

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

**Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

 Михайло БЕЗУГЛИЙ

«19» червня 2023 р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

**за освітньою програмою «Комп'ютерно-інтегровані технології
виробництва приладів»**

**спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані
технології»**

на тему: «Автоматизована система ультразвукової терапії»

Виконав :

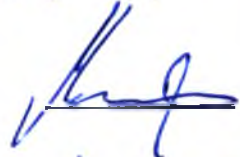
студент 4 курсу, групи ПБ-92
Дуга Сергій Олександрович

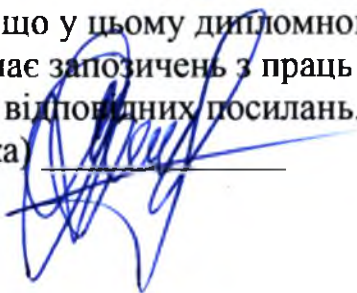
Керівник:

Доцент, к.т.н., доцент,
Терещенко Микола Федорович

Рецензент:

Доцент, к.т.н., доцент,
Кучеренко Олег Константинович



Засвідчую, що у цьому дипломному
проєкті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.
Студент (-ка) 

Київ – 2023 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Приладобудівний факультету
Кафедра виробництва приладів

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

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

Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані технології виробництва приладів»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 Михайло БЕЗУГЛИЙ

«03» березня 2023 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Дузі Сергію Олександровичу

1. Тема проєкту «Автоматизована система ультразвукової терапії»,

керівник проєкту Терещенко Микола Федорович, доцент, кандидат технічних наук, доцент, затверджені наказом по університету від «30» травня 2023 р. №2057-с

2. Термін подання студентом проєкту 05 червня 2023 року.

3. Вихідні дані до проєкту: Частота ультразвукових коливань – $880 \text{ кГц} \pm 0,03\%$. Площа випромінювачів (1-4) см^2 . Інтенсивність: $(0,05-2,0) \text{ Вт/см}^2 \pm 20\%$. Режими: неперервний та імпульсний; Тривалість імпульсу (2-10) мс. Потужність споживання $10 \text{ В} \cdot \text{А}$; Напруга живлення $-220 \text{ В} \pm 10\%$ і $50 \text{ Гц} \pm 2\%$.

4. Зміст пояснювальної записки

1. **Конструкторська частина:** Основні параметри та характеристики ультразвукових коливань та механізм їх дії на біологічну тканину. Літературно-патентний пошук. Класифікація систем та апаратів ультразвукової терапії. Структурно-функціональна схема автоматизованої системи ультразвукової терапії. Алгоритми роботи. Напрями автоматизації. Розрахунок параметрів акустичного тракту та електричної схеми апарату.

Технологічна частина: Розрахунок на технологічність. Розробка структурної схеми складання випромінювача. Розробка технологічної схеми складання випромінювача . Оцінка точності складання. Висновок

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): Механізми дії ультразвуку на біологічну тканину, Класифікація апаратів ультразвукової терапії. Структурно-функціональна схема апарату. Електрична схема. Алгоритми роботи. Загальний вигляд. Складальне креслення. Деталювання. Структурна схема складання. Технологічна схема. Повірка.

6. Дата видачі завдання 03 березня 2023 року.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проекту	Термін виконання етапів проекту	Примітка
1	Огляд та аналіз механізму дії ультразвуку на біологічну тканину	03 березня - 20 березня 2023 р.	Виконано
2	Патентний пошук	21 березня - 10 квітня 2023 р.	Виконано
3	Класифікації апаратів ультразвукової терапії	11 квітня- 30 квітня 2023 р.	Виконано
4	Конструкція автоматизованої системи ультразвукової терапії. Креслення	01 травня- 10 травня 2023 р.	Виконано
5	Розрахунок параметрів акустичного тракту	10 травня- 18 травня 2023 р.	Виконано
6	Розрахунок параметрів електричних схем	18 травня- 20 травня 2023р.	Виконано
7	Проведення технологічних розрахунків	20 травня- 24 травня 2023 р.	Виконано
8	Розробка ССС та ТСС	24 травня- 26 травня 2023 р.	Виконано
9	Розробка маршрутних карт , Впровадження.	27 травня- 31 травня 2023 р.	Виконано
10	Написання і оформлення пояснювальної записки та подача диплому до захисту	01 червня- 02 червня 2023 р.	Виконано

Студент

Керівник

Сергій ДУГА

Микола ТЕРЕЩЕНКО

Відомість дипломного проекту

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проєкт	2	<i>вир</i>
2	A4	ДПБ.ПБ-92.05.1702.01 ПЗ	Пояснювальна записка	98	<i>вир</i>
3	A1	ДПБ.ПБ-92.05.1702.001 СК	Складальний кресленик	1	<i>вир</i>
4	A3	ДПБ.ПБ-92.05.1720.005.000 ЕС	Електрична схема	1	<i>вир</i>
5	A3	ДПБ.ПБ-92.05.1702.002	Загальний вигляд	1	<i>вир</i>
6	A3		Класифікація систем	1	<i>вир</i>
7	A3	ДПБ.ПБ-92.05.1720.01.002	Деталювання	1	<i>вир</i>
8	A3	ДПБ.ПБ-92.05.1720.03.019	Деталювання	1	<i>вир</i>
9	A3	ДПБ.ПБ-92.05.1720.03.020	Деталювання	1	<i>вир</i>
10	A3	ДПБ.ПБ-92.05.1720.02.005	Деталювання	1	<i>вир</i>
11	A3	ДПБ.ПБ-92.05.1720.007Сх	ССС	1	<i>вир</i>
12	A3	ДПБ.ПБ-92.05.1720.001Сх	Структурно-функціональна схема	1	<i>вир</i>
13	A3	ДПБ.ПБ-92.05.1720.008Сх	ТСС	1	<i>вир</i>
					<i>вир</i>

				ДПБ.ПБ-92.05.1720 ПЗ	
	ПБ	<i>[Підп.]</i>	Дата		
Розробн.	Дуга С.О.	<i>[Підп.]</i>		Лист	Листів
Керівн.	Терещенко М.Ф.				
Консульт.				КПІ ім. Ігоря Сікорського	
Відомість дипломного проєкту					

Анотація

Дипломний проект на тему «Автоматизована система ультразвукової терапії», пояснювальна записка 98 сторінок.

Основною метою даного проекту є розробка автоматизованої системи ультразвукової терапії(АСУТ), а саме розробити структурно-функціональну схему АСУТ, алгоритм роботи, що реалізує спосіб достовірного контролю параметрів ультразвукового випромінювання під час фізіотерапії, яка включає вимірювання та контроль температури нагрівання ультразвукового випромінювача.

Проаналізувати літературу та обґрунтувати принцип побудови апарата, провести аналіз порівняння між інакшими системами ультразвукової терапії, запропонувати покращену структуру АСУТ, розробити конструкцію, складальний кресленик, розробити структурну та технологічну схеми складання та перевірити технологічність за допомогою розрахунків.

Ключові слова: ультразвук, автоматизована система, терапія, контроль температури.

Annotation

Diploma project on the topic "Automated system of ultrasound therapy", explanatory note 98 pages.

The main goal of this project is to develop an automated system of ultrasound therapy (ASUT), namely to develop a structural and functional scheme of ASUT, a work algorithm that implements a method of reliable control of the parameters of ultrasound radiation during physical therapy, which includes measurement and control of the heating temperature of the ultrasound emitter.

To analyze the literature and substantiate the principle of the construction of the device, to conduct a comparison analysis between other ultrasound therapy systems, to propose an improved structure of the ASUT, to develop a structure, an assembly drawing, to develop a structural and technological scheme of assembly and to check the manufacturability with the help of calculations.

Keywords: ultrasound, automated system, therapy, temperature control.

Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Автоматизована система ультразвукової
терапії»

ЗМІСТ

Вступ	9
Конструкторський розділ	10
Вступ	11
1.1 Основні параметри та характеристики ультразвукових коливань.....	12
1.2 Вплив ультразвуку на біологічні тканини.....	14
1.3 Види ультразвуку	15
1.4 Дослідження та аналіз об'єктів інтелектуальної власності по автоматизованим системам ультразвукової терапії.....	32
1.5 Класифікація сучасних систем ультразвукової терапії.....	41
1.6 Структурно-функціональна схема автоматизованої системи ультразвукової терапії. Алгоритми роботи.	43
1.7 Розробка електричної блок схеми	48
1.8 Розрахунок параметрів акустичного тракту.....	55
Висновок до конструкторського розділу.....	65
Технологічний розділ	67
Вступ	68
2.1 Аналіз технологічності автоматизованої системи ультразвукової терапії	69
2.2 Розробка та опис технологічної схеми складання	74
2.3. Розробка та опис структурної схеми складання	75
Висновок до технологічного розділі	80
Висновки по дипломному проекту.....	81
Список використаної літератури	82
ДОДАТОК А.....	88
ДОДАТОК Б	88

Вступ

Сучасний розвиток приладів і апаратів для клінічних досліджень базуються на фундаментальних знаннях біології, медицини, широкому використанні основних законів фізики, хімії, мікроелектронної технології, мов програмувань, нових матеріалів. Розвиток медичного приладобудування найбільш проявляються в групах приладів та апаратів, що надають реалізацію найбільш ефективних лікувальних та діагностичних медичних методик з врахуванням сучасних досягнень в різних напрямках технічних наук і технологій [1].

Терапевтичні дії ультразвуку залежать від правильного підбору певних параметрів: інтенсивності, площі впливу, місця, тривалості, правильних прийомів проведення процедури (стабільного, лабільного або контактного), режиму роботи (імпульсного або безперервного). Необхідні пристрої, що дають можливість забезпечувати оптимальні значення даних параметрів[2].

В даному дипломному проекті розроблено автоматизована система ультразвукової терапії, що базується на запропонованому нами спосіб достовірного контролю параметрів ультразвукового випромінювання під час процедури фізіотерапії, з вимірюванням та контролем температури нагрівання ультразвукового випромінювача, що знаходиться в контакті з біологічною тканиною (заявка на патент Укпаїни №u2023 00612 по якій прийнято рішення про видачу патенту 02.06.2023 р.)[3].

Конструкторський розділ

Вступ

Завданням конструкторської частини дипломного проекту є розробка структурно-функціональної схеми, акустичного тракту, конструкції, складальних креслеників, електричних схем та механізмів дії ультразвуку на біологічну тканину та апаратів, що використовують ультразвукові хвилі, їхню класифікацію та аналізу окремого класу ультразвукових терапевтичних апаратів (УЗТ) .

На знаннях про сучасні методи підвищення ефективності роботи УЗТ апаратів та принципів побудови автоматизованих систем керування розроблена перспективна модель системи ультразвукової терапії [4].

На основі розробленої структури системи проаналізований та розрахований шлях проходження сигналу по акустичному тракту, що надасть можливість зробити висновок про робочу акустичного випромінювача та п'єзоелемента[5]..

Для забезпечення контролю за основними вихідними параметрами апарату будуть розглянуті методи повірки, калібрування та алгоритми технічного обслуговування в умовах експлуатації за межами виробництва.

1.1 Основні параметри та характеристики ультразвукових коливань

Ультразвуковими коливаннями називаються механічні коливання в різних агрегатних станах з діапазоном частот коливань вищих 16 кГц. Ультразвукові коливання різняться на низькочастотні (від 16 до 80 кГц) і високочастотні (80 кГц і більше). Високочастотний ультразвук використовується в медицині як метод візуалізації внутрішніх органів (частота 2-10 МГц). В низькій частоті працюють ультразвукові медичні прилади, які застосовують для знаходження вогнищ інфекції, обробки поверхностей ран і видалення нежиттєздатних тканин.[6]

Вплив лікувального ультразвуку є дією ряду чинників, що включають механічні коливання (мікромасажи тканин), ефекти фізико-хімічних і нервоворефлекторних характерів, а також тепло, яке виділяється в тканинах при поглинанні ультразвуку [7]. При звучанні відбувається мікровібрація - мікромасаж на клітинному і , посилюються процеси мікроциркуляції, прискорюються і посилюються процеси розчинення, збільшується проникність клітинних мембран. В результаті зміни концентрації молекул і іонів в середовищі навколо клітинних мембран відбувається посилення їх дифузії в клітину[8]. Взаємодія між біологічного об'єктом і його реакцією у відповідь на вплив ультразвуку виконується у кілька стадій: відбиття, поглинання та розсіювання енергії поверхнею тканини, вібрація, первинні фізико-хімічні та електрокінетичні ефекти, процес циркуляції та зміни проникностей клітинних мембран, зміна кількісної концентрації речовини, швидкості та енергій обмінних реакцій, поява додаткових мікропотоків і клітинно-біологічна стадій впливу[9]. Основною перевагою методу ультразвукового впливу перед звичайною обробкою запалення є додатковий механічний вплив на тканину, що розбиває бактеріальні плівки, що надають коректному надходженню лікарських засобів до тканин органів, що прискорює лікувальний процес.

Низькочастотний ультразвук має потужну антибактерицидну дію. що Кавітація, під час ультразвукового випромінювання зобумовлює загибель бактерій, грибів і вірусів в ультразвуковому полі. Антибактерицидний ефект низькочастотного ультразвуку пояснюється пошкодженням самих ультразвукових хвиль на клітинну мембрану бактерій, її набуханням і майбутнім руйнуванням та окислюючою дією кисню, який активізується ультразвуком [10]. Під час ультразвукової обробки об'єкти рослинного походження частково гинуть або змінюють свої властивості. Окрім впливу насамперед на мікроорганізм, низькочастотний ультразвук лише підвищує чутливість їх до дії ліків(антибіотиків) але при цьому смертність мікробів менша ніж при використанні антисептиків.

Науково доведено , що ультразвук стимулює створенню нового колагену, пришвидшує дозрівання сполучної тканини і формує більш еластичний рубець[11].

Завдяки загальному впливу на організм лікарських препаратів, які вводиться в тіло людини за допомогою ультразвуку , вдається не лише досягти гарного лікувального ефекту при набагато меншому дозуванні та й уникнути побічних реакцій, які наблюдаються при різних видах медичної обробки рани[12].

Тим паче ,на даний час літературних матеріалів які стосуються насамперед впливу ультразвуку на певні частини людського тіла недостатньо. Малодослідженим особливо є вплив низькочастотного ультразвуку на перебіг процесу загоєння ран після тяжких пологів.

Основними характеристиками ультразвуку є, циклічна частота ω , частота ν , період T , швидкість v , довжина хвилі λ , амплітуда A , інтенсивність I .

Інтенсивність визначається шляхом вимірювання кількості енергії, яка протікає через конкретну площу або об'єм протягом певного періоду. Наприклад, вимірювання інтенсивності світла дає змогу встановити, скільки енергії світла проходить через певну площу за одиницю часу.

Частота вимірюється в герцах (Гц) і вказує на кількість повторень події протягом одиниці часу. Ця подія може бути циклічною, періодичною або повторюваною. В фізиці, коли мова йде про частоту, це означає кількість коливань або хвиль, що повторюються за одиницю часу. Наприклад, частота звуку вказує на кількість коливань звукової хвилі, яка проходить через певну точку у просторі за одну секунду.

1.2 Вплив ультразвуку на біологічні тканини

1.2.1 Загальні відомості про вплив ультразвуку на біологічні тканини

При опроміненні донорських клітин крові людини з'ясувалося, що ультразвук в малих дозах не викликає суттєвого руйнування клітин, виходу з них гемоглобіну та порушення повного балансу. На даних про ці дослідження був зроблений висновок, що ультразвукові коливання змінюють проникаючу властивість клітинних мембран еритроцитів і зменшують трансмембранну зміну потенціалів .

В озвучених тканинах може траплятися розрідження речовин з невеликими частинками матерії (дисперсна фаза) та перерозподіл колоїдного розчину між дисперсними фазами і дисперсійним середовищем. Проявляється зміна в'язкості розчинів, стійкості білків до ферментів. В результаті зміни орієнтації біомакромолекул та відбувається оголення нових ферментарних центрів. УЗ коливання впливає на виникнення мікропотоків, що змінюють просторове розташування внутрішньо кліткових утворень та стимулює клітинні елементи та їх загалом . Під дією ультразвуку може бути руйнування азотистих основ та допустима поява біологічно активних речовин, як N02 і N03, які можуть зменшувати активність різних ферментів . Ультразвук по - різному впливає на швидкість окислювання, дихання тканин,

окислювальне фосфорилування - при відмінній інтенсивності. При високій інтенсивності спостерігається пригнічення цих процесів, а при низькій йде їх активація . Дія ультразвуку малої інтенсивності знижує концентрацію продуктів ліпідної перексидази в еритроцитах [13].

1.3 Види ультразвуку

Ультразвук - це механічні коливання пружного середовища, що відрізняються від звукових хвиль більшою частотою, що перевищує верхній поріг чутності. Вони можуть поширюватись у різних середовищах, включаючи рідини, тверді речовини та гази, при цьому краще поширюються в металах та воді, а гірше - у повітрі. Ультразвукові хвилі поглинаються різниманітними середовищами по-різному. Наприклад, м'язова тканина поглинає ультразвук краще, ніж жирова тканина, а поглинання у сірій мозковій речовині майже вдвічі вище, ніж у білій мозковій речовині. Кісткова тканина поглинає найбільше ультразвуку, а спинномозкова речовина - найменше.[14].

Поглинання ультразвуку супроводжується нагріванням середовища, а термічний ефект посилюється зі зростанням частоти коливань. Також при поширенні ультразвуку в рідині виникає ефект кавітації, що включає пароутворення та схлопування бульбашок пари з наступною конденсацією пара в рідині. Це явище супроводжується шумом та гідравлічними ударами, а також утворенням порожнин, які заповнюються паром рідини. Утворення кавітаційних порожнин супроводжується появою електричних зарядів на поверхнях, що викликає люмінесцентне світіння та іонізацію молекул води. Ці явища також викликають хімічні ефекти, такі як окислювальна дія ультразвуку, прискорення хімічних реакцій та руйнування.[15].

Ультразвукові хвилі, мають широке застосування в різних галузях промисловості. Вони використовуються для підвищення ефективності процесів, таких як хімічне травлення, нанесення металевих покриттів, очищення, змивання та знежирення деталей і виробів, а також для

дефектоскопії, що дозволяє оцінити якість зварних швів та структуру сплавів. Залежно від способу передачі від джерела до людини, ультразвук поділяється на дві категорії: повітряний, коли він передається через повітря, і контактний, коли він передається через тверде або рідинне середовище на руки людини, що працює. Ультразвук також класифікується за спектром частот. Низькочастотний ультразвук має коливання частотою від $1,2 \times 10^4$ до $1,0 \times 10^6$ Гц і передається людині через повітря або контактний шлях. Високочастотний ультразвук, з своїм спектром частот від $1,0 \times 10^5$ до $1,0 \times 10^9$ Гц, передається людині виключно через контактний шлях.[16].

Ультразвукові хвилі знаходять своє застосування в різних сферах, таких як медицина, промисловість, наука та інші. Ось декілька прикладів різних видів ультразвуку: У медицині використовується медичний ультразвук для діагностики та обстеження органів тіла.

Наприклад, за допомогою ультразвукової томографії (УЗТ) можна візуалізувати структури внутрішніх органів, ультразвукова доплерографія (УЗДГ) дозволяє виміряти кровотік у судинах, а ультразвукова кавітація використовується для лікування деяких захворювань.

У промисловості промисловий ультразвук застосовується для різних процесів, таких як очищення поверхонь, зварювання, вимірювання товщини матеріалів, видалення плівок та бруду. Він також використовується для контролю якості та неруйнівного контролю матеріалів.

Ультразвукова очистка використовується для ефективного видалення забруднень з різних поверхонь, таких як металеві деталі, скло, прилади, ювелірні вироби і т.д. Цей процес ґрунтується на явищі кавітації, коли звукові хвилі створюють малий вибуховий тиск, що сприяє видаленню забруднень. Ультразвуковий зварювання використовується для точного, швидкого та безпечного з'єднання пластикових, текстильних та інших матеріалів.

Ультразвукова емульсія застосовується для створення стабільних емульсій (розчинів) з рідких компонентів, які зазвичай не змішуються докладно.

Параметри повітряного ультразвуку, що регулюються в робочій зоні, включають рівні звукового тиску в третинооктавних смугах з середньгеометричними частотами 12,5; 16,0; 20,0; 25,0; 31,5; 40,0; 63,0; 80,0; 100,0 кГц. Для контактного ультразвуку, нормованими параметрами є пікове значення віброшвидкості в частотному діапазоні від 0,1 МГц до 10,0 МГц або його логарифмічний рівень. Також може використовуватися інтенсивність ультразвуку як параметр. Ультразвук, подібно до інфразвуку, не сприймається органом слуху людини, але може викликати головний біль, загальну втомлюваність та розлади серцево-судинної та нервової систем. Клінічне обстеження може виявити астеничний синдром. У людей, які тривалий час працюють з ультразвуковими установками, іноді спостерігаються дисфункції діенцефалу (зниження ваги, різкий підйом рівня цукру в крові з подальшим повільним зниженням до вихідного рівня, збільшення механічного збудження м'язів тощо). Можливі порушення периферичної нервової системи (оніміння, зниження чутливості, підвищена потовиділення) та порушення вестибулярного апарата. Периферичні порушення в основному спричинені контактним впливом ультразвукових коливань.[17].

