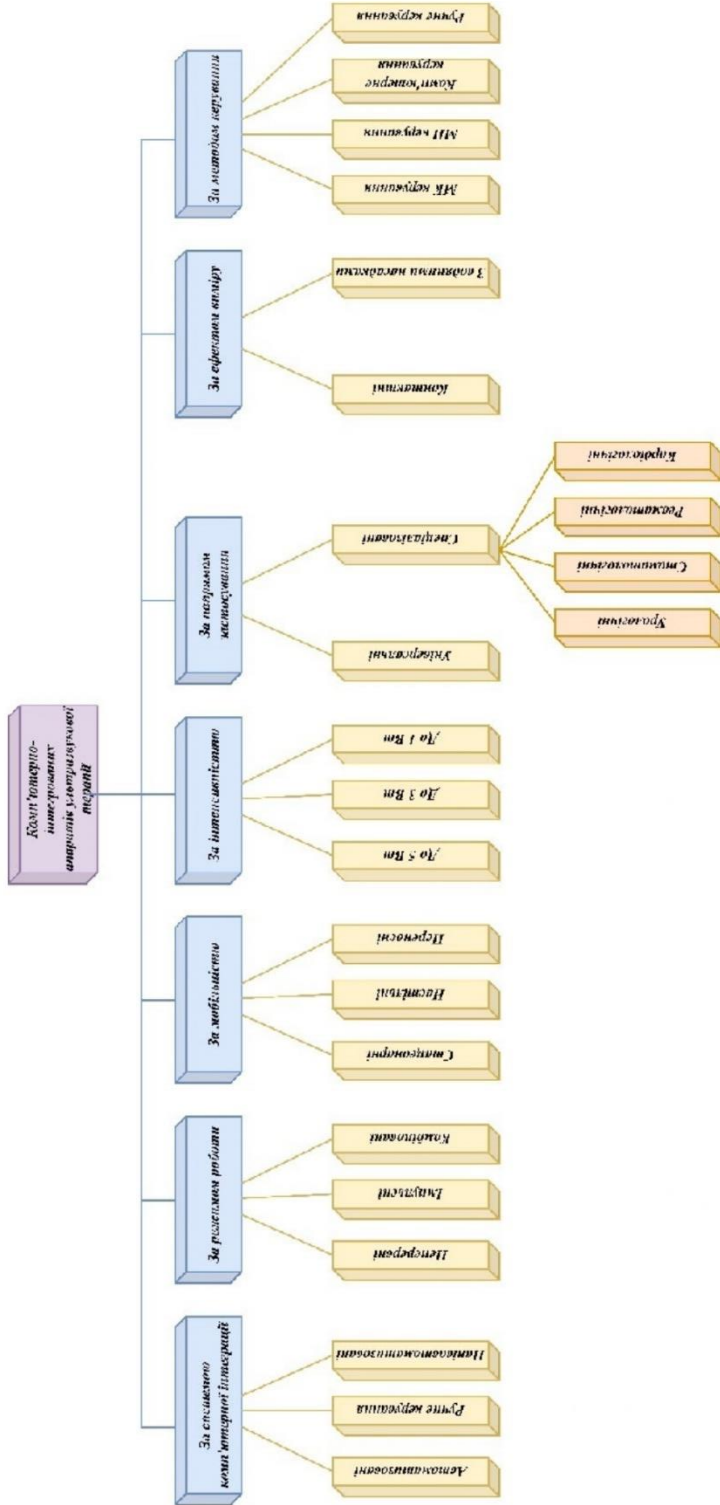
на тему: **«Комп'ютерно-інтегрований апарат ультразвукової терапії»,  
керівник Терещенко Микола Федорович**

Дипломний проєкт виконувався на основі завдань цільової програми наукових досліджень НАН України «Матеріали для медицини і медичної техніки та технології їх отримання і використання» на 2017-2024 роки, затвердженої Постановою Президією НАН України №76 від 15.03.2017, та договору про співпрацю № Д/0002.01/1700.02/197/2022 від 26.09.2022 р. між КПІ ім. Ігоря Сікорського та ТОВ «НМЦ МЕДІНТЕХ» впроваджено на основі наступних підстав:

1. Результати розробки апарату і дослідження є актуальним при створенні нових типів автоматизованих апаратів і систем ультразвукової терапії та розробці нових ультразвукових випромінювачів, згідно Програмами пріоритетних досліджень на 2019 -2024 р.
2. Отримані результати розробки: структура комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії та його конструкція, методика розрахунків, огляд впливу ультразвуку на біологічні тканини використані в спільних роботах ТОВ «НМЦ Медінтех» та КПІ ім. Ігоря Сікорського. По результатам роботи над дипломним проєктом були розроблені структура комп'ютерно-інтегрованого апарату ультразвукової терапії, методика розрахунків глибини проникнення ультразвуку, які і впроваджені в ТОВ «НМЦ Медінтех».

Отримані матеріали по дипломному проєкту використані в підрозділах ТОВ «НМЦ Медінтех» в 2023-2024 р.р.

ДПБ.ПБ-02.18.1720.001.СХ



Інв. № подл.	Взам. инв. №	Ив. № дубл.	Лодп. и дата	Справ. №	Лера. примен.
--------------	--------------	-------------	--------------	----------	---------------

Изм./Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.	Шалюков В.В.		
Пров.	Терещенко М.Ф.		
Т. контр.			
Н. контр.			
Утв.			

Лист	Масса	Масштаб
		1:1
Лист 1		Листов 1

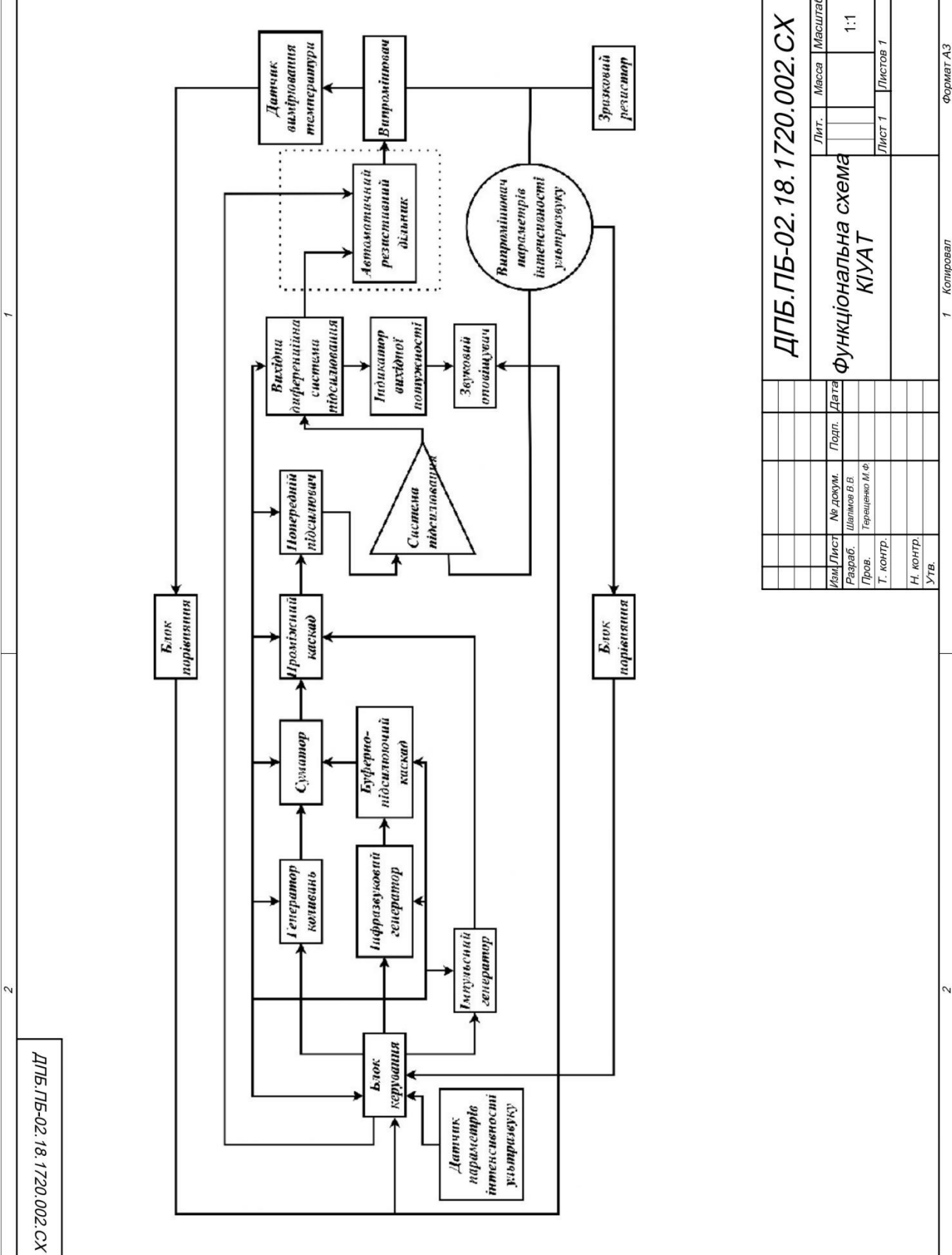
ДПБ.ПБ-02.18.1720.001 СХ

Класифікація комп'ютерно-інтегрованих апаратів ультравукувої терапії

Формат А3

1 Копіювал

2



Имя, № подл.	Подп. и дата	Взам. инв. №	Инд. № дупл.	Подп. и дата
Справ. №	Лев. примен.			

ДПБ.ПБ-02.18.1720.002.СХ

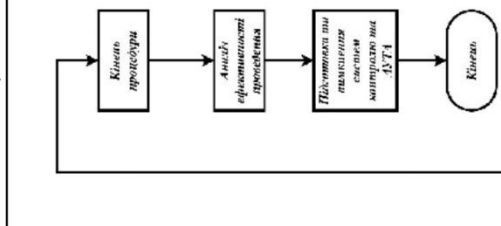
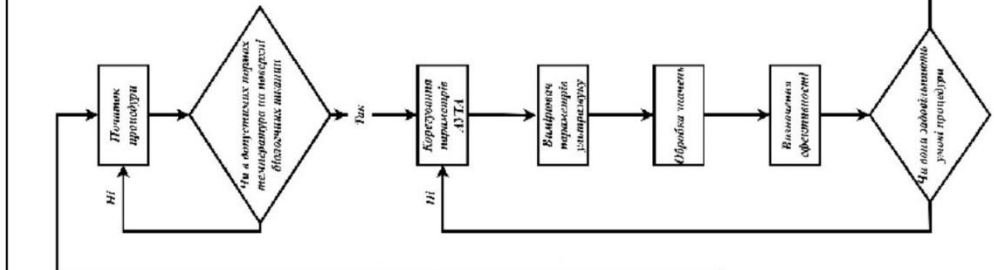
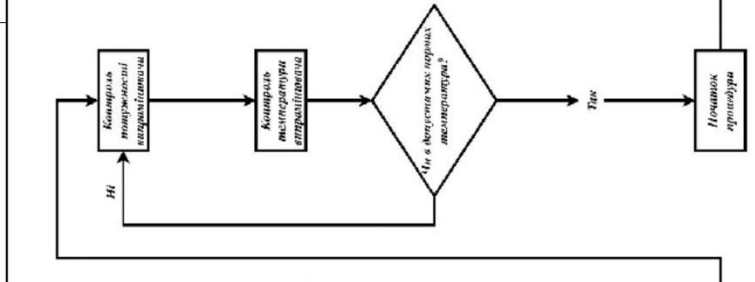
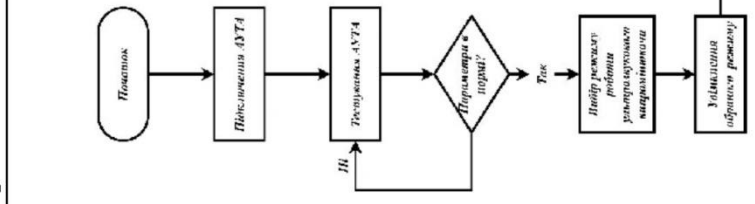
Функціональна схема КІУАТ