Для зменшення негативного впливу ультразвуку необхідно прийняти заходи, спрямовані на обмеження шуму та ультразвуку, що передається повітрям, а також контактним шляхом. У випадках, коли неможливо знизити інтенсивність шуму та ультразвуку на джерелі, найефективнішим рішенням є застосування звукоізоляції обладнання. Це може включати використання звукоізоляційних кожухів, захисних екранів, звукоізольованих кабін або розміщення ультразвукового обладнання в окремих звукоізольованих приміщеннях. Для уникнення впливу контактного ультразвуку під час роботи з коливними рідинними середовищами (наприклад, завантаження або вивантаження), необхідно проводити ці дії після вимкнення джерела

ультразвуку або використовувати спеціальні інструменти з ручками, що мають еластичне покриття, наприклад, гумове. Як засоби індивідуального захисту можуть використовуватися протишумові навушники для захисту від передачі ультразвуку через повітря та двошарові рукавички з зовнішнім гумовим покриттям для захисту від контактного впливу.[18].

1.3.1 Вплив низькочастотного ультразвуку на біологічну тканину

Низькочастотні УЗ коливання викликають в тканинах і наступні фізико-хімічні ефекти:

Кавітація - утворення бульбашок, наповнених парою або газом. При розриві бульбашок на межі з поверхнею рани приводять до видалення нальоту, мертвих частин тканини, руйнуванню бактерій, масажу постраждалих та прилеглих тканин;

Кавітаційне барботування – це процес змішування рідин в будь-якій впадині хвилями кавітаційних бульбашок, які переміщуються з великою швидкістю. Під час кавітаційного барботування створюється велика поверхня взаємодії на кордоні (рідина збагачена газом - стінки порожнини), яка сприяє збільшенню інтенсивності фізико-хімічних і обмінних процесів у даній галузі.

Розпад молекул води – це явище яке під впливом кавітації утворює пероксид водню і короткоживучі вільні радикали - іони водню та кисню, які дають бактерицидний ефект.

Фрагментація - розбивання тканин, їхня структурна зміна, перенесення в колоїдний стан. Це дозволяє очистити рану від некротичних мас і фібринових накладень, видалити кров'яні згустки;

Тепловий ефект - виникає при контактній взаємодії ультразвукового інструменту з тканинами. Енергія механічних коливань перетворюється в теплову і викликає на малій потужності генератора розширення судин мікроциркулярного русла, на великій потужності - коагуляцію тканин.

Високопотужний низькочастотний ультразвук має широке клінічне застосування в хірургічних і медичних інструментах для розрізання, абляції або фрагментації та видалення біологічних тканин.

Незважаючи на широке клінічне застосування та загальні робочі характеристики пристрою, існує неповне розуміння механізму руйнування, видалення та пошкодження тканин. Відносний внесок кавітації, прямого механічного впливу та теплових ефектів у кожен процес для конкретних типів тканин залишається неясним. Різні та чіткі механізми та швидкості видалення тканини спостерігаються для взаємодії з типами м'яких і твердих тканин. Робочі параметри пристрою, які, як відомо, впливають на взаємодію, включають частоту, амплітуду пік-пік наконечника, всмоктування та час застосування. На сьогоднішній день проведено мало аналізу впливу варіацій і взаємодії цих параметрів на видалення та пошкодження тканин для окремих типів біологічних тканин. Потенційні контрольовані механізми пошкодження, що відбуваються в тканинах, включають зміну глобальних біомеханічних властивостей, гістоморфологічні зміни, денатурацію білка та некроз тканин.[19].

1.3.2 Особливості методики проведення ультразвукової терапії

Ультразвук (УЗД) є формою механічної енергії (не електричної), і тому, строго кажучи, насправді це не електротерапія взагалі, але належить до групи електрофізичних агентів. Механічна вібрація на зростаючих частотах відома як звукова енергія. Нормальний діапазон людського звуку становить від 16 Гц до приблизно 15-20 000 Гц (у дітей і молодих людей). За межами цієї верхньої межі механічна вібрація відома як ультразвук. Частоти, що використовуються в терапії, зазвичай знаходяться в діапазоні від 1,0 до 3,0 МГц (1 МГц = 1 мільйон циклів на секунду).

Звукові хвилі - це поздовжні хвилі, що складаються з областей стиснення і розрідження. Частинки матеріалу під впливом

звукової хвилі коливатимуться навколо фіксованої точки, а не рухатимуться разом із самою хвилею. Оскільки енергія звукової хвилі передається до матеріалу, це спричиняє коливання частинок цього матеріалу. Очевидно, що будь-яке збільшення молекулярної вібрації в тканині може призвести до виділення тепла, і ультразвук можна використовувати для створення теплових змін у тканинах, хоча сучасне використання в терапії не зосереджується на цьому явищі [20]. Ультразвуковий прилад складається з генератора високої частоти. Він підключений до лікувальної головки або контуру перетворювача за допомогою коаксіального кабелю для виробництва ультразвукових хвиль. Необхідна частота 1 МГц або 3 МГц. Коли ця змінна різниця потенціалів або частота прикладається до кристала кварцу через з'єднувальний електрод, кристал з'єднується з металевою передньою пластиною лікувальної головки. Будь-які зміни у формі кристала (стиснутого та розслабленого) викликають ультразвукову хвилю. Він створює ультразвукові хвилі за допомогою п'єзоелектричного ефекту.[21]. На додаток до теплових змін, вібрація тканин, здається, має ефекти, які зазвичай вважаються нетепловими за своєю природою, хоча, як і в інших модальностях (наприклад, імпульсна короткохвильова), має бути тепловий компонент, яким би малим він не був. Коли ультразвукова хвиля проходить крізь матеріал (тканини), рівень енергії всередині хвилі зменшуватиметься, оскільки енергія передається матеріалу. Характеристики поглинання та ослаблення енергії ультразвукових хвиль були задокументовані для різних тканин (див. розділ про поглинання).

Частота - кількість разів, коли частинка проходить повний цикл стиснення/розрідження за 1 секунду. Зазвичай 1 або 3 МГц.

Довжина хвилі- відстань між двома еквівалентними точками на хвилі в конкретному середовищі. У «середній тканині» довжина хвилі при 1 МГц становитиме 1,5 мм, а при 3 МГц — 0,5 мм.

Швидкість- швидкість, з якою хвиля (збурення) поширюється в середовищі. У фізіологічному розчині швидкість УЗ становить приблизно 1500 м с-1 порівняно з приблизно 350 м с-1 у повітрі (звукові хвилі можуть поширюватися швидше в більш щільному середовищі). Вважається, що швидкість УЗД у більшості тканин подібна до швидкості у фізіологічному розчині.

Ці три фактори пов'язані, але не є постійними для всіх типів тканин. Для представлення проходження УЗ в тканинах найчастіше використовуються середні цифри. Типові частоти терапевтичного обладнання для США становлять 1 і 3 МГц, хоча деякі апарати виробляють додаткові частоти (наприклад, 0,75 і 1,5 МГц), а «довгохвильові» ультразвукові пристрої працюють на частоті кількох десятків кГц (зазвичай 40-50 000 Гц – набагато нижча частота, ніж ' традиційний, але все ще за межами людського слуху. Математичне представлення співвідношення таке: $V = Fl$, де V = швидкість, F = частота, а l - довжина хвилі.

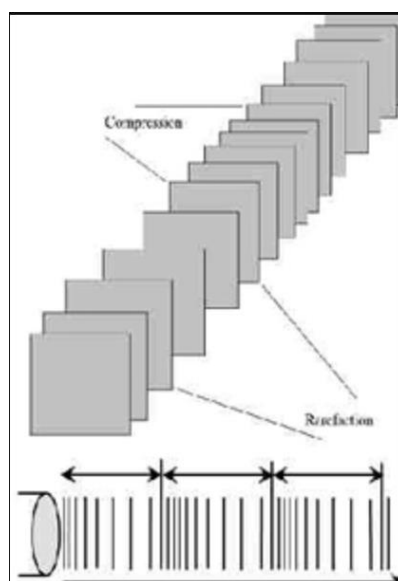


Рис 1.2.4.1 Форма хвилі ультразвуку зі стисненням і розрідженням

Усі матеріали (тканини) створюватимуть опір проходженню звукових хвиль. Питомий імпеданс тканини буде визначатися її щільністю та еластичністю. Для максимальної передачі енергії від одного середовища до іншого імпеданс двох середовищ має бути якомога подібним. Очевидно, що у випадку проходження УЗ від генератора до тканин, а потім через різні типи тканин, цього неможливо досягти. Чим більша різниця в імпедансі на межі, тим більше буде відбиття, а отже, тим менша кількість енергії буде передана. Приклади значень імпедансу можна знайти в літературі [22,23] .

Різниця в імпедансі найбільша для інтерфейсу сталь/повітря, який є першим, які повинні подолати, щоб досягти тканин. Щоб мінімізувати цю різницю, слід використовувати відповідне сполучне середовище. Якщо між датчиком і шкірою існує навіть невеликий повітряний проміжок, частка УЗ, яка буде відбита, наближається до 99,998%, що означає, що ефективної передачі не буде.

Сполучні середовища, що використовуються в цьому контексті, включають воду, різні олії, креми та гелі. В ідеалі сполучне середовище має бути текучим, щоб заповнювати всі доступні простори, відносно в'язким, щоб залишатися на місці, мати імпеданс, відповідний середовищу, яке воно з'єднує, і повинно дозволяти передачу УЗ з мінімальним поглинанням, ослабленням або перешкодами. Для хорошого обговорення щодо сполучних середовищ.[24]. В даний час засоби на основі гелю вважаються кращими, ніж олії та креми. Вода є хорошим середовищем і може бути використана як альтернатива, але очевидно, що вона не відповідає наведеним вище критеріям щодо своєї в'язкості. Немає реальної (клінічної) різниці між гелями, які зазвичай використовуються в клінічній практиці[25] . Додавання активних речовин (наприклад, протизапальних

препаратів) до гелю широко практикується, але залишається не до кінця вивченим. Зараз ми додатково оцінюємо це втручання.

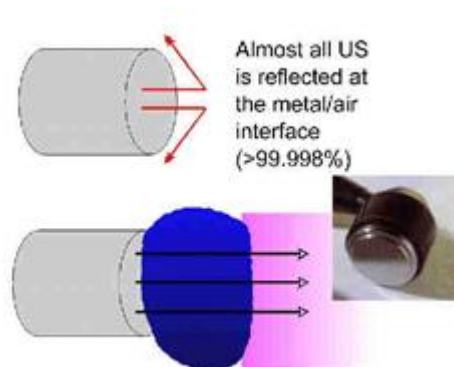


Рис. 1.2.4.2 Передача через сполучне середовище

Поглинання ультразвукової енергії відбувається експоненціально, тобто більше енергії поглинається поверхневими тканинами, ніж глибокими. Для того, щоб енергія мала ефект, вона повинна бути поглинена, і в якийсь момент це потрібно враховувати у зв'язку з дозами, які застосовуються для досягнення певних ефектів[26] .

Оскільки поглинання (проникнення) є експоненціальним, (теоретично) немає точки, в якій би була поглинена вся енергія, але, безумовно, є точка, в якій рівень енергії недостатній для отримання терапевтичного ефекту. Оскільки ультразвуковий промінь проникає глибше в тканини, більша частина енергії буде поглинена, і тому для досягнення терапевтичних ефектів буде менше енергії. Глибина половинного значення часто вказується по відношенню до УЗД, і вона являє собою глибину в тканинах, на якій доступна половина поверхневої енергії. Вони будуть різними для кожної тканини.

Деякі вказівки типових (або середніх) глибин проникнення для терапевтичного ультразвуку[27] . Оскільки важко, а то й неможливо

визначити товщину кожного з цих шарів у окремого пацієнта, для кожної частоти використовується середнє значення половинного значення глибини: 3 МГц - 2,0 см; 1 МГц - 4,0 см.

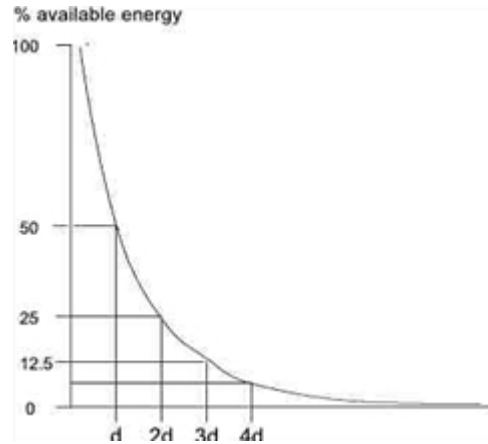


Рис 1.2.4.3 Експоненціальне поглинання енергії в середовищі(де d – одиниця шляху)

У таблиці наведено середні глибини проникнення для терапевтичного ультразвуку[28] . Оскільки важко, а то й неможливо визначити товщину кожного з цих шарів у окремого пацієнта, для кожної частоти використовується середнє значення половинного значення глибини: 3 МГц - 2,0 см; 1 МГц - 4,0 см.

	1 МГц	3 МГц
м'язи	9,0 мм	3,0 мм
Жир	50,0 мм	16,5 мм
Сухожилля	6,2 мм	2,0 мм

Оскільки проникнення (або передача) УЗД неоднакове для кожного типу тканини, очевидно, що деякі тканини здатні до більшого поглинання УЗД, ніж інші. Як правило, тканини з більш високим вмістом білка поглинають УЗ більшою мірою, таким чином, тканини з високим вмістом води та

низьким вмістом білка поглинають мало енергії УЗ (наприклад, крові та жиру), тоді як тканини з меншим вмістом води та більшим вмістом білка контент поглинатиме набагато ефективніше. Тканини можна ранжувати відповідно до їхнього відносного поглинання тканинами, і це має вирішальне значення з точки зору прийняття клінічних рішень[29].

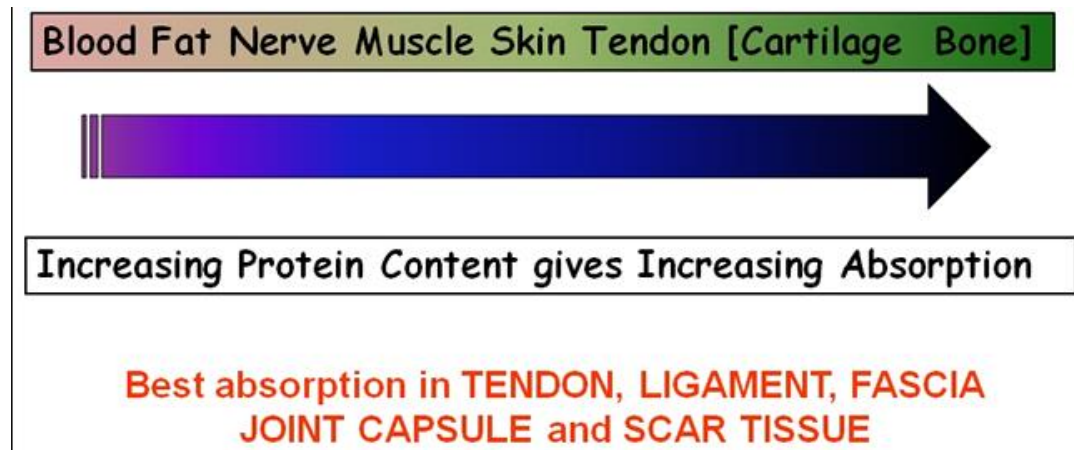


Рис 1.2.4.4 Відносне поглинання тканиною залежить від вмісту білка (кров,жир,нервові закінчення,м'язи,шкіра,хрящі Найкраще поглинання в сухожиллях,зв'язках)

Хоча хрящ і кістка знаходяться у верхній частині цієї шкали, проблеми, пов'язані з відображенням хвилі, означають, що більша частина енергії УЗ, яка вражає поверхню будь-якої з цих тканин, імовірно, буде відображена. З точки зору клінічної практики, найкраще поглинають тканини з високим вмістом колагену – зв'язки, сухожилля, суглоби. Застосування терапевтичного УЗД до тканин з низькою здатністю до поглинання енергії менш імовірно буде ефективним, ніж застосування енергії до матеріалу з більшим поглинанням.

Поступове зменшення інтенсивності ультразвукового променя після того, як він залишив лікувальну головку. Втрата енергії УЗ-променем у тканинах називається ослабленням. Це залежить від поглинання та розсіювання. Поглинання включає в себе поглинання ультразвукового променя тканинами і в цьому місці перетворюється на тепло. На його частку припадає приблизно 60-80% енергії, що втрачається від

променя. Розсіювання відбувається, коли ультразвуковий промінь відхиляється від його шляху відбиттям. Зазвичай паралельний промінь стає більш розсіяним, чим далі він проходить у середовище.[30]

Більшість апаратів пропонують можливість для імпульсного УЗД, і для багатьох клініцистів це найкращий спосіб лікування. До недавнього часу тривалість імпульсу (час, протягом якого машина працює) становила майже виключно 2 мс (2 тисячні частки секунди) зі змінним періодом вимкнення. Деякі машини тепер пропонують змінний час, але чи має це клінічне значення, ще не встановлено. Типове співвідношення імпульсів становить 1:1 і 1:4, хоча доступні й інші (див. розрахунок дози). У режимі 1:1 машина пропонує вихідний сигнал протягом 2 мс, а потім 2 мс для відпочинку. У режимі 1:4 вихідний сигнал 2 мс супроводжується періодом відпочинку тривалістю 8 мс. Наведена поруч діаграма ілюструє вплив зміни частоти імпульсів.

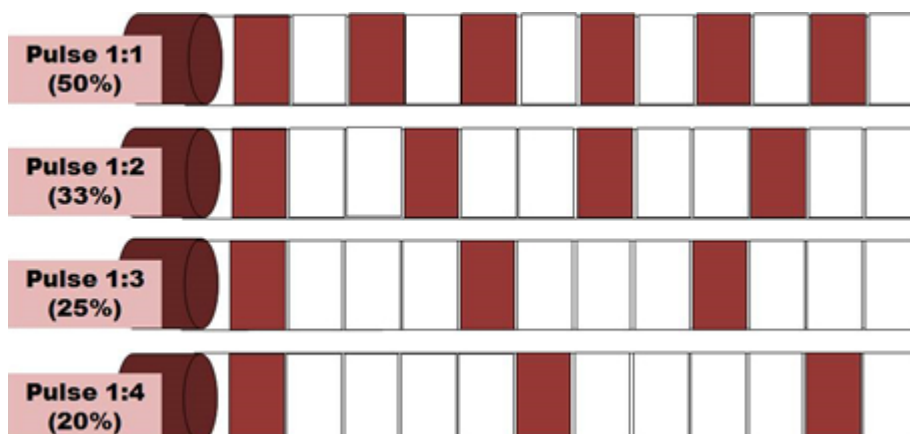


Рис 1.2.4.5 Імпульсний ультразвук

Ефекти імпульсного УЗД добре задокументовані, і цей тип виходу є кращим, особливо при лікуванні більш гострих уражень. Деякі виробники описують свою пульсацію у відсотках, а не у співвідношенні (1:1 = 50% 1:4 = 20% тощо). Співвідношення часу, протягом якого апарат увімкнено та

вимкнено, є важливим фактором у розрахунку дози, а додаткові відомості включені в допоміжний матеріал для розрахунку дози .

Одним із терапевтичних ефектів, для яких використовується ультразвук, є загоєння тканин. Припускають, що застосування УЗД до пошкоджених тканин, серед іншого, прискорить швидкість загоєння та покращить якість відновлення[31] . Наступна інформація має на меті надати короткий виклад деяких важливих досліджень у цій галузі разом із деякими можливими механізмами, за допомогою яких американські методи лікування можуть досягти цих змін. Він не має на меті бути повним поясненням цих явищ або вичерпним оглядом поточної літератури. Тим не менш, це може надати корисну базову інформацію для клінічного застосування. Терапевтичні ефекти УЗД загалом поділяються на: термічні і нетермічні.

У термічному режимі УЗД буде найбільш ефективним у нагріванні щільних колагенових тканин і для досягнення цього ефекту потребуватиме відносно високої інтенсивності, бажано в безперервному режимі.

Багато робіт зосереджено на термічній ефективності ультразвуку, і, незважаючи на те, що він може бути ефективно використаний таким чином, коли вибрано відповідну дозу інтенсивності (безперервний режим $>0,5$ Вт/см²), у даній роботі основна увага буде зосереджена як на теплових так і нетеплових ефектах.

Надто спрощено припускати, що при певній обробці будуть термічні або нетермічні ефекти. Це майже неминуче, що відбудеться і те, і інше, але, крім того, розумно стверджувати, що домінуючий ефект буде залежати від параметрів лікування, особливо режиму застосування, тобто імпульсного або безперервного.

Припускають, що бажані ефекти терапевтичного тепла можна отримати за допомогою УЗ. Завдяки механізму дії його можна використовувати для вибіркового підвищення температури окремих тканин. Серед тканин, які ефективніше нагріваються, є окістя, колагенові тканини (зв'язки, сухожилля та фасції) і фіброзні м'язи[32]. Якщо підвищити температуру пошкоджених тканин до 40-45°C, то виникає гіпертермія, дія якої буде лікувальною. Крім того, вважається, що температури в цьому діапазоні також допомагають ініціювати вирішення хронічних запальних станів[33] .

Нетепловий ефект ультразвукового дослідження в даний час пояснюється в основному поєднанням кавіції та акустичного потоку[34] . Існує мало переконливих доказів на підтримку ідеї мікромасажу, хоча це звучить досить привабливо.

Кавітація у найпростішому розумінні це стосується утворення заповнених газом пустот у тканинах і рідинах організму. Існує 2 типи кавітації – стабільна та нестабільна, які мають дуже різні ефекти. Стабільна кавітація дійсно виникає при терапевтичних дозах УЗД. Це утворення та зростання газових бульбашок шляхом накопичення розчиненого газу в середовищі. «Порожнина» посилює феномен акустичного потоку і, таким чином, є корисною. Нестабільна(транзисторна) кавітація– це утворення бульбашок у частині УЗ-циклу з низьким тиском. Потім ці бульбашки дуже швидко згортаються, вивільняючи велику кількість енергії, що шкодить життєздатності тканин. На даний момент немає доказів того, що це явище виникає на терапевтичному рівні, якщо використовується хороша техніка. Існують застосування УЗД, які навмисно використовують ефект нестабільної кавітації (високоінтенсивний сфокусований ультразвук).

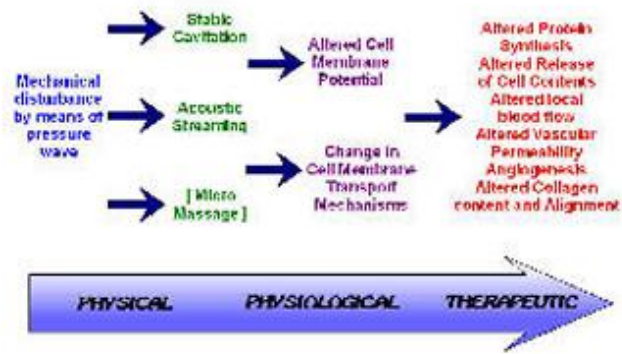


Рис 1.2.4.6 Вплив ультразвуку

Акустичний потік описується як невеликий завихрення рідини поблизу вібруючих структур, таких як клітинні мембрани та поверхні стабільної кавітаційної газової бульбашки[35]. Відомо, що це явище впливає на швидкість дифузії та проникність мембрани. Проникність іонів натрію змінюється, що призводить до зміни потенціалу клітинної мембрани. Транспорт іонів кальцію модифікується, що, у свою чергу, призводить до зміни механізмів контролю ферментів різних метаболічних процесів, особливо щодо синтезу білка та клітинної секреції.

Результат комбінованого ефекту стабільної кавітації та акустичного потоку полягає в тому, що клітинна мембрана стає «збудженою» (регулює вгору), таким чином підвищуючи рівень активності всієї клітини. Енергія діє як тригер для цього процесу, але саме підвищена клітинна активність відповідає за терапевтичні переваги цього методу[36].

Мікромасаж - це механічний ефект, якому останнім часом надається менше значення. По суті, стверджується, що звукова хвиля, що проходить через середовище, викликає вібрацію молекул, що, покращує обмін рідиною в тканинах і впливає на рухливість тканини.

Процес відновлення тканин - це складна серія каскадних хімічно-опосередкованих подій, які призводять до утворення рубцевої тканини, яка

є ефективним матеріалом для відновлення цілісності пошкодженої тканини[37] .

Під час фази запалення УЗД має стимулюючу дію на тучні клітини, тромбоцити, лейкоцити з фагоцитарною роллю та макрофаги[38] . Наприклад, застосування ультразвуку індукує дегрануляцію тучних клітин, викликаючи вивільнення арахідонової кислоти, яка сама по собі є попередником для синтезу простагландинів і лейкотреїну, які діють як медіатори запалення [39]. Завдяки збільшенню активності цих клітин загальний вплив терапевтичного УЗД є, безумовно, прозапальним, а не протизапальним. Перевага цього способу дії полягає не в тому, щоб «посилювати» запальну відповідь як таку (хоча якщо застосовувати його з надто більшою інтенсивністю на цій стадії, це можливий результат), радше діяти як «оптимізатор запалення» Запальна реакція має важливе значення для ефективного відновлення тканини, і чим ефективніше завершується процес, тим ефективніше тканина може прогресувати до наступної фази (проліферації). Дослідження, які намагалися продемонструвати, протизапальну дію ультразвуку не вдалися[40]. Він ефективний у сприянні нормалізації запальних явищ і як такий має терапевтичну цінність у сприянні загальним відновлення[41] . Додаткова перевага полягає в тому, що запальні хімічно опосередковані події пов'язані зі стимуляцією наступної (проліферативної) фази, і, отже, сприяння фазі запалення також діє як промотор проліферативної фази.

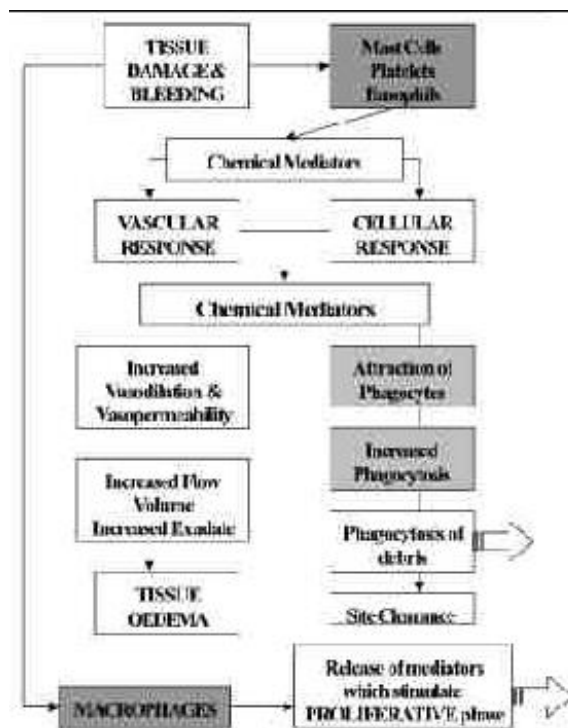


Рис 1.2.4.6 Вплив УЗД на запалення

Застосовуючи відповідну лікувальну дозу з оптимальними параметрами лікування (інтенсивність, пульс і час), перевага УЗД полягає в тому, щоб зробити якомога ефективнішим на ранній фазі відновлення, і таким чином мати сприятливий ефект на весь лікувальний каскад. Для тканин, у яких є запальна реакція, але в яких немає «відновлення», перевага ультразвуку полягає в тому, щоб сприяти нормальному вирішенню запальних явищ і, отже, вирішити «проблему». Це, звичайно, буде найбільш ефективно досягається в тканинах, які переважно поглинають ультразвук – тобто щільних колагенових тканинах.

Під час проліферативної фази (утворення рубців) УЗД також має стимулюючий ефект (регуляція зростання клітин), хоча основними активними мішенями зараз є фібробласти, ендотеліальні клітини та міофібробласти [42]. Це всі клітини, які зазвичай активні під час утворення рубців, тому УЗД є проліферативним так само, як і прозапальним – воно не змінює нормальну проліферативну фазу, але максимізує її ефективність –

виробляючи необхідну рубцеву тканину в оптимальна мода. [43]. Науковці продемонстрували, що низька доза імпульсного ультразвуку збільшує синтез білка, а кілька дослідницьких груп продемонстрували посилення фіброплазії та синтезу колагену[44] . Остання робота виявила критичну роль численних факторів росту у відновленні тканин, і деякі накопичувальні докази встановили, що терапевтичне УЗД відіграє позитивну роль у цьому контексті , а також з білки теплового шоку.[45]

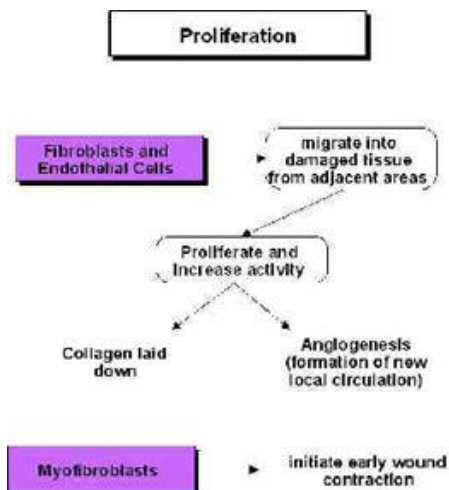


Рис 1.2.4.7 Схема впливу ультразвуку на проліферації

1.4 Дослідження та аналіз об'єктів інтелектуальної власності по автоматизованим системам ультразвукової терапії.

На основі проаналізованої інформації , були вибрані екземпляри патентів, які найбільш схожі на екземпляр нашого приладу, та які повністю відповідають сучасним тенденціям.

1.4.1 Патент UA №44207 Апарат ультразвукової терапії [48]

Ультразвуковий терапевтичний пристрій має наступну структуру: блок живлення, який забезпечує постачання живлення; генератор, модулятор, буферний каскад, попередній підсилювач, вихідний підсилювач, диференціальний підсилювач та керований резистивний дільник, які послідовно з'єднані; блок керування, який має вихід, з'єднаний з другим входом буферного каскаду, а також керуючий вхід, що сполучений з блоком

керування; другий і третій виходи блока керування з'єднані відповідно з інфразвуковим генератором та генератором; перший вихід вихідного підсилювача підключений до входу індикатора вихідної потужності та випромінювача; вихід інфразвукового генератора підключений до входу буферно-підсилюючого каскаду, який в свою чергу з'єднаний з другим входом модулятора; керований резистивний дільнийник має другий вивід, що підключений до загальної шини; присутні також світловий та звуковий оповіщувачі, а також зразковий опір; опір попереднього підсилювача під'єднаний до одного з входів диференційного підсилювача, а його другий вхід з'єднаний з зразковим резистором, а вихід під'єднаний до вихідного підсилювача, який, у свою чергу, з'єднаний з керованим резистивним дільнийником, а вихід останнього сполучений з випромінювачем; випромінювач зв'язаний з зразковим резистором, а його інший вивід підключений до загальної шини; вихід індикатора вихідної потужності під'єднаний до світлового та звукового оповіщувачів, а блок керування з'єднаний з керованим резистивним дільнийником.

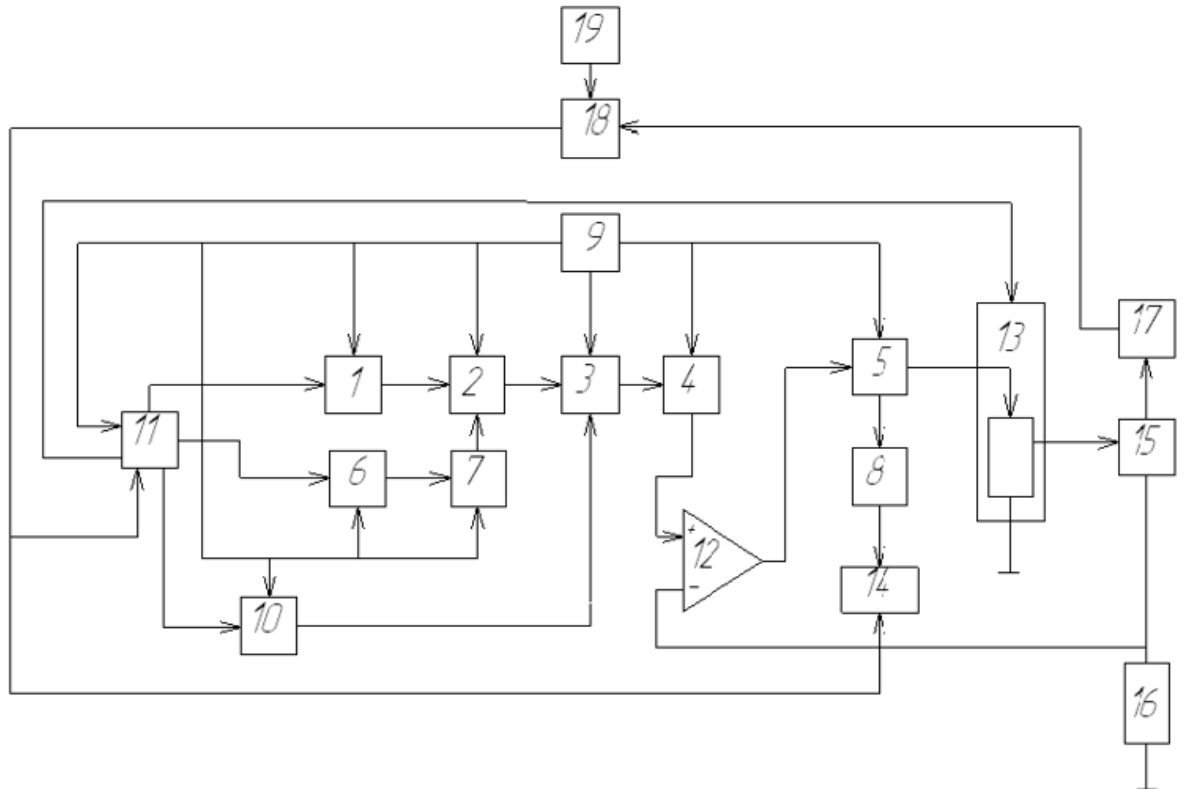


Рис.1.4.1.1 Апарат ультразвукової терапії

1.4.2 Патент UA №14239 Спосіб контролю параметру ультразвукового випромінювання [49]

Цей апарат для ультразвукової терапії складається з наступних компонентів, що з'єднані послідовно: блок живлення, генератор, модулятор, буферний каскад, попередній підсилювач, вихідний підсилювач, диференціальний підсилювач та керований резистивний дільник. Також в ньому є блок керування та імпульсний генератор, вихід якого з'єднаний з другим входом буферного каскаду, а керуючий вхід пов'язаний з блоком керування. Другий і третій виходи блока керування з'єднані з відповідними інфразвуковим генератором та генератором. У пристрої також присутній індикатор вихідної потужності, який пов'язаний з першим виходом вихідного підсилювача та випромінювачем. Вихід інфразвукового генератора підключено до входу буферно-підсилюючого каскаду, який з'єднаний з другим

входом модулятора. Керований резистивний дільник має другий вивід, який підключений до загальної шини. Також присутні світлові та звукові оповіщувачі, а також зразковий опір. Опір попереднього підсилювача з'єднаний з одним з входів диференційного підсилювача, а його другий вхід пов'язаний з зразковим резистором, а вихід підсилювача під'єднаний до вихідного підсилювача, який з'єднаний з керованим резистивним дільником. Вихід керованого резистивного дільника з'єднаний з випромінювачем, який в свою чергу пов'язаний з зразковим резистором, а інший вивід з'єднаний з загальною шиною. Вихід індикатора вихідної потужності під'єднаний до світлового та звукового оповіщувачів, а блок керування з'єднаний з керованим резистивним дільником.

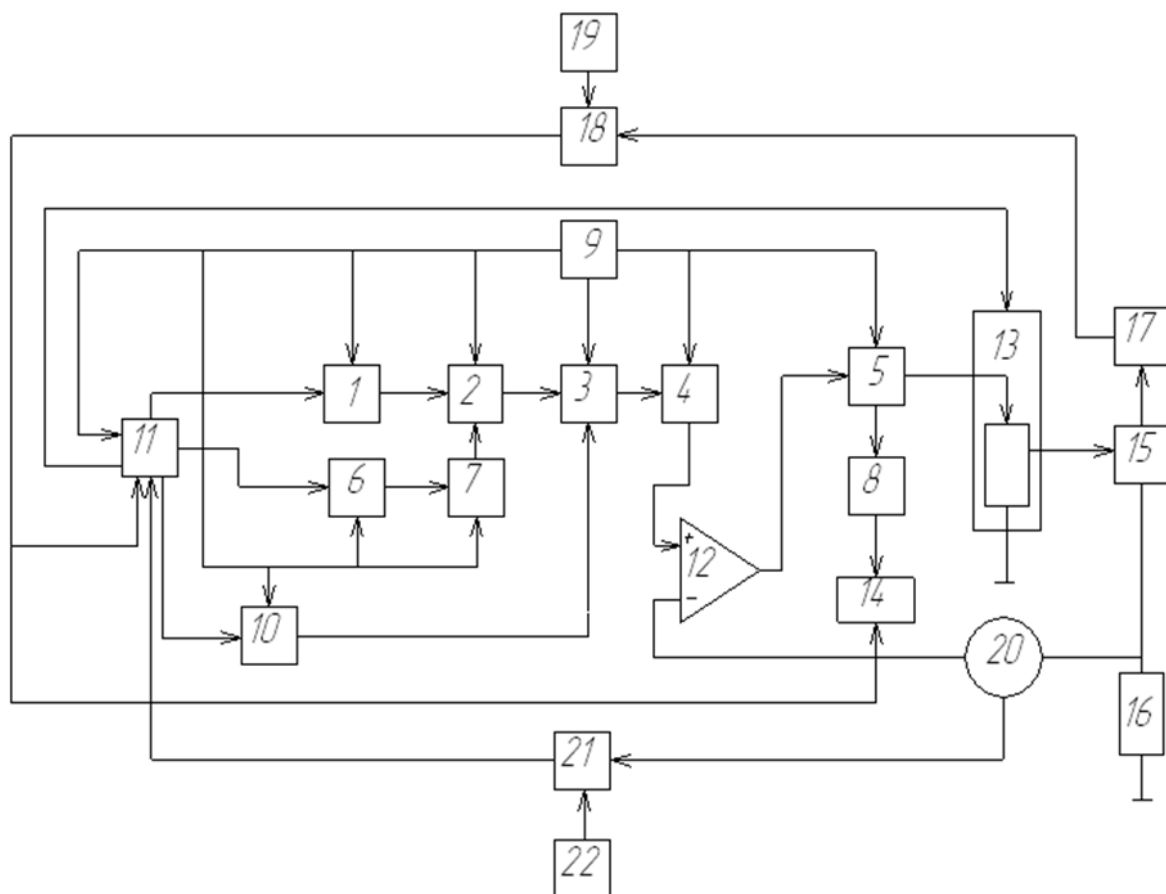


Рис. 1.4.2.1 Спосіб контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання

1.4.3 Патент №US20090171252A1 Терапевтична головка для використання з автоматизованою системою ультразвукової терапії[50]

Описано терапевтичні головки та відповідні медичні системи, які мають механізм управління положенням або орієнтацією аплікатора спрямованої енергії у щонайменше двох площинах. Терапевтична головка складається з корпусу, який містить перегородку, розділяючу нижню та верхню камери, а також отвір у перегородці. Через цей отвір проходить важіль керування. У верхній камері розташований привідний вузол, а в нижній камері розташований аплікатор спрямованої енергії, який передає енергію через вікно. Важіль керування складається з верхньої та нижньої частин. Верхня частина розташована у верхній камері, а нижня частина - у нижній камері. Привідний вузол з'єднується з верхньою частиною важеля керування таким чином, що дозволяє переміщати важіль керування у щонайменше двох площинах.

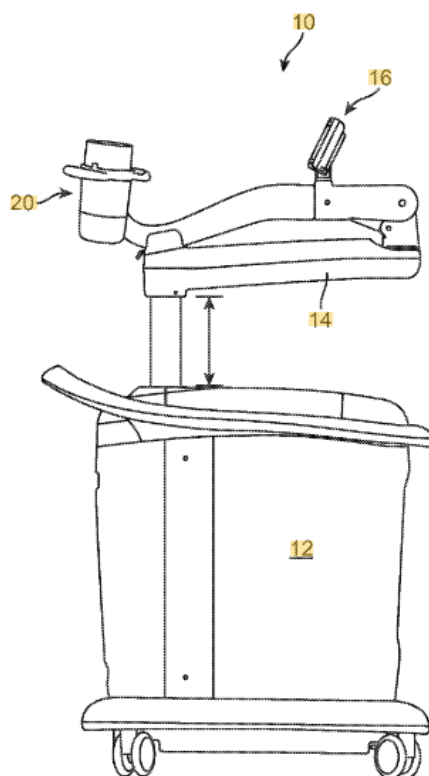


Рис. 1.4.3.1 Автоматизована система ультразвукової терапії

1.4.4 Патент № US5460595A Системи та методи мультичастотної ультразвукової терапії[51]

Система терапії ультразвуком та метод лікування тканин з використанням кількох вибираємих користувачем частот, що генеруються звуковою головкою одного аплікатора. Метод багаточастотної ультразвукової терапії включає генератор/блок керування з мікропроцесором для контролю та моніторингу генерації та виведення ультразвукової енергії. До мікропроцесора підключений точний генератор, а також використовується схема формування хвилі для створення форми хвилі для підсилення вихідним підсилювачем. Посилені високочастотні хвилі подаються на звукову головку аплікатора й активуються на відповідній частоті для створення потрібних терапевтичних ультразвукових хвиль для лікування. У звуковій головці аплікатора розміщений кристал перетворювача, який перетворює високочастотні хвилі на механічні (акустичні) коливання, що створюють теплову енергію для проникнення в тканини, що піддаються лікуванню. Кристал перетворювача та чашка аплікатора розроблені таким чином, що забезпечують принаймні три різні вихідні частоти з однієї звукової головки аплікатора, одночасно забезпечуючи три різні глибини проникнення для обробки тканин пацієнта.