Лит.	Масштаб		
	1:1		
Лист 1	Листов 1		
Изм/Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.	Шалкоя В.В.		
Пров.	Терещенко М.Ф.		
Т. контр.			
Н. контр.			
Утв.			



ДПБ.ПБ-02.18.1720.004.СХ

Ивл. № подл.	Подп. и дата	Взам. инв. №	Ивл. № дубл.	Подп. и дата
Справ. №	Лев. примен.			



1

2

Ивл. Лист	№ Докум	Подп.	Дата
Разраб.	Шалико В.В.		
Пров.	Горещенко М.Ф.		
Т. контр.			
Н. контр.			
УТВ.			

ДПБ.ПБ-02.18.1720.004.СХ

Лит. Масса Масштаб  
Лист 1 Листов 1  
1:1

Алгоритм роботи КІАУТ

Формат А3

1 Копіювал

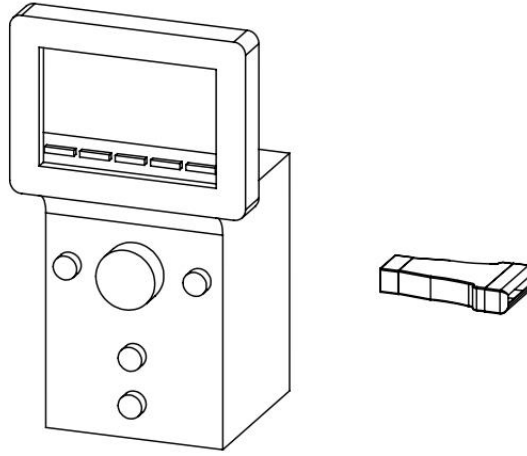
2

A

ДПБ.ПБ-02.18.1720.005

Перв. примен.

Справ. №



Подп. и дата

Инв. № дубл.

Взам. инв. №

Подп. и дата

Инв. № подл.

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.		Шалімов В.В.		
Пров.		Терещенко М.Ф.		
Т. контр.				
Н. контр.				
Утв.				