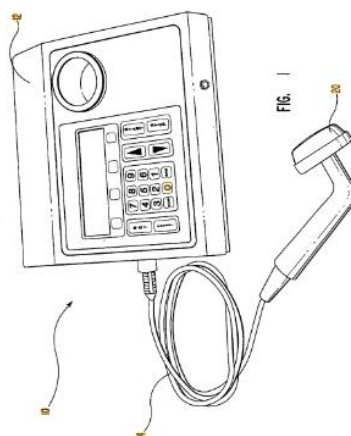


Рис. 1.4.4.1 Спосіб контролю параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання

На основі розглянутих технічних пропозицій , які на даний час домінують на світовому ринку , був зроблений висновок , що основною модернізацією ультразвукових терапевтичних приладів є автоматизація , зменшення енергоспоживання, покращення контролю впливу ультразвуку на біологічні тканини, модернізація систем аналізу основних процесів.

1.4.5 Аналіз новітніх діючих систем ультразвукової терапії

Аналіз патентного пошуку показує ,що медичне приладобудування дуже стрімко розвивається, в тому числі апарати та системи ультразвукової терапії. Даний напрямок є дуже перспективний тому і конкуренція прямопропорційна потребам.

При початку виробництва апарату з використанням новітнього приладу, потрібно проаналізувати досвід багатьох розвинутих країн, для більш вдалої реалізації свого продукту. На сьогоднішній день випускаються великий ряд апарати ультразвукової терапії, але найбільш перспективні з точки зору автоматизації:

1. Біомед Sonic-Stimu Pro UT1041 , Україна
2. EMShock 2, Китай
3. E-Stim Basic MT1023 , Україна
4. GBO Sonostat Touch, Німеччина



Рис.1.4.5.1 Система ультразвукової терапії Біомед Sonic-Stimu Pro UT1041

Робоча чистота випромінювача	1 МГц ± 10%, 3 МГц ± 10%
Частота повторення імпульсів	100 Гц ± 10%
Коефіцієнт заповнення	10% - 100%, з кроком 10%

Ефективна площа ультразвукової насадки	5.0 см ² ± 20%; 1.0 см ² ± 20%
--	--

Особливість даної системи в її ергономічності, легкості в експлуатації та відношенні достатньо непоганих характеристик з її габаритами, що дозволя даній системі конкурувати з більш громісткими аналогами які по функціоналу майже не відрізняються.



Рис.1.4.5.2 Система ультразвукової терапії EMShock 2

Робоча частота	1-3 МГц
Ефективна площа ультразвукової насадки	5.0 см ² ± 10%
Час лінійного наростання	2с

Особливість даної системи в новітності та надзвичайній точності вимірювання, також особливість даного приладу це зв'язок з ПК за допомогою блютуз модуля, що дзвичайно полегшує роботу з пацієнтами та ведені бази даних.



Рис.1.4.5.3 Система ультразвукової терапії E-Stim Basic MT1023

Несуча чистота	2.5 кГц
Частота напруги	150 Гц
Час лінійного наростання	2с

Особливістю даного приладу є його в відношенні низька ціна, невеликі розміри які не впливають на якість терапії , простота в використанні та в обслуговуванні.



Рис.1.4.5.4 Система ультразвукової терапії GBO Sonostat Touch

Напруга в електромережі і частота	100 - 200В ; 50 - 60 Гц
Ультразвукова частота	1МГц ; 3.3 МГц
Частота імпульсів	CW , 5% ,10% , 20% , 30% та 50 %

Особливістю даної системи є новітність , можливість задавати і аналізувати основні параметри з ПК за допомогою Wi-fi модуля, також важливо згадати , що це один з найпростіших приладів в використанні з дуже зручною операційною системою.

На базі проаналізованої літератури та діючих зразків ультразвукових терапевтичних апаратів в системі медичного приладобудування , можна зробити висновок , що апарати майже не відрізняються функціоналом один від одного.Основною відмінністю є зовнішній вигляд , часові інтервали роботи ,

тривалість роботи одного акустичного вузла та ціновим діапазоном . Незмінною залишаються частотні діапазони та режими роботи.

Аналізуючі дані апарати виявилось, що жоден із них немає діючих методів контролю нагрівання хвилевода – інструмента. Дана проблема дає ризик пошкодження біологічної тканини людини, під час проведення терапії. Релізація контролю нагрівання поверхні хвилевода – інструмента під час терапії є найбільш перспективним напрямком розвитку подібних груп апаратів.

Для розробки та модернізації апарату потрібно розібратися з класифікацією медичної техніки та зрозуміти до якого класу відноситься даний прилад, це дозволить краще розібратися який напрямок модернізації потрібен даному приладу.

1.5 Класифікація сучасних систем ультразвукової терапії

Всю медичну техніку яку використовують на даний час ,можна розділити на три великі групи: інструментальну, апаратурну та устаткування.

Медичний апарат – це пристрій , який дає можливість створювати енергетичну дію хірургічної, терапевтичної та бактерицидної властивості. Сучасна апаратура дає можливість автоматизувати процес взаємодії з пацієнтом.

Медичні устаткування - це допоміжні пристрої які дають можливість обслуговувати пацієнтів і забезпечити технологічність лікувального процесу.

Медичний інструмент – це допоміжний пристрій до руки лікаря або терапевта, він виступає в ролі додатка але ніяк не автоматизований.

Більшу частину медичного обладнання складають електричні пристрої або електромедичні прилади та апарати.Також є пристрої які використовують механічну дію твердого тіла, наприклад апарати для видовження кісток , для механотерапії та інші , рідинні , наприклад водолікувальні установки, газу, наприклад апарати для штучної вентиляції легенів, наркозні апарати.

На рисунку 1.5.1 показано класифікацію автоматизованих систем ультразвукової терапії, на які типи поділяється даний клас медичної техніки.

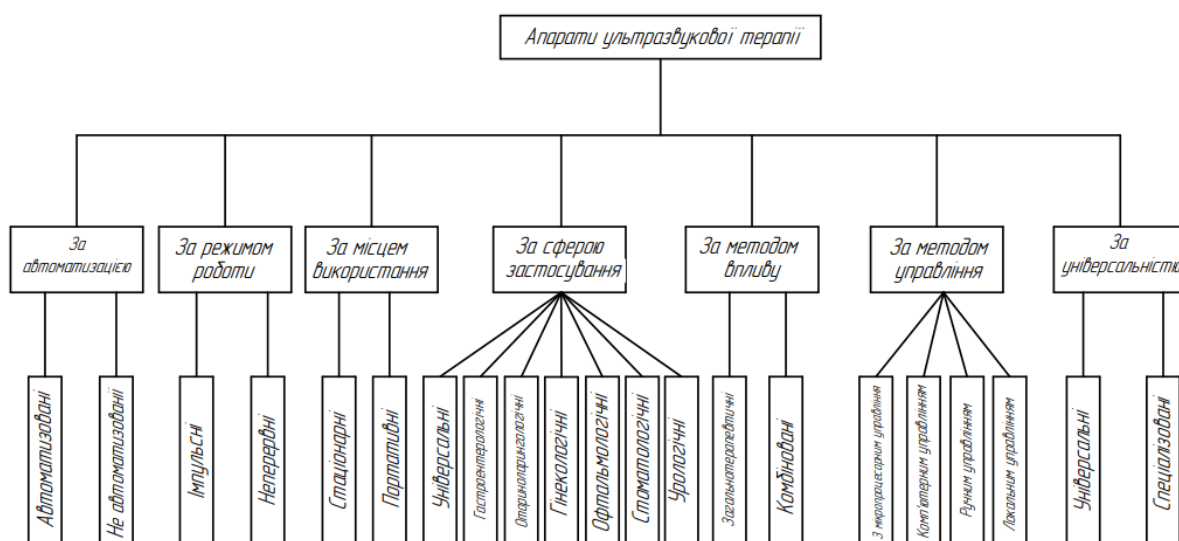


Рис. 1.5.1 Класифікація апаратів ультразвукової терапії

З даної схеми можна зробити висновок, що автоматизовані системи ультразвукової терапії поділяються на:

- За автоматизацією: Автоматизовані та Не автоматизовані.
- За режимом роботи: Імпульсні та Неперервні.
- За місцем використання: Стаціонарні та Портативні.
- За сферою застосування: Універсальні, Гастроентерологічні, Оториноларингологічні, Гінекологічні, Офтальмологічні, Стоматологічні, Урологічні.
- За методом впливу: Загальнотерапевтичні, Комбіновані.
- За методом управління: З комп'ютерним управлінням, мікропроцесорним управлінням, локальним управлінням, ручним управлінням.
- За універсальністю: Універсальні, Спеціалізовані.

Дана схема представлена на кресленні в додатку Б.

фізіотерапевтичної процедури. Цей метод включає в себе вимірювання та контроль температури нагрівання хвилевода-інструмента, який використовується для ультразвукового випромінювання. Температура вимірюється на ультразвуковому випромінювачі, що знаходиться в контакті з біологічною тканиною, і її значення порівнюється з допустимими значеннями температури нагрівання, встановленими за допомогою датчика температури. У разі збігу чи перевищення цих значень, подається сигнал на звуковий і світловий оповіщувач. Також вимірюються параметри інтенсивності ультразвукового випромінювання, які порівнюються з заданим значенням цих параметрів. Якщо значення перевищують задані параметри інтенсивності, подається сигнал на відключення процедури. Додатково, під час, перед та після завершення фізіотерапевтичної процедури вимірюються значення параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання та температури як випромінювача, так і біологічної тканини. Також вимірюються градієнти та швидкість зміни цих значень на поверхні випромінювача та в зоні дії ультразвуку на біологічну тканину під час фізіотерапевтичної процедури. Значення параметрів температури та їх градієнтів до та після процедури порівнюються, і за значеннями градієнтів температури оцінюється ефективність теплового впливу процедури.

Рішення цієї задачі щодо достовірного контролю параметрів ультразвукового випромінювання під час терапії досягається шляхом проведення додаткових вимірів значень параметрів температури та інтенсивності ультразвукового випромінювання в області контакту біологічної тканини з поверхнею випромінювача. Ці виміри проводяться до, під час та після завершення фізіотерапевтичної процедури за допомогою термометрів та приладів для вимірювання інтенсивності ультразвуку.

Отримані значення порівнюються з допустимими значеннями, які встановлюються задатчиком параметрів температури та інтенсивності ультразвуку. У разі збігу чи перевищення цих значень, генерується сигнал для

відключення процедури. Порівняння проводиться за допомогою блоку порівняння, який включається в систему контролю. По результатам порівняння значень параметрів температури та їх градієнтів до та після фізіотерапевтичної процедури, а також за допомогою градієнтів температури, оцінюється ефективність теплового впливу процедури.

Структурно-функціональна схема апарату ультразвукової терапії, яка реалізує спосіб достовірного контролю параметрів температури та інтенсивності ультразвукового випромінювання, складається з наступних елементів: Блок живлення, який послідовно з'єднаний з генератором (Г), модулятором (М), буферним каскадом (БК), попереднім підсилювачем (ПП) і вихідним підсилювачем (ВП). Блок керування та імпульсний генератор. Вихід імпульсного генератора з'єднаний з другим входом буферного каскаду, а керуючий вхід підключений до блоку керування (БКр). Другий та третій виходи блока керування з'єднані з інфразвуковим генератором (ІЗГ) та генератором відповідно. Інфразвуковий генератор, вихід якого підключено до входу буферно-підсилюючого каскаду (БПК), який з'єднаний з другим входом модулятора. Для забезпечення акустичного контакту випромінювача (В) з біологічним об'єктом, цей блок містить диференціальний підсилювач (ДП), керований резистивний дільник (КРД), світловий та звуковий оповіщувач (СЗО) і зразковий резистор (ЗР). Другий вивід керованого резистивного дільника підключений до загальної шини.

Вихід попереднього підсилювача під'єднаний до одного з входів диференційного підсилювача, а другий вхід з'єднаний з зразковим резистором. Інший вивід зразкового резистора підключений до загальної шини, а вихід диференційного підсилювача під'єднаний до вихідного підсилювача. Вихід вихідного підсилювача з'єднаний з керованим резистивним дільником, а вихід керованого резистивного дільника підключений до випромінювача, який зв'язаний з зразковим резистором. Вихід індикатора вихідної потужності під'єднаний до світлового та звукового оповіщувача. Блок керування з'єднаний

з керованим резистивним дільником і вимірником температури (ВТ), розміщеним на випромінювачі.

Вимірник температури вимірює температуру хвилевода-інструмента випромінювача. Задатчик температури (ЗТ) підключений до блоку порівняння (БП). Блок порівняння температури з'єднаний з блоком керування та світловим і звуковим оповіщувачем. Датчик параметрів ультразвуку (ДПУ) з'єднаний з вимірювачем параметрів інтенсивності ультразвуку (ВПУ) і підключений до блоку порівняння параметрів інтенсивності ультразвуку (БПУ). Блок порівняння параметрів інтенсивності ультразвуку підключений до блоку керування. Задатчик параметрів ультразвуку (ЗПУ) підключений до блоку порівняння параметрів інтенсивності ультразвуку.

В цій структурно-функціональній схемі кожен елемент має свою функціональну роль, а їх взаємодія забезпечує контроль температури та інтенсивності ультразвукового випромінювання під час проведення ультразвукової терапії.

Спосіб достовірного контролю параметрів ультразвукового випромінювання реалізується наступним чином. До початку фізіотерапевтичної процедури вимірюють значення температури $T_{\delta 0}$ біологічної тканини в зоні планового впливу ультразвуку. Заміряють і значення температури $T_{\epsilon 0}$ на випромінювальній поверхні ультразвукового випромінювача. Включають апарат ультразвукової терапії та встановлюють задане значення інтенсивності $I_{y 0}$ ультразвуку на випромінювальній поверхні ультразвукового випромінювача (УВ). Встановлюють тривалість процедури t_n . Наносимо контактний гель та встановлюємо УВ на біологічну тканину. Через інтервал $t_n/2$ вимірюємо значення температури на біологічній тканині $T_{\delta 1}$ та інтенсивності $I_{\delta 1}$ ультразвуку та на випромінювальній поверхні ультразвукового випромінювача температуру $T_{\epsilon 1}$ та інтенсивність $I_{\epsilon 1}$. А через інтервал t_n вимірюємо значення температури на біологічній тканині $T_{\delta 2}$ та інтенсивності $I_{\delta 2}$ ультразвуку та на випромінювальній поверхні

ультразвукового випромінювача (УВ) температуру $T_{\delta 2}$ та інтенсивність $I_{\delta 2}$.

Обраховуємо значення температурних градієнтів на біологічній тканині

$$\Delta T_{1\delta} = |T_{\delta 1} - T_{\delta 0}| \quad (1) \quad \text{та} \quad \Delta T_{2\delta} = |T_{\delta 2} - T_{\delta 0}| \quad (2)$$

та їх усереднене значення

$$\Delta T_{\delta \text{cp}} = (\Delta T_{1\delta} + \Delta T_{2\delta})/2, \quad (3)$$

на випромінювальній поверхні ультразвукового випромінювача

$$\Delta T_{1B} = |T_{\delta 1} - T_{\delta 0}| \quad (4) \quad \text{та} \quad \Delta T_{2B} = |T_{\delta 2} - T_{\delta 0}| \quad (5)$$

та їх усереднене значення

$$\Delta T_{B \text{cp}} = (\Delta T_{1B} + \Delta T_{2B})/2 \quad (6)$$

Обраховуємо градієнти інтенсивності ультразвуку

$$\Delta I_{1B} = |I_{\delta 1} - I_{\delta 0}| \quad (7) \quad \text{та} \quad \Delta I_{2B} = |I_{\delta 2} - I_{\delta 0}| \quad (8)$$

та їх усереднене значення

$$\Delta I_{B \text{cp}} = (\Delta I_{1B} + \Delta I_{2B})/2 \quad (9)$$

Розрахунок швидкості змін температури на біологічній тканині

$$v_{1\delta} = \Delta T_{1\delta}/(1/2) t_n \quad (10) \quad \text{та} \quad v_{2\delta} = \Delta T_{2\delta}/(1/2) t_n \quad (11) \quad \text{та їх}$$

усереднене значення

$$v_{\delta \text{cp}} = (v_{1\delta} + v_{2\delta})/2 \quad (12)$$

Швидкості змін температури на випромінювальній поверхні ультразвукового випромінювача

$$v_{1B} = \Delta T_{1B}/(1/2) t_n \quad (13) \quad \text{та} \quad v_{2B} = \Delta T_{2B}/(1/2) t_n \quad (14)$$

та усереднене їх значення

$$v_{B \text{cp}} = (v_{1B} + v_{2B})/2 \quad (15)$$

По усередненому значення рівняння (3) оцінюють ефективність теплового впливу процедури ультразвукової терапії.

Даний спосіб забезпечує надійний контроль параметрів температури та інтенсивності ультразвукового випромінювання під час фізіотерапевтичної процедури. Це дозволяє достовірно оцінити ефективність проведення такої процедури. Результати порівняння значень температури та їх градієнтів до та після процедури дозволяють точно та достовірно оцінити ефективність теплового впливу під час ультразвукової терапії.

Цей контроль заснований на використанні вимірювачів температури та параметрів інтенсивності ультразвуку для контролю цих параметрів під час процедури. Виміряні значення порівнюються з заданими параметрами інтенсивності або градієнта, що встановлюються задатчиками. Ця взаємодія відбувається в блоках порівняння температури та ультразвуку, які підключені до блоку керування та світлового і звукового оповіщувача.

1.6.1 Алгоритм роботи

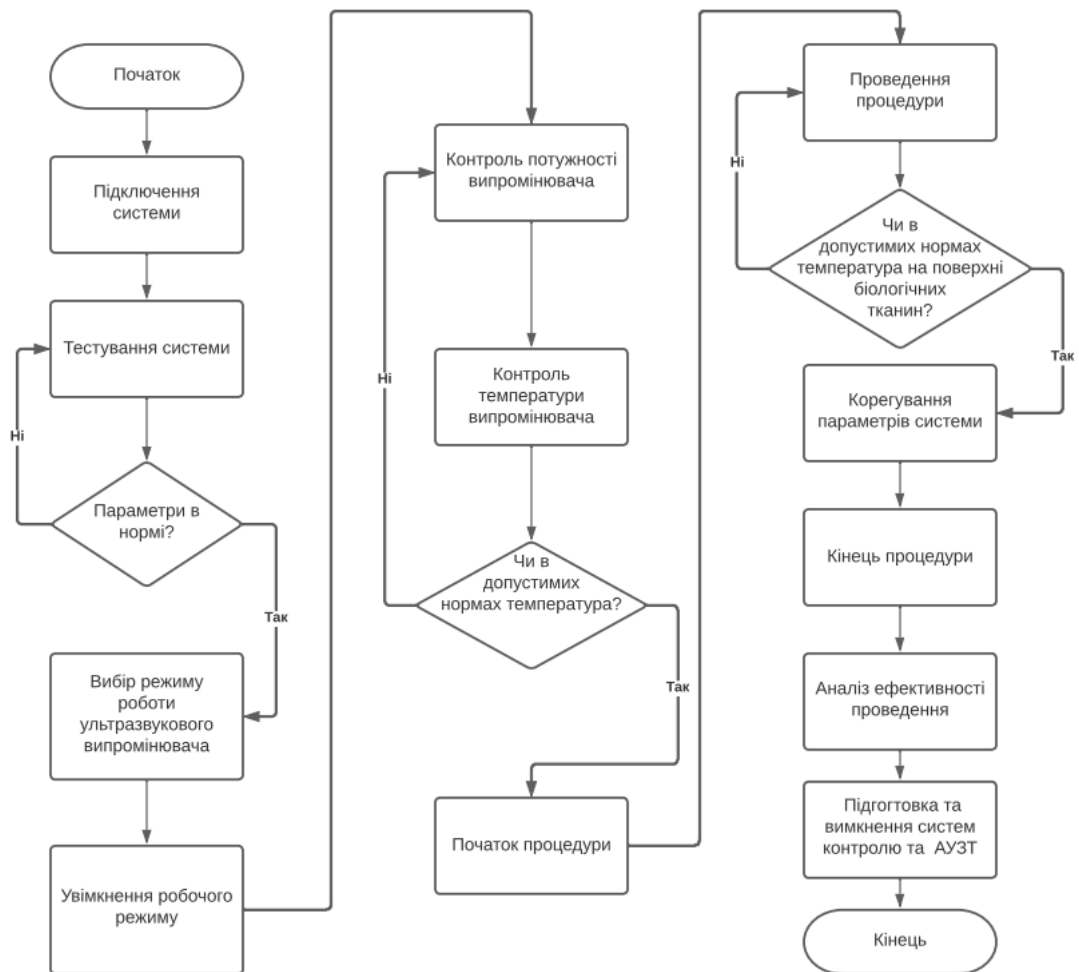


Рис.1.6.1 Алгоритм роботи

Даний алгоритм дозволяє зрозуміти як працює весь процес використання системи від початку до кінця. Дана схема допомагає зрозуміти що відбувається під час процедури та на що можна очікувати. Послідовність роботи: спочатку йде підключення системи, потім розпочинається тестування ,якщо всі параметри в нормі то продовжуємо далі ,інакше повертаємось до тестування. Як всі параметри в нормі розпочинається стадія вибору режиму ультразвукового випромінювача,після цього йде ввімкнення робочого режиму, далі йде контроль потужності випромінювача,після йде контроль температури, якщо все в нормі продовжуємо далі,якщо ні, повертаємось на стадію контролю потужності .Це була підготовка до процедури, далі йде початок і проведення,якщо під час процедури показники температури на біологічних тканинах в нормі то продовжуємо далі,якщо ні повертаємось на стадію проведення.Після цього йде корегування параметрів ,кінець процедури, аналіз ефективності проведення та підгоговка і вимкнення системи контролю та АУЗТ.

Таким чином, цей спосіб дозволяє суттєво розширити функціональні можливості, покращити безпеку та оцінити реальну ефективність теплового впливу та якість процесу ультразвукової терапії в медичних закладах. Моніторинг температури та параметрів інтенсивності ультразвукового випромінювання дозволяє достовірно оцінити ефективність теплового впливу під час фізіотерапевтичної процедури.

1.7 Розробка та розрахунок електричних схеми

Для роботи автоматизованої системи ультразвукової терапії, була використана електрична схема принципова блоку живлення.

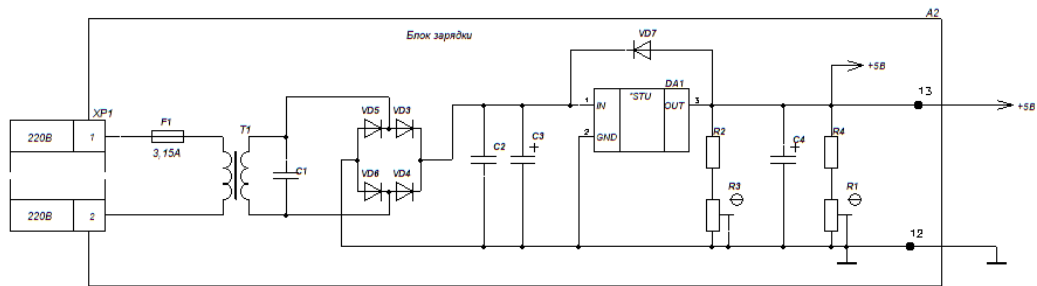


Рис. 1.7.1 блоку живлення

На рисунку 1.7.1 зображено типову схему блоку живлення (A2), яка використовує змінний струм 1А при 220В і перетворює його на постійну напругу +5В. Для випрямлення сигналу зі змінного на постійний струм з запасом до 300В використовуються діоди VD3-VD6, зокрема модель 1N4006. Мікросхема LM7906 (DA1) відповідає за перетворення вихідної напруги на +5В. Конденсатори (C1-C4) встановлені з метою зменшення шуму та пульсацій на вході.

Принцип роботи полягає в наступному: починаючи зі вхідного сигналу змінної напруги 220В, сигнал проходить через трансформатор, і з вторинної обмотки отримуємо змінний сигнал напругою (5-7)В. Діоди використовуються для відсікання однієї півхвилі сигналу, конкретно в даному випадку - позитивної півхвилі.

Через мікросхему DA1 з цим постійним сигналом отримуємо +5В. Для отримання більш точного значення напруги було встановлено змінний резистор R1, оскільки потрібне живлення +5В є необхідним для плати головного процесора, зокрема для передачі даних по SPI шині, яка потребує точного та стабільного сигналу. Для забезпечення працездатності автоматизованої системи діагностики та лікування косоокості, прилад (П1) необхідно живити напругою в діапазоні (4,5-5,2)В. Усі подальші операції головного процесора вимагають напруги (4,5-5,2)В, а так само й інші периферійні блоки, які також споживають напругу (4,5-5,2)В. Для стабільного

GND або через резистор подаємо +5В на піни. Таким чином, за допомогою кнопки S1 ми будемо інформувати наш контролер про зміну сигналу.

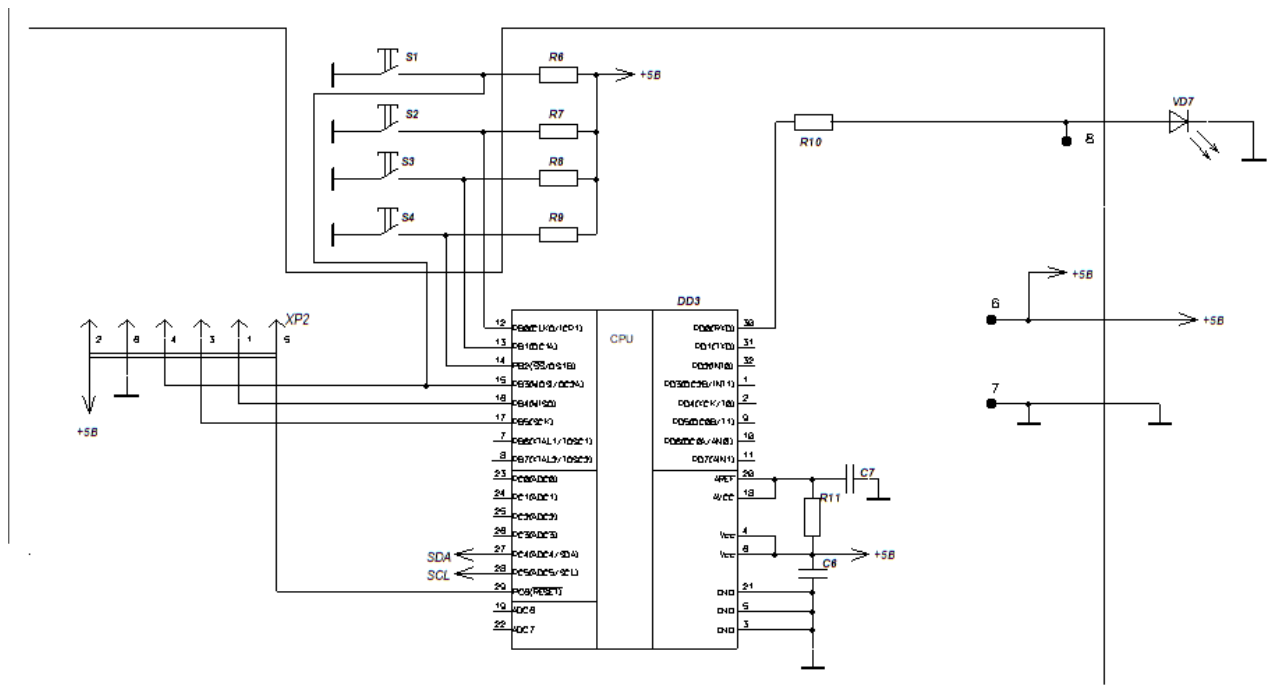


Рис. 1.7.3 схема головного процесора

$$C_{\text{мфк}} = 6400 \cdot 1 \cdot (5 \cdot 0,99) = 31680 \text{ мкф}$$

За допомогою формули (1.7.2) ми можемо визначити необхідну ємність конденсатора для згладжування однієї півхвили. Щоб розрахувати споживаний струм, ми звернемося до даташиту для отримання інформації про кожен елемент і переконаємося, що 1А буде достатньо з запасом.
I дисплея = 5мА.

I світлодіодів = 10мА.

I вай фай модуль = 70мА.

I контролера = 50мА.

Звідси за формулою (2) ми підрахуємо загальну суму споживаного струму.

$$\sum I = I_1 + I_2 \dots \quad (1.7.2)$$

$$\sum I = 5 + 10 + 50 + 70 = 135 \text{ мА.}$$

Робимо висновок, що 1А нам вистачає із запасом.

Для розрахунку резистора R10 для світлодіода VD7 на +5В, використовуємо супер яскравий зелений світлодіод L-53SGD ф. Kingbright, для комфортної роботи обмежимо струм на світлодіоді VD7 10мА, розрахуємо за формулою закону Ома (3).

$$I = \frac{U}{R} \quad (3)$$

$$I = 10 \text{ мА.}$$

$$U = 5 \text{ В.}$$

Так як у нас всі параметри відомі, підставимо формулу (3).

$$R = 5 / 10 \text{ мА.}$$

$$R = 500 \text{ Ом.}$$

Висновок такий що при 500 Ом ми обмежуємо струм в 10мА, так само резистор відводить на себе тепло і наш світлодіод не нагріватиметься тим самим довше прослужить і падіння напруга буде на резисторі.

1.8 Розрахунок параметрів акустичного тракту

Акустичний тракт – це шлях який проходить ультразвукова хвиля від ультразвукового перетворювача до біологічної тканини. На рисунку 1.8.1 показано схему акустичного тракту.

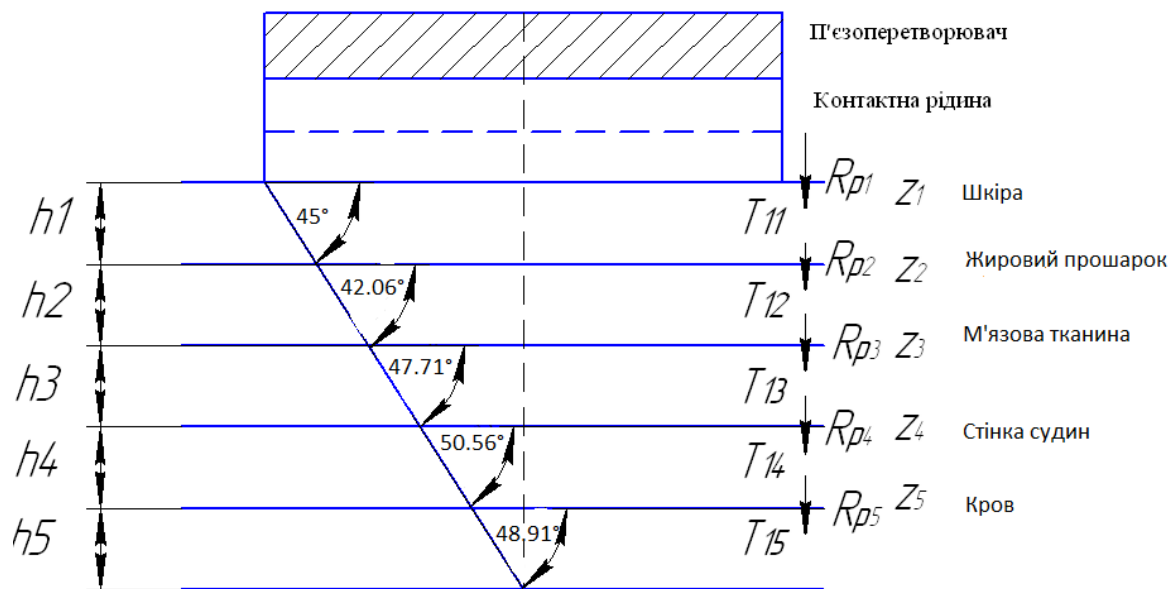


Рис.1.8.1 Схема акустичного тракту

За законом Снеліуса розрахуємо кути θ , під якими УЗХ вводяться у кожен з шарів акустичного тракту.

Табл. 1

Середовище	Значення швидкості ультразвуку, м/с
<i>Шкіра</i>	<i>1520</i>
<i>Жировий прошарок</i>	<i>1440</i>
<i>М'язова тканина</i>	<i>1590</i>
<i>Шар судини</i>	<i>1660</i>
<i>Кров</i>	<i>1620</i>

Швидкості проходження акустичної хвилі в середовищах, через які проходить УЗ: $C_0 = 4700$ (м/с) - п'єзоперетворювач з п'єзоелементом .

Еквівалентна схема акустичного тракту не враховує заломлень УЗ хвиль на межі розподілу середовищ. За законом Снеліуса розраховуємо кути θ , під якими УЗ хвилі вводяться у кожний з шарів схеми акустичного тракту. Для розрахунку використовуємо дані табл. 1

Оскільки місце контакту з БТ та поширення УЗ здійснюється приблизно під кутом 45° , кут падіння на межу розподілу поверхні перетворювача і шкіри (без товщі контактної рідини) складає $\theta_1 = 45^\circ$.

Таким чином, оскільки місце контакту з біологічною тканиною та поширення ультразвуку здійснюється приблизно під кутом 45° , кут падіння на межу розподілу поверхні перетворювача і рогової оболонки (без врахування контактної рідини) складає $\theta_1 = 45^\circ$.

В даному прикладі проводимо розрахунки для трьох меж, з можливістю прогнозування ще на четвертий, п'ятий та шостий прошарки (скловидне тіло, сітківка та склера), а саме:

1. Межа випромінювач УЗ хвиль - шкіра .

Кут падіння на шкіру : $\theta_{\text{шкіри}} = 45^\circ$.

2. Межа шкіра - жирові тканини .Кут падіння на межу : $\theta_{\text{шкіри}} = 45^\circ$.

$Q_{\text{ж.пр.}} = \arcsin [C_{\text{ж.пр.}} / C_{\text{шк.}} \cdot \sin Q_{\text{шк.}}] = \arcsin [1440 \setminus 1520 \cdot \sin 45^\circ] = 42.06^\circ$

3. Межа жировий прошарок - м'язовий прошарок .

Кут заломлення на межі : $\theta_{\text{ж.пр.}} = 42.06^\circ$

$Q_{\text{м.пр.}} = \arcsin [C_{\text{м.пр.}} / C_{\text{ж.пр.}} \cdot \sin Q_{\text{ж.пр.}}] = \arcsin [1590 \setminus 1440 \cdot \sin 42.06^\circ] = 47.71^\circ$

4. Межа мязовий прошарок - стінка судини . Кут заломлення на межі : $\theta_{\text{з.пр.}} \approx 47.71^\circ$.

$Q_{\text{м.пр.}} = \arcsin [C_{\text{ш.с.}} / C_{\text{м.пр.}} \cdot \sin Q_{\text{м.пр.}}] = \arcsin [1660 \setminus 1590 \cdot \sin 47.71^\circ] = 50.56^\circ$

5. Межа стінка судини - кров .Кут заломлення на межі : $\theta_{\text{в.суд.}} = 50.56^\circ$.

$$Q_{з.с.с.} = \arcsin [C_{кр.} / C_{ш.с.} \cdot \sin Q_{ш.с.}] = \arcsin [1620 / 1660 \cdot \sin 50.56^\circ] = 48.91^\circ$$

Так, ми отримали наступні значення кутів падіння на межі розподілу середовищ:

Табл.2

Межа	Кут заломлення ультразвуку
Терапевтична голівка - шкіра	45 °
Шкіра - жировий прошарок	42.06°
Жирові тканини - м'язи	47.71°
М'язовий прошарок - стінка судини	50.56°
Стінка судини - кров	48.91°

Розрахунок імпедансу ультразвукового перетворювача та складових біологічної тканини

Для розрахунків використані наступні довідникові дані:

- швидкість розповсюдження ультразвуку у п'єзоелементі:

Акустичні імпеданси шарів обчислюються за формулою:

$$z_n = C_n \cdot \rho_n \quad (\text{кг}/(\text{м}^2\text{с}))$$

Проведемо розрахунок різних видів акустичного імпедансу для межі середовищ:

- швидкість розповсюдження ультразвуку у п'єзоелементі:

$$C_{пз} = C_{ТБК-3} = 4700 \text{ м/с}$$

$$Z_{\text{вода}} = 1.5 \cdot 10^3 \cdot 10^3 = 1.5 \cdot 10^6 \text{ кг}/\text{м}^2\text{с};$$

$$Z_{\text{шкіра}} = \rho c = 1.44 \cdot 10^3 \cdot 1.520 \cdot 10^3 = 2.188 \cdot 10^6 \text{ кг}/\text{м}^2\text{с};$$

$$Z_{\text{жировий прошарок}} = \rho c = 0.809 \cdot 10^3 \cdot 1.44 \cdot 10^3 = 1.165 \cdot 10^6 \text{ кг}/\text{м}^2\text{с};$$

$$Z_{\text{м'язова тканина}} = \rho c = 0.967 \cdot 10^3 \cdot 1.59 \cdot 10^3 = 1.5375 \cdot 10^6 \text{ кг}/\text{м}^2\text{с};$$

$$Z_{\text{шар судини}} = \rho c = 1.071 \cdot 10^3 \cdot 1.66 \cdot 10^3 = 1.7778 \cdot 10^6 \text{ кг}/\text{м}^2\text{с};$$

$$Z_{\text{кров}} = \rho c = 1.185 \cdot 10^3 \cdot 1.62 \cdot 10^3 = 1,9197 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с};$$

Табл.3

Біологічна тканина	Імпеданс перетворювача	УЗ
Шкіра	$2.1 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с}$	
Жировий прошарок	$1,1 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с}$	
М'язова тканина	$1,5 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с}$	
Шар судини	$1,7 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с}$	
Кров	$1,9 \cdot 10^6 \text{ кг/м}^2\text{с}$	

Розрахунок коефіцієнту проходження по інтенсивності

$$T_{\text{ЦКВ-35-протектор}} = \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2}{(z_1 + z_2)^2} = \frac{4 \cdot 25.38 \cdot 6.25}{(25.38 + 6.25)^2} = 0.634;$$

$$T_{\text{протектор-шкіра}} = \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2}{(z_2 + z_1)^2} = \frac{4 \cdot 6.25 \cdot 2.1}{(6.25 + 2.1)^2} = 0.7529;$$

$$\begin{aligned} T_{\text{шкіра.-жир.прошарок}} &= \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2 \cdot \cos \cos \theta_1 \cdot \cos \cos \theta_2}{(z_2 \cdot \cos \cos \theta_1 + z_1 \cdot \cos \cos \theta_2)^2} \\ &= \frac{4 \cdot 2.1 \cdot 1.1 \cdot \cos \cos 45^\circ \cdot \cos 42.06^\circ}{(1.1 \cdot \cos \cos 45^\circ + 2.1 \cdot \cos 42.06^\circ)^2} = 0.908; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T_{\text{жир.прошарок-мяз.ткан.}} &= \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2 \cdot \cos \cos \theta_1 \cdot \cos \cos \theta_2}{(z_2 \cdot \cos \cos \theta_1 + z_1 \cdot \cos \cos \theta_2)^2} \\ &= \frac{4 \cdot 1.1 \cdot 1.5 \cdot \cos \cos 42.06^\circ \cdot \cos \cos 47.71^\circ}{(1.5 \cdot \cos \cos 42.06^\circ + 1.1 \cdot \cos \cos 47.71^\circ)^2} = 0.984; \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T_{\text{мяз.ткан-стінка судини}} &= \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2 \cdot \cos \cos \theta_1 \cdot \cos \cos \theta_2}{(z_2 \cdot \cos \cos \theta_1 + z_1 \cdot \cos \cos \theta_2)^2} = \\ &= \frac{4 \cdot 1.5 \cdot 1.7 \cdot \cos \cos 47.71^\circ \cdot \cos \cos 50.56^\circ}{(1.7 \cdot \cos \cos 47.71^\circ + 1.5 \cdot \cos \cos 50.56^\circ)^2} = 0.997; \end{aligned}$$

$$T_{\text{ш.с-кр.}} = \frac{4 \cdot z_1 \cdot z_2 \cdot \cos \cos \theta_1 \cdot \cos \cos \theta_2}{(z_2 \cdot \cos \cos \theta_1 + z_1 \cdot \cos \cos \theta_2)^2}$$

$$= \frac{4 \cdot 1.7 \cdot 1.9 \cdot \cos \cos 50.56^\circ \cdot \cos \cos 48.91^\circ}{(1.9 \cdot \cos \cos 50.56^\circ + 1.7 \cdot \cos \cos 48.91^\circ)^2} = 0.995$$

Табл.4

Межа	Коефіцієнт проходження $T_{n(n+1)}$
Первинний перетворювач – шкіра	0.752
Шкіра – жировий прошарок	0.908
Жировий прошарок – Мязова тканина	0.984
Мязова тканина – стінка судини	0.997
Стінка судини – кров	0.995

Розрахунок геометричних розмірів п'єзоелемента

Для розрахунків використані наступні довідникові дані:

- швидкість розповсюдження ультразвуку у п'єзоелементі:

Акустичні імпеданси шарів обчислюються за формулою:

$$z_n = C_n \cdot \rho_n \quad (\text{кг}/(\text{м}^2\text{с}))$$

- швидкість розповсюдження ультразвуку у п'єзоелементі:

$$C_{\text{пз}} = C_{\text{ТБК-3}} = 4700 \text{ м/с}$$

товщини шарів, що проходять УЗ коливання:

$$h_{\text{Гкіра.}} = 0,16 \cdot 10^{-2} \text{ м};$$

$$h_{\text{жировий прошарок}} = 0,28 \cdot 10^{-2} \text{ м};$$

$$h_{\text{мязова тканина}} = 0,36 \cdot 10^{-2} \text{ м};$$

$$h_{\text{стінка судини}} = 1,54 \cdot 10^{-2} \text{ м};$$

$$h_{\text{кров}}=0,14 \cdot 10^{-2} \text{ м};$$

Табл.5

Біологічна тканина	Товщини шарів
<i>Шкіра</i>	$0,16 \cdot 10^{-2} \text{ м}$
<i>Жировий прошарок</i>	$0,28 \cdot 10^{-2} \text{ м}$
<i>М'язова тканина</i>	$0,36 \cdot 10^{-2} \text{ м}$
<i>Стінка судини</i>	$1,54 \cdot 10^{-2} \text{ м}$
<i>Кров</i>	$0,14 \cdot 10^{-2} \text{ м}$

Визначимо товщину для дискового п'єзоелемента.