**ДПБ.ПБ-02.18.1720.005**

**Загальний вигляд  
КІАУТ**

Лит.	Масса	Масштаб
------	-------	---------

		1:5
--	--	-----

Лист 1	Листов 1
--------	----------

--	--

**КПІ ПБФ ПБ-02**

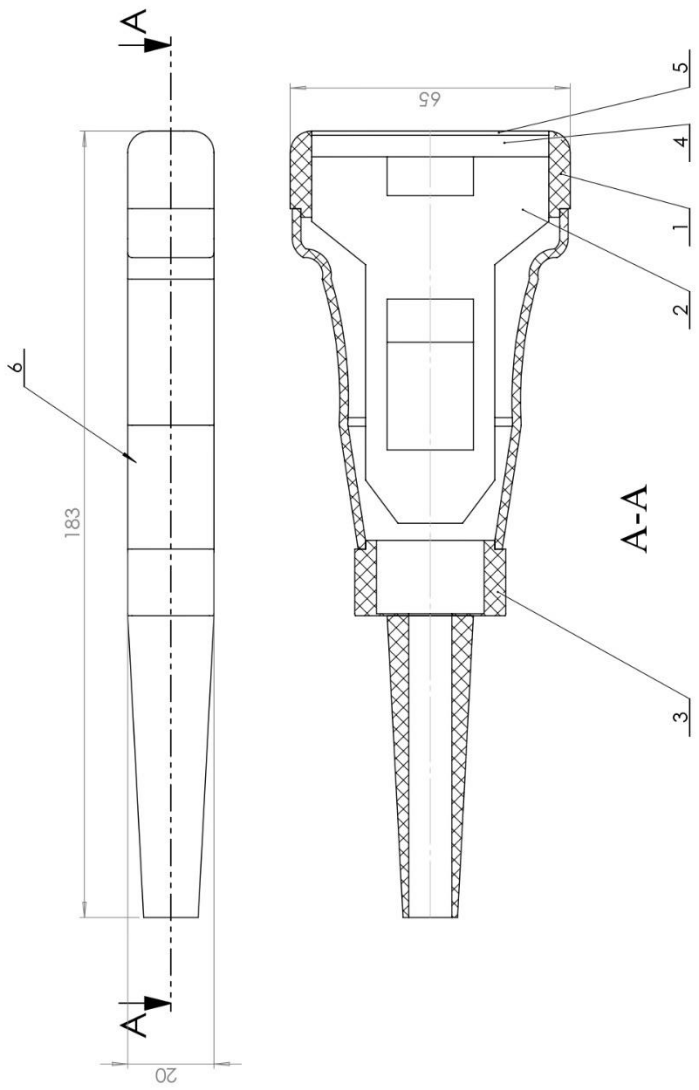
Файл: Загальний вигляд

1

2

ДПБ.ПБ-02.18.1720.001.СК

- 1. Головка СО
- 2. Плата
- 3. Муфта СО
- 4. П'єзоелемент
- 5. Акустична лінза
- 6. Корпус СО



1. Склеїка герметиком Dow Corning 744 шаром 1 мм

Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Лит.	Масса	Масштаб
Разраб.	Шаликов В.В.					1:1
Пров.	Герещенко М.Ф.			Лист 1	Листов 1	
Т. контр.				КПІ ПБФ ПБ-02		
Н. контр.				Формат А3		
УТВ.				1 Копировал		

ДПБ.ПБ-02.18.1720.001.СК

Ультразвуковий датчик СК

КПІ ПБФ ПБ-02

Формат А3

1 Копировал

Лист, примеч.

Справ. №

Лист, № дубл.

Име, № дубл.

Взам, име, №

Лист, и дата

Име, № подл.

Перв. примен.	По	Позначення	Найменування	Кіль	Кіст	ь
	зи					
Справ. №			Документація			
	1	ДПБ.ПБ-02.18.1720.001.СК	Складальний кресленик	1		
			Деталі			
	2	ДПБ.ПБ-02.18.1720.002	Корпус нижня частина	1		
	3	ДПБ.ПБ-02.18.1720.003	Муфта прямокутна	1		
	4	ДПБ.ПБ-02.18.1720.004	Головка верхня частина	1		
	5	ДПБ.ПБ-02.18.1720.005	Плата	1		
	6	ДПБ.ПБ-02.18.1720.006	Корпус верхня частина	1		
7	ДПБ.ПБ-02.18.1720.007	Муфта кругла	1			
8	ДПБ.ПБ-02.18.1720.008	Головка нижня частина	1			
Подп. и дата	Д					
Инв. № дубл.						
Взаим. инв. №						
Подп. и дата						
Инв. № подл.						