Для досягнення резонансу на частоті f , f - робоча частота перетворювача, товщина п'єзоелемента має бути:

$$h = \frac{\lambda_{\text{ПЕ}}}{2} = \frac{C_{\text{ПЕ}}}{2f}; \quad (1.1)$$

Робоча частота перетворювача у даному випадку дорівнює 4 МГц. Тому товщина п'єзо пластини, що використовується для контролю, має бути:

$$h = \frac{\lambda_{\text{ПЕ}}}{2} = \frac{C_{\text{ПЕ}}}{2f} = \frac{3600}{2 \cdot 4 \cdot 10^6} = 0,45 \cdot 10^{-3} \text{ (м)}.$$

Розрахуємо діаметр d п'єзоелемента, виходячи із значення $r_{\text{бл}}$ радіусу ближньої зони, у якій проводиться контроль

$$d = \sqrt{r_{\text{бл}} \lambda_{\text{сер}}}, \quad (1.2)$$

де $\lambda_{\text{сер}}$ - середнє значення довжин хвилі у шкірі ($\lambda_{\text{шкіра}}$), жировий прошарок ($\lambda_{\text{жир.пр.}}$), м'язова тканина ($\lambda_{\text{м'яз.ткан.}}$), стінка судин ($\lambda_{\text{стін.суд.}}$), кров ($\lambda_{\text{кров}}$),

$$\lambda_{\text{сер}} = \frac{\lambda_{\text{шкіра}} + \lambda_{\text{жир.пр.}} + \lambda_{\text{м'яз.ткан.}} + \lambda_{\text{стін.суд.}} + \lambda_{\text{кров}}}{5}, \quad (1.3)$$

Щоб обчислити $\lambda_{\text{сер}}$, визначимо значення вказаних довжин хвиль за таким співвідношенням:

$$\lambda_i = \frac{c_i}{f} \quad (1.4)$$

де c_i - швидкість ультразвуку в i -тому середовищі;

f - робоча частота,

$$\lambda_{\text{шкіра}} = \frac{1520}{4 \cdot 10^6} = 380 \cdot 10^{-6}(\text{м});$$

$$\lambda_{\text{жир.прошарок}} = \frac{1440}{4 \cdot 10^6} = 360 \cdot 10^{-6}(\text{м})$$

$$\lambda_{\text{мяз.тканина}} = \frac{1590}{4 \cdot 10^6} = 397.5 \cdot 10^{-6}(\text{м});$$

$$\lambda_{\text{стінка.судини}} = \frac{1660}{4 \cdot 10^6} = 415 \cdot 10^{-6}(\text{м});$$

$$\lambda_{\text{кров}} = \frac{1620}{4 \cdot 10^6} = 405 \cdot 10^{-6}(\text{м});$$

$$\text{Тоді: } \lambda_{\text{сер}} = \frac{(380+360+395.7+415+405)10^{-6}}{5} = 391,14 \cdot 10^{-6} (\text{м}).$$

Табл.6

Біологічна тканина	Довжина хвилі
<i>Шкіра</i>	$380 \cdot 10^{-6} \text{ м}$
<i>Жировий прошарок</i>	$360 \cdot 10^{-6} \text{ м}$
<i>М'язова тканина</i>	$397.5 \cdot 10^{-6} \text{ м}$
<i>Стінка судини</i>	$415 \cdot 10^{-6} \text{ м}$
<i>Кров</i>	$405 \cdot 10^{-6} \text{ м}$

Радіус ближньої зони має бути таким, щоб зона вимірювань не виходила за його межі.

Обчислимо максимальну глибину проведення контролю:

$$h_{\text{max}} = h_{\text{шкіра}} + h_{\text{жир.прошарок}} + h_{\text{мяз.ткан.}} + h_{\text{стінка.судини}} + h_{\text{кров}} =$$

$$(0,16+0,28+0,36+1,54+0,14) \cdot 10^{-2} = 2,48 \cdot 10^{-2} (\text{м})$$

Обираючи $r_{\text{бл}} - 3 \text{ см} (3 \cdot 10^{-2} \text{ м})$, ми забезпечуємо проведення контрольних вимірювань у ближній зоні, тобто таке значення радіуса ближньої зони є достатнім.

Таким чином, знаючи $r_{\text{бл}}$ і $\lambda_{\text{сер}}$ ми можемо визначити діаметр пластини перетворювача:

$$d = \sqrt{3 \cdot 10^{-2} \cdot 391,14 \cdot 10^{-6}} = 3,376 \cdot 10^{-3} \text{ (м)}. \quad (1.5)$$

Розрахуємо площу п'єзоелемента S_0 :

$$S_0 = \frac{\pi d^2}{4} = \frac{\pi (3,376 \cdot 10^{-3})^2}{4} = 8,951 \cdot 10^{-6} \text{ (м}^2\text{)} \quad (1.6)$$

Розрахунок коефіцієнту послаблення акустичного тракту

Формула розрахунку коефіцієнту послаблення акустичного тракту має вигляд

$$K_{aT_1} = \frac{S_{\text{сер}} \cdot S_{\text{перетв}} \cdot T_{11} \cdot T_{12} \cdot T_{13} \cdot T_{14} \cdot T_{15} \cdot T_{16} \cdot R_p}{\lambda_{\text{сер}} \cdot (h_1 + h_2 + h_3 + h_4 + h_5 + h_6)} e^w \quad (1.7)$$

$$e^w = e^{-2(\alpha_{p1} \cdot h_1 + \alpha_{p2} \cdot h_2 + \alpha_{p3} \cdot h_3 + \alpha_{p4} \cdot h_4 + \alpha_{p5} \cdot h_5)},$$

- h_i -товщина шарів;
- α_i -коефіцієнт згасання;

$$z = \rho_i \cdot c_i$$

R_{pi} - коефіцієнти відбиття,

$$R_{\text{Рос.суд-кров}} = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} = \frac{1,51 - 1,64}{1,51 + 1,64} = -0,04,$$

$R_{\text{Рос.суд-кров}}$ - коефіцієнт відбиття по тиску.

Розрахунок товщини шарів

$$\Gamma_1 = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} = \frac{1.1 - 2.1}{1.1 + 2.1} = -0.3125$$

$$\Gamma_2 = \frac{z_3 - z_2}{z_3 + z_2} = \frac{1.5 - 1.1}{1.5 + 1.1} = 0.1538$$

$$\Gamma_3 = \frac{z_4 - z_3}{z_4 + z_3} = \frac{1.7 - 1.5}{1.7 + 1.5} = 0.0625$$

$$\Gamma_4 = \frac{z_5 - z_4}{z_5 + z_4} = \frac{1.9 - 1.7}{1.9 + 1.7} = 0.0555$$

Формула для знаходження товщини шару

$h_i = h'_i / \cos \alpha_i$, де

h'_i - товщина i -ого шару;

α_i - кут, під яким падає ультразвук в i -тому шарі;

$h_1 = 2.08$ мм – шкіра.;

$h_2 = 3.43$ мм — жировий прошарок.;

$h_3 = 20.7$ мм—мязова тканина;

$h_4 = 4.69$ мм – стінка судини:

$h_5 = 1.89$ мм - кров

$h_{\text{сум}} = h_1 + h_2 + h_3 + h_4 + h_5 + h_6$

Біологічна тканина	Товщина шару
<i>Шкіра</i>	2.08 мм
<i>Жировий прошарок</i>	3.43 мм
<i>М'язова тканина</i>	20.7 мм
<i>Стінка судини</i>	4.69 мм
<i>Кров</i>	1.89 мм

$$h_{\text{сум}} = 2.08 + 3.43 + 4.69 + 20.7 + 1.89 = 32,79 \text{ (мм)};$$

Переведемо значення коефіцієнтів згасання по тиску з Дб/см в нП/м:

$$\alpha_{p1} = 400 \cdot 10^{-3} \text{ (нП/м)};$$

$$\alpha_{p2} = 69 \cdot 10^{-3} \text{ (нП/м)};$$

$$\alpha_{p3} = 322,6 \cdot 10^{-3} \text{ (нП/м)};$$

$$\alpha_{p4} = 90 \cdot 10^{-3} (\text{нП/м});$$

$$\alpha_{p5} = 8,3 \cdot 10^{-3} (\text{нП/м});$$

Визначимо коефіцієнт проходження по інтенсивності:

$$T = 0.752 \cdot 0.991 \cdot 0.993 \cdot 0.99 \cdot 0.957 \cdot 0.787 = 0.5517$$

$$e^w = e^{-2 \cdot 0.001(400 \cdot 2.08 + 69 \cdot 3.43 + 90 \cdot 4.69 + 322.6 \cdot 20.7 + 8.3 \cdot 1.89)} = 0.5151$$

$$K_{a.T} = \frac{0.01 \cdot 9.424 \cdot 0.5517 \cdot 0.09}{987,376 \cdot 10^{-6} \cdot 34.14} \cdot 0.2842 = 0.0394$$

$$K_{a.T} = 0.01 \cdot 9.424 \cdot 0.5517 \cdot 0.09 \cdot \frac{e^{-1.25821}}{987,376 \cdot 10^{-6} \cdot h_i}$$

$$K_{a.T1} = 0.01 \cdot 9.424 \cdot 0.5517 \cdot 0.09 \cdot \frac{e^{-1.25821}}{987,376 \cdot 10^{-6} \cdot 0.16} = 8,4167$$

$$K_{a.T2} = 0.01 \cdot 9.424 \cdot 0.5517 \cdot 0.09 \cdot \frac{e^{-1.25821}}{987,376 \cdot 10^{-6} \cdot 0,28} = 4.8095$$

$$K_{a.T3} = 0.01 \cdot 9.424 \cdot 0.5517 \cdot 0.09 \cdot \frac{e^{-1.25821}}{987,376 \cdot 10^{-6} \cdot 0.36} = 3.7407$$

$$K_{a.T4} = 0.01 \cdot 9.424 \cdot 0.5517 \cdot 0.09 \cdot \frac{e^{-1.25821}}{987,376 \cdot 10^{-6} \cdot 1,54} = 0.8744$$

$$K_{a.T5} = 0.01 \cdot 9.424 \cdot 0.5517 \cdot 0.09 \cdot \frac{e^{-1.25821}}{987,376 \cdot 10^{-6} \cdot 0.14} = 9.6192$$

Розрахунок напруги випромінювача

Значення напруги датчика:

$$U_n = K_{ппв} \cdot U_B \cdot K_{a.T}$$

U_n – приймальна напруга, U_B – напруга випромінювача, $K_{a.T}$ – коефіцієнт акустичного тракту

$$K_{ппв}(\text{НВС} - 1) = 0.3 - 0.4$$

$$U_n = 6 \text{ В}$$

$$U_B = \frac{U_n}{K_{a.T.} \cdot K_{ППВ}} = \frac{6}{0.075 \cdot 0.4} \approx 20 \text{ В}$$

З урахуванням сигналу затухання оберемо $U_B = 20 \text{ В}$.

Висновок до конструкторського розділу

Встановлено, що на даний момент основні напрямки розвитку медичної техніки, а саме автоматизованих систем ультразвукової терапії та ультразвукових апаратів **являється автоматизація процесів впливу на біологічну тканину та контроль стану біологічної тканини** та проаналізовані перспективні напрямки модернізації. Були розглянуті основні флагмани ультразвукових систем , середнього цінового діапазону та приведені

порівняння даних апаратів в відношенні один до одного. На базі прототипу була запропонована модернізована модель автоматизованої системи ультразвукової терапії, яка повністю задовольняє технічні характеристики. Була розглянута класифікація автоматизованих систем ультразвукової терапії.

Для покращення ефективності, були розраховані параметри акустичного тракту та розрахунок основних параметрів електричної схеми. Був запропонована нова структура автоматизованої системи ультразвукової терапії з використанням контролю нагрівання ультразвукового випромінювача для уникнення пошкодження біологічної тканини під час терапії.

Завдяки запропонованій модернізації була забезпечена можливість автоматизованого контролю інтенсивності ультразвукового випромінювання під час процедури.

Автоматичний контроль нагрівання ультразвукового випромінювача під час терапії дозволив уникнути будь яких травм пацієнта під час процедури, що показує доцільність впровадження в виробництво даної моделі. В наступному розділі буде розглянуті технологічний процес складання даної конструкції та перевірка даної моделі на технологічність.

Було запропонована нова структура автоматизованій системі ультразвукової терапії з контролю параметрів ультразвукового випромінювання під час процедури фізіотерапії, на технічне рішення була подана заявка на **патент України №u2023 00612** по якій прийнято рішення про видачу патенту 02.06.2023 р.)

Технологічний розділ

Вступ

Основною задачею даного розділу є вирішення проблем технологічності виробництва даного приладу. Об'єктом для виконання даної частини виступає автоматизована система ультразвукової терапії.

Для отримання коректних даних потрібно розглянути конструкцію автоматизованої системи ультразвукової терапії, поділ на складальні одиниці, особливості та спосіб з'єднання деталей та вимоги до складання. Проаналізувати розрахунки та визначитися з технологічністю даної конструкції, спроектувати ССС та ТСС.

Проектування технологічного процесу приладу описані у пояснювальній записці та результат проектування показаний в додатках.

В таблицях 2.1.1 – 2.1.2 наведено показники технологічності приладу.

Табл. 2.1.1 Операції складання автоматизованої системи ультразвукової терапії

№	Операція	Уніфікація
1	Встановлення	не уніфікована
2	Контроль	не уніфікована
3	Пайка	не уніфікована
4	Загвинчування	уніфікована
5	Клейка	уніфікована
6	Випробування	уніфікована

Табл. 2.1.2 Перелік деталей автоматизованої системи ультразвукової терапії

№	Деталь	Кількість	Уніфікація
1	Корпус	1	не уніфікована
2	Кришка	1	не уніфікована
3	Плата управління A P410 RCM	1	уніфікована
4	Адаптер WI-FI модуль	1	уніфікована
5	Пластина	1	не уніфікована
6	Кнопка DIN 75490	7	уніфікована
7	Кнопка ISO 773	1	уніфікована
8	Дисплей	1	уніфікована
9	Кулер FANCASE	1	уніфікована
10	Вимикач живлення	1	уніфікована
11	Плата вводу	1	уніфікована
12	Індикатор підключення WI-FI	1	уніфікована
13	Конектор для US головки	1	уніфікована
14	Індикатор підключення адаптера	1	уніфікована

15	Підставка	1	не уніфікована
16	Кнопка ДСТУ 967592	5	уніфікована
17	Кнопка ДСТУ 2.755-87	1	уніфікована
18	Індикатор	1	уніфікована
19	Кришка верхня	1	не уніфікована
20	Кришка нижня	1	не уніфікована
21	Провід ДСТУ 87655-89	1	уніфікована
22	Роз'єм ДСТУ ІЕС 60601-2-37:2017	1	уніфікована
23	Роз'єм ДСТУ ІЕС 60691-2-37:2017	1	уніфікована
24	Шлейф	1	уніфікована
25	Друкована плата	1	уніфікована
26	Друкована плата	1	уніфікована
27	П'єзопластина	1	уніфікована
28	Акустична лінза	1	уніфікована
29	П'єзоелектричний модуль датчика	1	уніфікована
30	Гвинт М4х6	5	уніфікована
31	Гвинт М4х6	4	уніфікована
32	Гвинт М4х8	4	уніфікована
33	Провід ASTM E127-15	7	уніфікована
34	Гвинт М2х16	2	уніфікована

Критерій складністю приладу – формула 2.1.[52]

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

Де N_{Σ} – кількість основних складальних одиниць

n_{Σ} – число всіх деталей;

$K_{\text{скл}} < 0,1$ – незадовільна технологічність;

$K_{\text{скл}} = 0,1 \dots 0,2$ – задовільна технологічність;

$K_{\text{скл}} > 0,2$ - хороша технологічність;

$$K_{\text{скл}} = \frac{6}{34} = 0,18 \text{ – технологічність задовільна}$$

Критерій уніфікації приладу - формула 2.2.[52]

$$K_{\text{ун}} = \frac{N_{\text{ун}} + n_{\text{ун}}}{N_{\Sigma} + n_{\Sigma}} \quad (2.2)$$

де $N_{\text{ун}}$ – кількість уніфікованих складальних одиниць;

$n_{\text{ун}}$ – кількість уніфікованих деталей;

N_{Σ} – кількість всіх складальних одиниць;

n_{Σ} - кількість всіх деталей;

$K_{\text{ун}} < 0,25$ – незадовільна технологічність;

$K_{\text{ун}} = 0,25 \dots 0,5$ – задовільна технологічність;

$K_{\text{ун}} > 0,5$ – хороша технологічність;

$$K_{\text{ун}} = \frac{4+28}{6+34} = 0,8 \text{ – хороша технологічність;}$$

Показник уніфікації вузлів – формула 2.3.[52]

$$K_{\text{ун.N}} = \frac{N_{\text{ун}}}{N_{\Sigma}} \quad (2.3)$$

де $N_{\text{ун}}$ – кількість уніфікованих складальних одиниць;

N_{Σ} – кількість всіх складальних одиниць;

$K_{\text{ун.N}} < 0,2$ – незадовільна технологічність;

$K_{\text{ун.N}} = 0,2 \dots 0,4$ – задовільна технологічність;

$K_{yH.N} > 0,4$ – хороша технологічність;

$$K_{yH.N} = \frac{4}{6} = 0,6(6)\text{- хороша технологічність;}$$

Показник уніфікації деталей – формула 2.4.[52]

$$K_{yH.n} = \frac{n_{yH}}{n_{\Sigma}} \quad (2.4)$$

n_{yH} – кількість уніфікованих деталей;

n_{Σ} - кількість всіх деталей;

$K_{yH.n} < 0,3$ – незадовільна технологічність;

$K_{yH.n} = 0,3 \dots 0,6$ –задовільна технологічність;

$K_{yH.n} > 0,6$ – хороша технологічність;

$$K_{yH.n} = \frac{28}{34} = 0,82 \text{ – хороша технологічність}$$

Показник уніфікації технологічного процесу – формула 2.5.[52]

$$K_{yH.m.n} = \frac{Q_{yH.on}}{Q_{\Sigma.on}} \quad (2.5)$$

$Q_{yH.on}$ – кількість уніфікованих деталей;

$Q_{\Sigma.on}$ - кількість всіх деталей;

$K_{yH.m.n} < 0,5$ – незадовільна технологічність;

$K_{yH.m.n} = 0,5 \dots 0,75$ –задовільна технологічність;

$K_{yH.m.n} > 0,75$ – хороша технологічність;

$$K_{yH.m.n} = \frac{3}{6} = 0,5 \text{ - задовільна технологічність;}$$

Загальний критерій уніфікації – формула 2.6.[52]

$$K_{\Sigma, ун} = \frac{K_{скл.} + K_{ун} + K_{ун.N} + K_{ун.n} + K_{ун.m.n}}{5} \quad (2.6)$$

$K_{\Sigma, ун} < 0,25$ – незадовільна технологічність;

$K_{\Sigma, ун} = 0,25 \dots 0,5$ - задовільна технологічність;

$K_{\Sigma, ун} > 0,5$ – хороша технологічність;

$$K_{\Sigma, ун} = \frac{0,18 + 0,8 + 0,66 + 0,82 + 0,5}{5} = 0,59 \text{ – хороша технологічність}$$

Проаналізувавши дані розрахунків на технологічність, можна зробити висновок, що автоматизована система ультразвукової терапії має хорошу технологічність.

2.2 Розробка та опис технологічної схеми складання

На рис.2.2.1 показана розробка технологічної схеми складання.

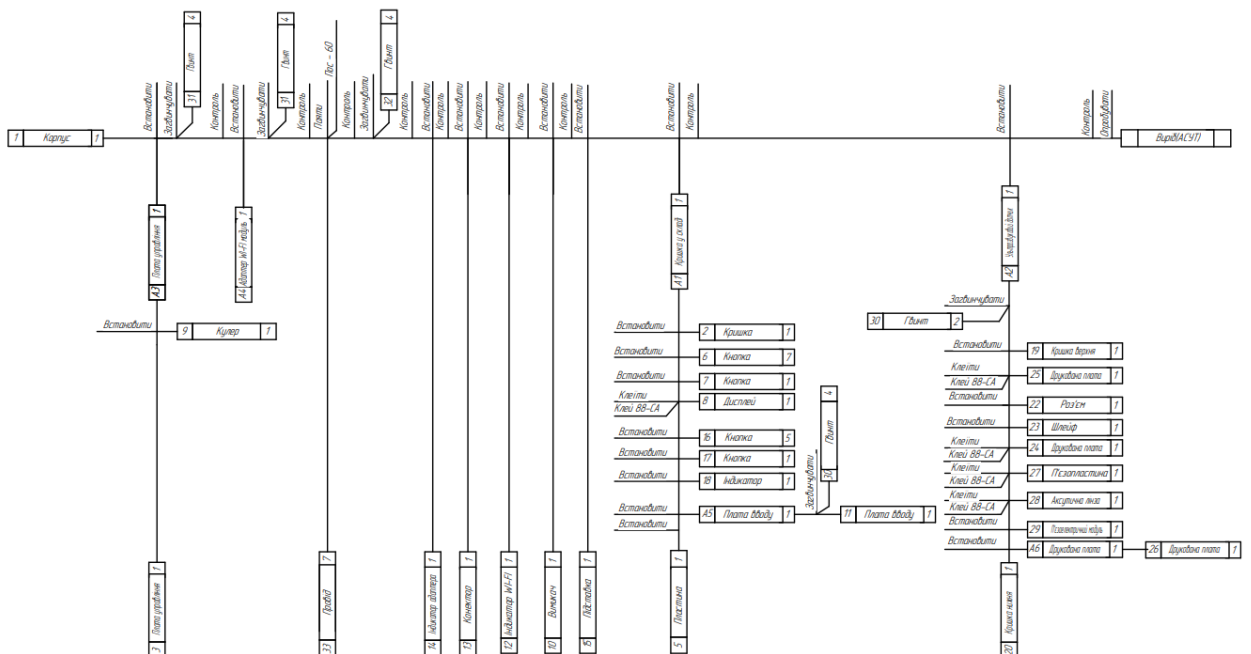


Рис.2.2.1 Технологічна схема складання

Даний апарат складається з двох основних частин – це корпусна (управляюча) частина та ультразвуковий випромінювач-датчик. Спочатку до корпусної частини прикручується плата управління А3 на чотири гвинти 31 до дна корпусу, після цього до бокової частини на два гвинта прикручується кулер 9 та під'єднується до плати. До бокових частин додається індикатор адаптера 14, конектор 13, індикатор wi-fi 12, вимикач 10, підставка 15. Адаптер Wi – fi модуль А4 прикручується до дна корпусу на чотири гвинта 31 та під'єднується до плати управління. Після цього складається кришка корпусу та встановлюється на сам корпус. Кришка у складі складається з кришки 2, кнопок пермикачів 6 (6 шт.), кнопки контролю величин 7, дисплею 8 який клеїться на клей 88-СА, кнопки включення/виключення 16, індикатора 17 та плати вводу 18.

До плати за допомогою дроту підключається датчик. Датчик А2 складається з двох частин корпусу 19, до нижньої частини приклеюється друкована плата 25 на клей 88 – СА, встановлюється роз'єм 22, шлейф 23 встановлюється до плати, п'єзопластина 27 та акустична лінза 28 клеїться на клей 88 – СА, встановлюється п'єзоелектричний модуль 29 та все це накривається та склеюється верхньою частиною корпусу датчика 20.

2.3. Розробка та опис структурної схеми складання

Для ефективного проектування технологічного процесу збирання необхідно розробити структурну схему, яка відображає взаємозв'язок між деталями, складальними одиницями та виробом. Ця схема дозволяє визначити конструкцію приладу, складальні елементи та їх взаємозв'язок, а також надає уявлення про технологічний процес збирання. Вона використовується для аналізу та синтезу приладу під час процесу збирання. Під аналізом мається на увазі ступінь галуження приладу під час процесу збирання.

Конструктивні дані: у складі автоматизованої системи ультразвукової терапії 34 деталі.

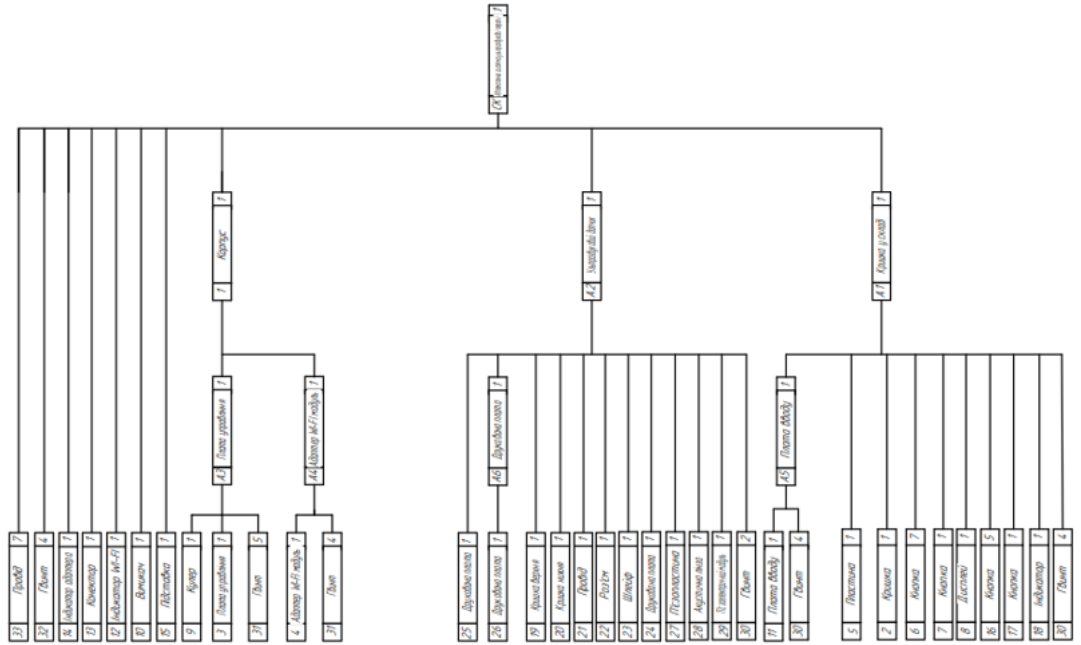


Рис.2.3.1 Схема ступенів складання

Цей метод гарантує досягнення потрібної точності у складанні, незалежно від можливих відхилень розмірів деталей, які входять до цілого ланцюга розмірів.

Умова методу:

$$\delta_{\text{зам.}} = \sum_{i=1}^{m-1} |\delta_i|$$

де $\delta_{\text{зам.}}$ – допуск замикаючої ланки.

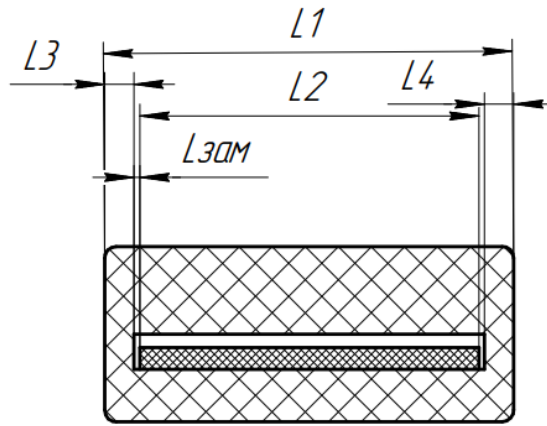


Рис. 2.3.1 Розмірний ланцюг

$$L_1 = 70_{-0,025} \text{ мм}, L_2 = 60_{-0,021} \text{ мм}, L_3 = 4_{-0,012} \text{ мм}, L_4 = 4_{-0,012} \text{ мм}$$

У цьому разі відомі допуски на розміри складових ланок $\delta_1, \delta_2, \dots, \delta_{m-1}$.
Визначити результуючу точність замикаючої ланки або знайти її допуск $\delta_{зам}$.

У цьому випадку існують відомі дозволи щодо розмірів окремих елементів ланки $\delta_1, \delta_2, \dots, \delta_{n-1}$, з'ясувати остаточну точність замикаючої ланки або встановити межу допустимого відхилення $\delta_{зам}$.

Координатний метод

$$\text{Визначення допуску за рівнянням} - \delta_{зам} = \sum^{n-1} |\delta_i| \quad (2.3.1)$$

$$\delta_{зам} = 0,025 + 0,021 + 0,012 + 0,012 = 0,07 \text{ мм}$$

Необхідно встановити положення його відносно нульової лінії, що відповідає номінальному розміру $A_{зам}$.

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

Положення визначається за допомогою координат його відхилень: верхнього (ВВ) та нижнього (НВ). Щоб знайти ці координати, використовуються середні координати меж допусків для всіх компонентів замикаючої ланки.

Середина замикаючої ланки.

$$K_{\text{зам.}} = \sum_{i=1}^n K_i - \sum_{j=1}^q K_j \quad (2.3.2)$$

де K_i, K_j - для визначення координат середини меж допусків ланок, де межі збільшуються і зменшуються, беруться з відповідними знаками. Іншими словами, алгебраїчні суми координат збільшуються.

$$K_{\text{зам.}} = -0,0125 - (-0,0105 - 0,006 - 0,006) = 0,01$$

Відхилення допуску замикаючої ланки

$$(BB)_{\text{зам.}} = K_{\text{зам.}} + \frac{1}{2} \sum_1^{m-1} |\delta_i| \quad (2.3.3)$$

$$(HB)_{\text{зам.}} = K_{\text{зам.}} - \frac{1}{2} \sum_1^{m-1} |\delta_i| \quad (2.3.4)$$

де $K_{\text{зам.}}$ – середина координат.

$$(BB)_{\text{зам.}} = 0,01 + \frac{1}{2} 0,07 = 0,045 \text{мм.}$$

$$(HB)_{\text{зам.}} = 0,01 - \frac{1}{2} 0,07 = -0,025 \text{мм.}$$

Замикаюча ланка: $2_{-0,025}^{+0,045}$

Екстремальний безномінальний метод

$$(BB)_{\text{зам.}} = \sum_1^n (BB_i) - \sum_1^q (HB_i)$$

$$(HB)_{\text{зам.}} = \sum_1^n (HB_i) - \sum_1^q (BB_i)$$

де (BB) і (HB) – нижнє і верхнє відхилення допусків.

$$(BB)_{\text{зам.}} = (0 + 0 + 0) - (0,021 - 0,012 - 0,012) = 0,045\text{мм.}$$

$$(HB)_{\text{зам.}} = -0,025 + 0 = -0,025\text{мм.}$$

Тому, шляхом застосування розрахункового методу повної взаємозамінності розмірного ланцюга, було отримано аналітично визначену точність складання. В обох методах результат співпав - $2^{+0,045}_{-0,025}$

Висновок до технологічного розділі

В технологічному розділі була вирішена **задача** технологічної підготовки **до випуску** автоматизованої системи ультразвукової терапії.

Було розглянуто структуру акустичного перетворювача, його розбиття на окремі складальні одиниці та деталі, специфіка та метод з'єднання цих деталей, а також спеціальні вимоги та конструктивні особливості. Після аналізу інформації та розрахунків показників технологічності було встановлено, що розроблена в конструкторській частині автоматизована система ультразвукової терапії є технологічною конструкцією.

Результати проектування технологічного процесу складальної одиниці представлені у вигляді відповідного графічного матеріалу разом з описом у пояснювальній записці даного розділу.

Висновки по дипломному проекту

У дипломному проекті бакалавра, присвяченому розробці автоматизованій системі ультразвукової терапії, були розглянуті сучасні тенденції у розвитку ультразвукових терапевтичних систем та апаратів.

Проведено дослідження і аналіз об'єктів інтелектуальної власності, що стосуються апаратів і систем ультразвукової терапії. В рамках системи ультразвукової терапії була розроблена система контролю температури хвилевода-інструмента, необхідного для безпечного використання в терапії.

Для перспективного акустичного вузла були проведені розрахунки акустичного тракту та базових елементів. Це дало змогу зробити висновки щодо вибору робочої частоти, п'єзоелемента та відповідності використання випромінювача з точки зору терапевтичної процедури. Також були проведені розрахунки технологічних параметрів для системи ультразвукової терапії.

На основі проаналізованої інформації та розрахунків показників технологічності було встановлено, що розроблена автоматизована система ультразвукової терапії є технологічною конструкцією.

По результатам проектування було запропонована нова структура автоматизованій системі ультразвукової терапії з контролю параметрів ультразвукового випромінювання під час процедури фізіотерапії, на технічне рішення була подана заявка на патент України №u2023 00612 по якій прийнято рішення про видачу патенту 02.06.2023 р.)

Список використаної літератури

1. М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, М.В. Чухраєв, А.Ю. Кравченко, *Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія* . Київ.: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2018. ISBN 978-966-622-874-4, <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25501>.
2. Терещенко М.Ф. Біофізика: підручник / М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, І.О. Яковенко. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019.-444с.ISBN978-966-622-942-0
<http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
3. В.П. Олейник , *Терапевтические аппараты и системы*. Учеб. пособие. – Харьков: Нац. аэрокосмический университет “Харьк. авиац. институт”, 2002.
4. Терещенко М.Ф. Біофізика: практикум / М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, І.О. Яковенко. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019.-288с.ISBN978-966-622-952-9
<http://ela.kpi.ua/handle/123456789/28227>
5. 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
6. Sergey Matvienko, Vadim Shevchenko, Mykola Tereshchenko, Anatolii Kravchenko, Ruslan Ivanenko (2020). Determination of composition based on thermal conductivity by thermistor direct heating method. Eastern-European Journal of Enterprise Technologies, ISSN 1729-3774, 1/5 (103), p. 19–29. DOI: 10.15587/1729-4061.2020.193429
7. Филипович Ю. Б. Основы биохимии: учебный посібник / Филипович Ю. Б. - М.: Агар, 1999. – 51
8. Терещенко М. Ф. Безконтактний тепловий контроль роботи магнітотерапевтичної апаратури / М. Ф.Терещенко, В. Ю. Рудик // XI

- Міжнар. науково-техн. конф. “Приладобудування 2012: стан і перспективи”, 24–25 квітня 2012 р. – К.: НТУУ “КПІ”. – 2012. с. 193 – 194.
9. Кравченко А.Ю., Терещенко М.Ф., Тимчик Г.С. **ВИМІРЮВАННЯ ПОТУЖНОСТІ УЛЬТРАЗВУКУ ВИПРОМІНЮВАЧІВ АПАРАТІВ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ТЕРАПІЇ** / KPI 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>
10. Дорошук, І. А. Система стимуляції біологічних тканин з діагностикою / І. А. Дорошук, М. Ф. Терещенко // XII Всеукраїнська науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 15-16 травня 2019 р., м. Київ, Україна : збірник праць / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – С. 305–308. <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/28132>
11. Дипломне проектування [Електронний ресурс] : методичні вказівки до виконання дипломних проектів для студентів напрямку 6.0909 – «Прилади» спеціальності “Медичні прилади і системи” усіх форм навчання / НТУУ «КПІ» ; уклад.: Г. С. Тимчик, М. Ф. Терещенко, С. П. Вислоух, О. І. Паткевич. – Електронні текстові дані (1 файл: 3,26 Мбайт). – Київ : НТУУ «КПІ», 2008. – 104 с. – <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/32089>
12. А.П.Батурін, М.Ф. Терещенко, «РЕОГРАФІЧНІ ПОКАЗНИКИ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНІН ПРИ ДІЇ УЛЬТРАЗВУКУ» в Збірник праць XIV Всеукраїнської науково-практичної конференції студентів, аспірантів та молодих вчених «Ефективність інженерних рішень у приладобудуванні» 4-5 грудня 2018 р, Київ, ПБФ, НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», — 2018. — с. 243-246.

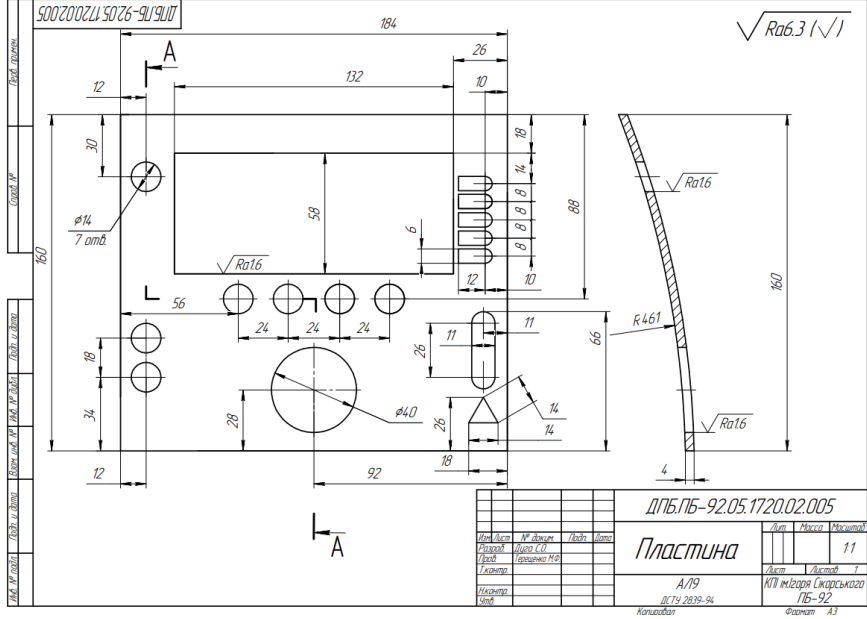
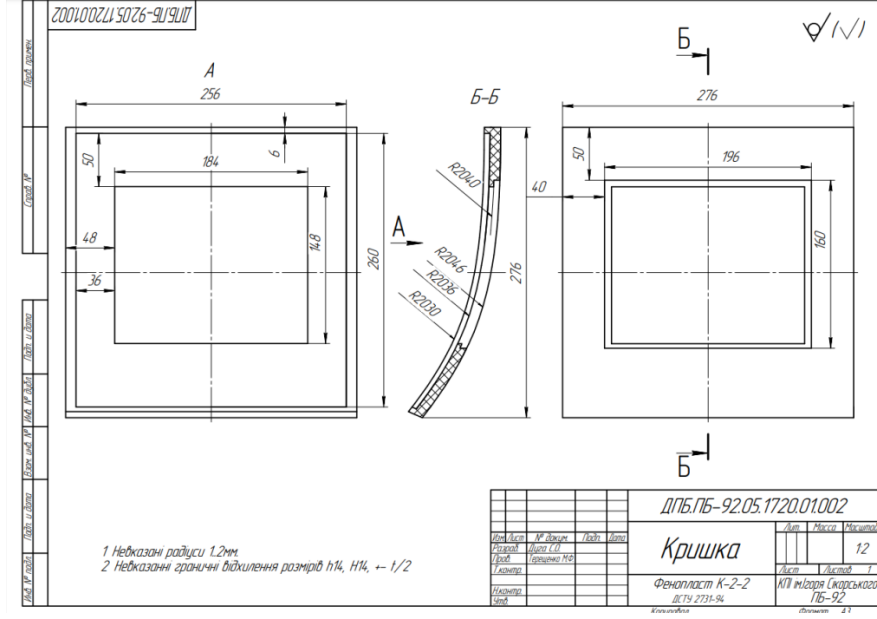
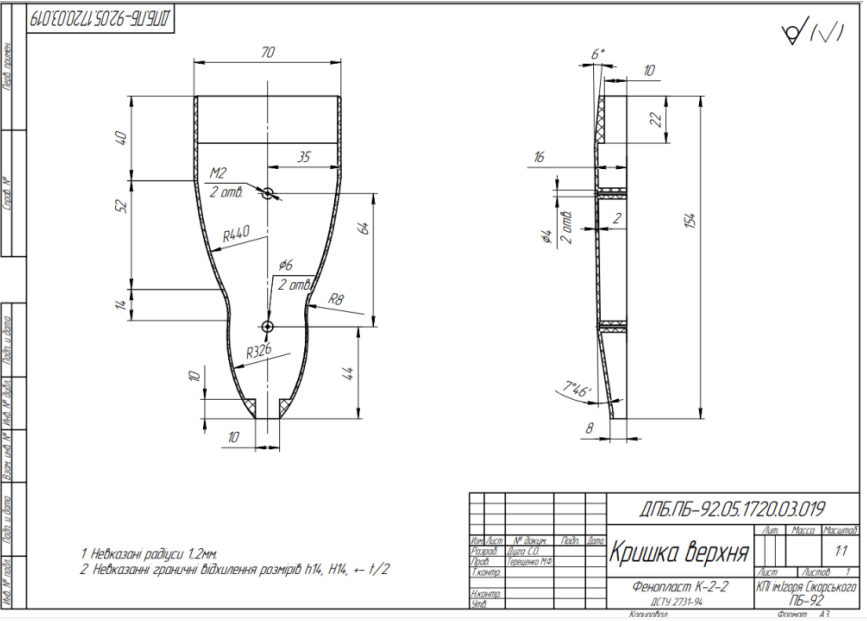
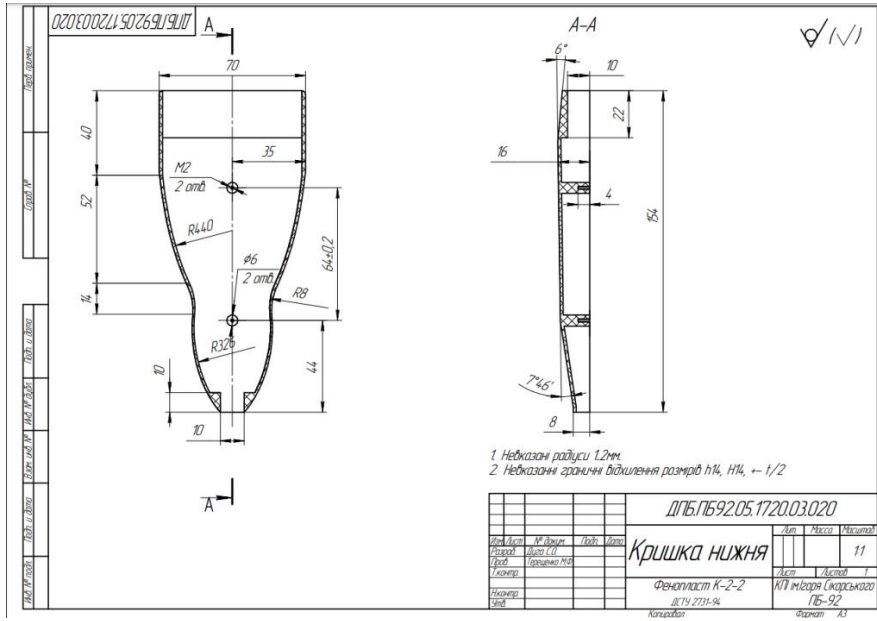
13. Вислоух С. П. Дипломний проєкт бакалавра: виконання, оформлення та захист : навч. посіб. / Уклад. : С. П. Вислоух, М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2022. – 64 с. <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/47341>
14. Szabo TL. Diagnostic ultrasound imaging: inside out (Biomedical Engineering). Elsevier. Academic Press, Burlington, San Diego, London 2004
15. Ferraro GA, De Francesco F, Nicoletti G, Rossano F, D'Andrea F. Histologic effects of external ultrasound-assisted lipectomy on adipose tissue. *Aesthetic Plast Surg* 2008; 32:111-15.
16. Wilkinson TS. External ultrasound-assisted lipoplasty. *Aesth Surg J* 1999; 19:124-9.
17. Graf R, Auersvald A, Damasio RC, Rippel R, De Araujo LR, Bigarelli LH, Franck CL. Ultrasound-assisted liposuction: an analysis of 348 cases. *Aesthetic Plast Surg* 2003; 27:146-53.
18. Ter Haar G. Therapeutic applications of ultrasound. *Prog Biophys Mol Bioi* 2007; 93:111-29.
19. Applications of Piezoelectric Surgery in Endodontic Surgery: A Literature Review *Journal of Endodontics*, Volume 40, Issue 3, 2014, pp. 325-332
20. Williams AR. Production and transmission of ultrasound. *Physiotherapy*. 1987;73(3): 113-116.
21. Val Robertson, Alex Ward, John Low John Low Ann Reed, *Electrotherapy Explained: Principles and Practice*. 4th Edition. Butterworth-Heinemann, 2006
22. Poltawski L, Watson T. Relative transmissivity of ultrasound coupling agents commonly used by therapists in the UK. *Ultrasound Med Biol*. 2007 Jan;33(1):120–8.
23. Watson T, Young S. *Therapeutic Ultrasound. Electrotherapy: evidence-based practice*. Elsevier Health Sciences; 2008. 414 p.