				<b>ДПБ.ПБ-02.18.1720.009</b>		
				<b>Комп'ютерно-інтегрований апарат ультразвукової терапії</b>		
Лит.	Масса	Масштаб				
Лист	Листов					
				<b>КПІ ПБФ ПБ-02</b>		

Файл: Специфікація

Rz 20

ПЕРЕРІЗ А-А

- Радіус закруглення кромки 1 мм
- H12, h12

<b>ДПБ.ПБ-02.18.1720.002</b>				Лит.	Масса	Масштаб
<b>Корпус нижня частина</b>						1:1
Имя Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Лист 1	Листов 1	
Разраб.	Шалом В.В.					
Пров.	Терещенко М.Ф.					
Т. контр.						
Н. контр.						
Утв.						
1 Копировал				Формат А4		

Файл: Корпус нижня частина

Rz 20

ВИД Б

А-А

- Радіус закруглення кромки 1 мм

<b>ДПБ.ПБ-02.18.1720.003</b>				Лит.	Масса	Масштаб
<b>Муфта прямокутна</b>						2:1
Имя Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Лист 1	Листов 1	
Разраб.	Шалом В.В.					
Пров.	Терещенко М.Ф.					
Т. контр.						
Н. контр.						
Утв.						
1 Копировал				Формат А4		

Файл: Муфта прямокутна

Rz 6.3

А-А

- Радіус закруглення кромки 1 мм
- H7, h7

<b>ДПБ.ПБ-02.18.1720.004</b>				Лит.	Масса	Масштаб
<b>Головка верхня частина</b>						1:1
Имя Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Лист 1	Листов 1	
Разраб.	Шалом В.В.					
Пров.	Терещенко М.Ф.					
Т. контр.						
Н. контр.						
Утв.						
1 Копировал				Формат А4		

Файл: Головка верхня частина

Rz 20

<b>ДПБ.ПБ-02.18.1720.005</b>				Лит.	Масса	Масштаб
<b>Плата</b>						1:1
Имя Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Лист 1	Листов 1	
Разраб.	Шалом В.В.					
Пров.	Терещенко М.Ф.					
Т. контр.						
Н. контр.						
Утв.						
1 Копировал				Формат А4		

Файл: Плата

1

ДПБ.ПБ-02.18.1720.006

Rz 20

30 25 55 60 5

A-A

3 1 75 10

R2.00 R5.00

1. Радіус закруглення кромки 1 мм  
2. H12, h12

Лист	№ доум.	Подп.	Дата	Лит.	Масса	Масштаб
Разраб.	Шаломо В.В.					1:1
Пров.	Терещенко М.Ф.			Лист 1	Листов 1	
Т. контр.						
Н. контр.						
Утв.						

ДПБ.ПБ-02.18.1720.006

Корпус верхня частина

Лит. Масса Масштаб

Лист 1 Листов 1

1:1

Полістирол ПСС

КПІ ПБФ ПБ-02

1 Копіював Формат А4

Файл: Корпус верхня частина

1

ДПБ.ПБ-02.18.1720.007

Rz 20

70.00 12

A-A

70.00 10 20

1. H12, h12

Лист	№ доум.	Подп.	Дата	Лит.	Масса	Масштаб
Разраб.	Шаломо В.В.					1:1
Пров.	Терещенко М.Ф.			Лист 1	Листов 1	
Т. контр.						
Н. контр.						
Утв.						

ДПБ.ПБ-02.18.1720.007

Муфта кругла

Лит. Масса Масштаб

Лист 1 Листов 1

1:1

Полістирол ПСС

КПІ ПБФ ПБ-02

1 Копіював Формат А4

Файл: Муфта кругла

1

ДПБ.ПБ-02.18.1720.008

Rz 6.3

60 55 6.5 2

A-A

10 5 1 1 2 1

R5

1. Радіус закруглення кромки 1 мм  
2. H7, h7

Лист	№ доум.	Подп.	Дата	Лит.	Масса	Масштаб
Разраб.	Шаломо В.В.					1:1
Пров.	Терещенко М.Ф.			Лист 1	Листов 1	
Т. контр.						
Н. контр.						
Утв.						

ДПБ.ПБ-02.18.1720.008

Головка нижня частина

Лит. Масса Масштаб

Лист 1 Листов 1

1:1

Полістирол ПСС

КПІ ПБФ ПБ-02

1 Копіював Формат А4

Файл: Головка нижня частина