24. Casarotto RA, Adamowski JC, Fallopa F, Bacanelli F. Coupling agents in therapeutic ultrasound: acoustic and thermal behavior. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2004 Jan 1;85(1):162-5.
25. Poltawski L, Watson T. Relative transmissivity of ultrasound coupling agents commonly used by therapists in the UK. *Ultrasound Med Biol*. 2007 Jan;33(1):120–8.
26. Nussbaum EL. Ultrasound: to heat or not to heat—that is the question. *Physical Therapy Reviews*. 1997 Jun 1;2(2):59-72.
27. Hoogland R. *Ultrasound Therapy*. Delft, Enraf Nonius. 1995
28. Nussbaum E. The influence of ultrasound on healing tissues. *Journal of Hand Therapy*. 1998 Apr 1;11(2):140-7.
29. Leung MC, Ng GY, Yip KK. Effect of ultrasound on acute inflammation of transected medial collateral ligaments. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2004 Jun 1;85(6):963-6.
30. Watson T, Young S. *Therapeutic Ultrasound. Electrotherapy: evidence-based practice*. Elsevier Health Sciences; 2008. 414 p.
31. Watson T. Tissue Repair: The Current State of the Art. *SportEx Medicine*. 2005;28.
32. Dyson M, Niinikoski J. Stimulation of tissue repair by therapeutic ultrasound. *Infections in Surgery* 2008; 37-44.
33. Dyson M, Suckling J. Stimulation of tissue repair by ultrasound: a survey of the mechanisms involved. *Physiotherapy*. 2007 Apr;64(4):105–8.
34. Watson T. Ultrasound in contemporary physiotherapy practice. *Ultrasonics*. 2008 Aug 1;48(4):321-9.
35. Dyson M, Suckling J. Stimulation of tissue repair by ultrasound: a survey of the mechanisms involved. *Physiotherapy*. 1978 Apr;64(4):105–8.
36. Watson T. The role of electrotherapy in contemporary physiotherapy practice. *Manual therapy*. 2000 Aug 1;5(3):132-41.

37. Toumi H, Best TM. The inflammatory response: friend or enemy for muscle injury?. *British journal of sports medicine*. 2003 Aug 1;37(4):284-6.
38. Baker KG, Robertson VJ, Duck FA. A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects. *Physical therapy*. 2001 Jul 1;81(7):1351-8.
39. Leung MC, Ng GY, Yip KK. Effect of ultrasound on acute inflammation of transected medial collateral ligaments. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2004 Jun 1;85(6):963-6.
40. Hashish I, Hai HK, Harvey W, Feinmann C, Harris M. Reduction of postoperative pain and swelling by ultrasound treatment: a placebo effect. *Pain*. 1988 Jun 1;33(3):303-11.
41. Watson T. Ultrasound in contemporary physiotherapy practice. *Ultrasonics*. 2008 Aug 1;48(4):321-9.
42. Zhou S, Schmelz A, Seufferlein T, Li Y, Zhao J, Bachem MG. Molecular mechanisms of low intensity pulsed ultrasound in human skin fibroblasts. *Journal of Biological Chemistry*. 2004 Dec 24;279(52):54463-9.
43. Gan BS, Huys S, Sherebrin MH, Scilley CG. The effects of ultrasound treatment on flexor tendon healing in the chicken limb. *Journal of Hand Surgery*. 1995 Dec;20(6):809-14.
44. Zhou S, Schmelz A, Seufferlein T, Li Y, Zhao J, Bachem MG. Molecular mechanisms of low intensity pulsed ultrasound in human skin fibroblasts. *Journal of Biological Chemistry*. 2004 Dec 24;279(52):54463-9.
45. McBrier NM, Lekan JM, Druhan LJ, Devor ST, Merrick MA. Therapeutic ultrasound decreases mechano-growth factor messenger ribonucleic acid expression after muscle contusion injury. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2007 Jul 1;88(7):936-40.

46. Yeung CK, Guo X, Ng YF. Pulsed ultrasound treatment accelerates the repair of Achilles tendon rupture in rats. *Journal of orthopaedic research*. 2006 Feb;24(2):193-201.
47. Srbely JZ, Dickey JP. Randomized controlled study of the antinociceptive effect of ultrasound on trigger point sensitivity: novel applications in myofascial therapy?. *Clinical rehabilitation*. 2007 May;21(5):411-7.
48. В. Ю. Рудик, М.Ф. Терещенко, Т.О. Рудик, «Спосіб адаптивної магнітотерапії», Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут". Серія приладобудування, Вип. 51, с. 139–144, 2016.
49. В. В. Цапенко, Н. Ф. Терещенко, “Исследование параметров влияния электрических сигналов на эффективность введения фармакологических препаратов в биологическую ткань”, Новые направления развития приборостроения. Материалы 9-й Междунар. научно-технической конференции молодых учёных и студентов в 2 томах, Том 1, с.135, 2016.
50. <https://patents-google-com.translate.google.com/patent/US20090171252A1>
51. <https://patents-google-com.translate.google.com/patent/US5460595>
52. Румбешта В. О. Основи технології складання приладів / Валентин Олександрович Румбешта. – Київ: ІСДО, 2014. – 60-61 с.
53. 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.

ДОДАТОК А



ДПБ.ПБ-92.15.1720.002

Лерв. прнчнн.

Спрвб. №

A

Подп. и дтл

Инд. № дубл.

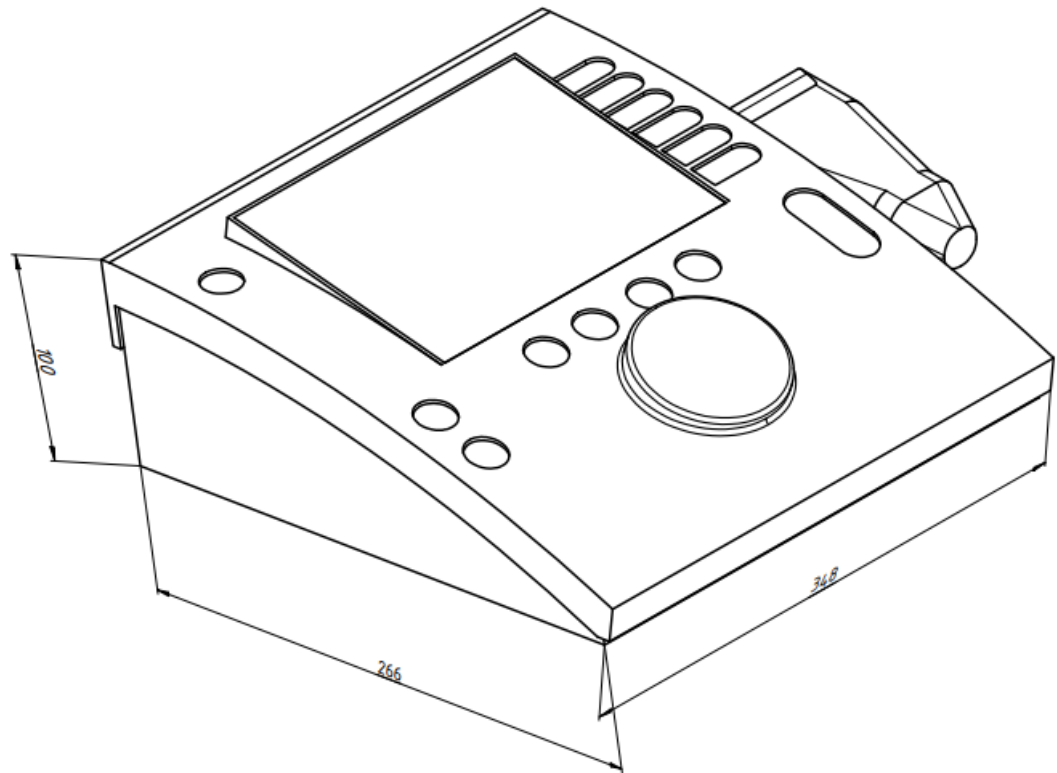
Взнк. нкб. №

Подп. и дтл

Инд. № подл.

Технічні характеристики

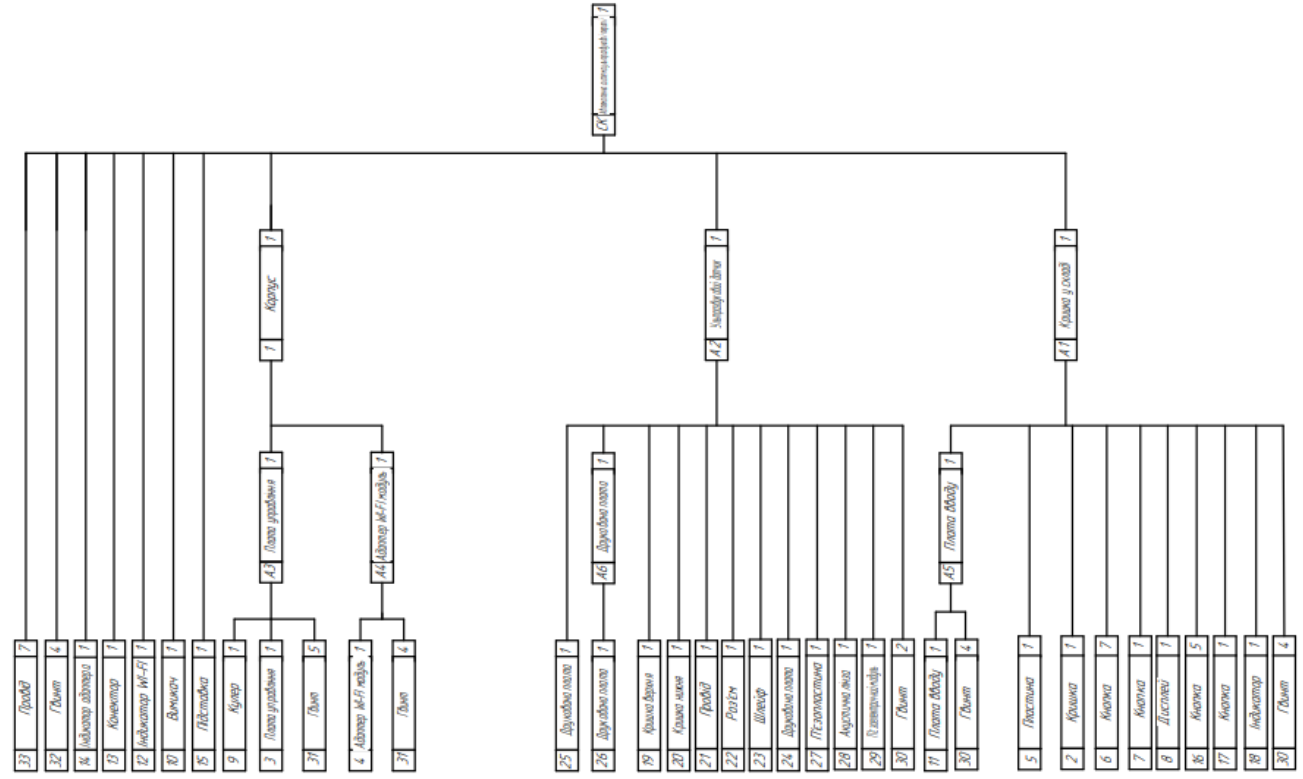
Частота ультразвукових коливань	880кГц ± 0,03%
Площа випромінювання	(1-4)см ²
Інтенсивність	(0,05-2,0)Вт/см ² ±20%
Режими:	неперервний та імпульсний
Тривалість імпульсу	(2-10) мс
Потужність споживання	10ВхА
Напруга живлення	-220В±10%
Частота живлення	50Гц±2%



					ДПБ.ПБ-92.15.1720.002		
					Автоматизована система		
					ультразвукової терапії		
					Загальний вигляд		
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Лист	Масса	Масштаб
Разраб.		Дуга С.О.		04.06.2023		3,6	1:2
Проб.		Терещенко					
Т. контр.					Лист	Листов	1
Нач. отд.					КПІ, ім. Ігоря Сікорського		
Н. контр.							
Чтв.							

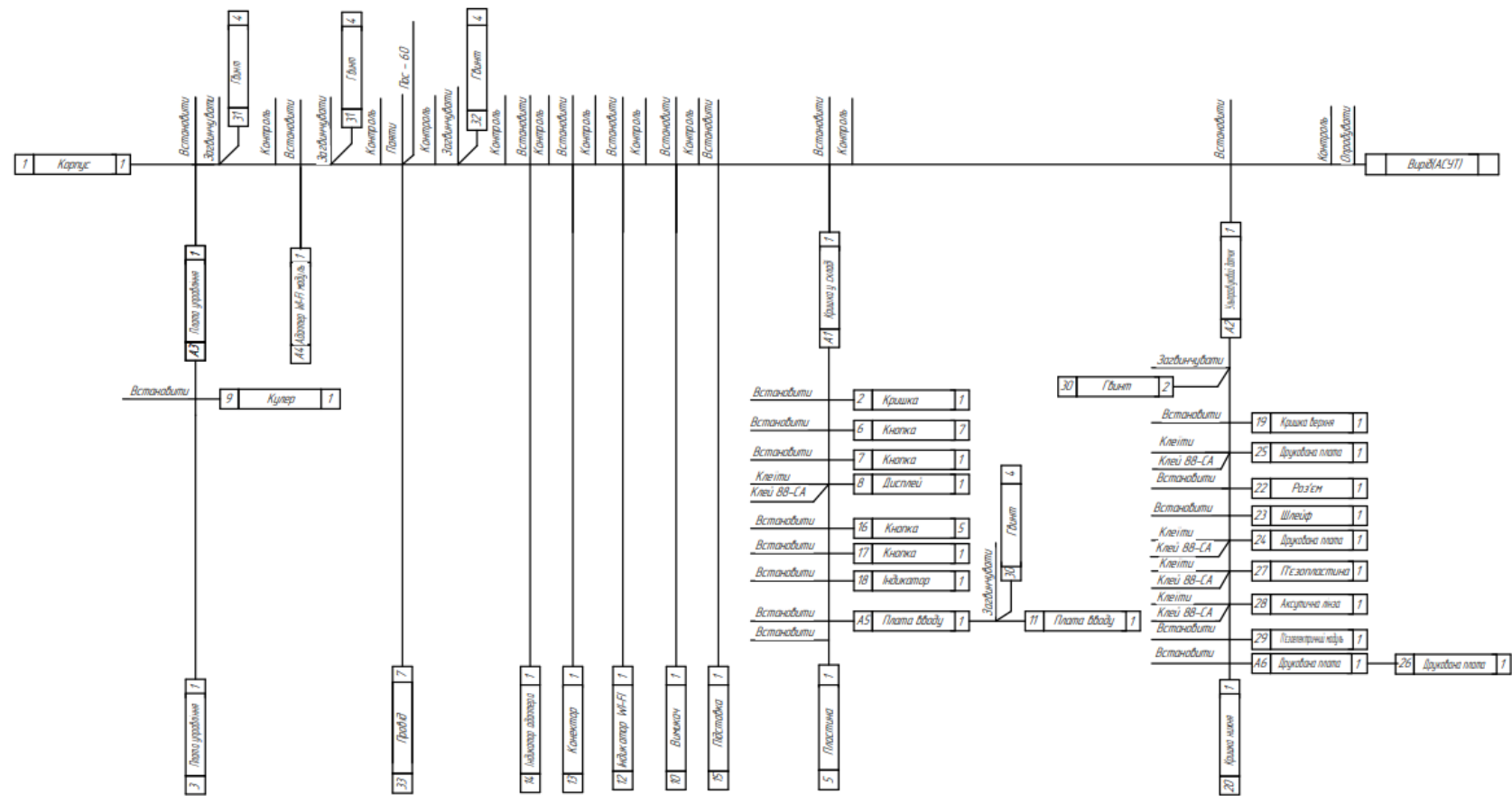
ДПБ.ПБ-92.05.1720.007Сх

Лист № документа	Лист в сборе	Вариант листа	Лист № документа	Лист в сборе	Вариант листа	Лист № документа	Лист в сборе



ДПБ.ПБ-92.05.1720.007Сх					
Имя Листа	№ документа	Лист	Листа	Листа	
Разработчик	Листа С.О.				
Проектировщик	Генеральный М.Ф.				
Исполнитель					
Чек					
Автоматична система управління лінійним транспортом				Лист	Листів 1
Схема ступенів складання				КПІ ім.Гаря Сікорського ПБ-92	
Копіювати				Формат А2	

ДПБ.П.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.
Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.	Л.Л.Л.Л.Л.Л.



ДПБ.ПБ-92.05.1720.008Сх			
Вид	№ документа	Лист	Всього
Розроб	Диско С.О.		
Прод	Терещенко М.Ф.		
Ілюстрація			
Світ			
Автоматична система управління перонів			Лист
Технологічна схема складання			Всього
КПІ ім.Горького Сікорського			1
ПБ-92			
Копія/оригінал			Формат А2

