

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

Приладобудівний факультет

Кафедра автоматизації та систем неруйнівного контролю

До захисту допущено:

В.о. завідувача кафедри

_____ Галина БОГДАН

«___» _____ 20__ р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні»

**спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»
на тему: «Ультразвуковий засіб автоматизованого моніторингу
артеріального тиску людини»**

Виконав (-ла):

студент (-ка) IV курсу, групи ПМ-11
Чеберяк Олександр Володимирович

Керівник:

Доцент, кандидат технічних наук,
Лисенко Юлія Юріївна

Рецензент:

Доцент, кандидат технічних наук,
Терещенко Микола Федорович

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

Студент (-ка)

Київ – 2025 року

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4	ДПБ.ПМ-11.19.1760.01.000.ТЗ	Завдання на дипломний проєкт	2	
2	A4	ДПБ.ПМ-11.19.1760.01.001.ПЗ	Пояснювальна записка	81	
3	A2	ДПБ.ПМ-11.19.1760.01.002 СхЕ	Схема електрична	1	
4	A2	ДПБ.ПМ-11.19.1760.01.003 СхФ	Схема функціональна	1	
5	A2	ДПБ.ПМ-11.19.1760.01.004.СК	Складальний кресленик	1	
6	A4	ДПБ.ПМ-11.19.1760.01.005	Специфікація	1	
7	A3	ДПБ.ПМ-11.10.1760.01.006	Кріплення кабелю	1	
8	A3	ДПБ.ПМ-11.10.1760.01.007	Кріплення друкованої плати	1	
9	A4	ДПБ.ПМ-11.19.1760.01.008 СхА	Блок-схема алгоритму	1	

				ДПБ.ПМ-11 19.1760.01.001.ПЗ		
	ПІБ	Підп.	Дата			
Розроб.	Чеберяк О.В.			Відомість дипломного проєкту	Аркуш	Аркушів
Керівн.	Писенко Ю.Ю				2	81
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. АСНК Гр. ПМ-11	
Н/контр.						
В.о.зав.каф	Богдан Г.А.					

**Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Ультразвуковий засіб автоматизованого
моніторингу артеріального тиску людини»**

Київ – 2025 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Приладобудівний факультет
Кафедра автоматизації та систем неруйнівного контролю

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

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

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

ЗАТВЕРДЖУЮ

В.о. завідувача кафедри

_____ Галина БОГДАН

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Чеберяку Олександру Володимировичу

1. Тема проєкту «Ультразвуковий засіб автоматизованого моніторингу артеріального тиску людини», керівник проєкту, затверджені наказом по університету від «26» травня 2025 р. №1765-с
2. Термін подання студентом проєкту: _____
3. Вихідні дані до проєкту: Необхідне забезпечення контакту для акустичних перетворювачів без перетискання середовища та компонентів. Оптимальні теплові параметри середовища: кліматичні $\pm 20^{\circ}\text{C}$. Для функціонування потрібне живлення. Допуски приймаються за якітетом ІТ6 для високоточних елементів та ІТ10 для структурних елементів за ДСТУ ISO 286.
4. Зміст пояснювальної записки: Огляд акустичних коливань ультразвукового та звукового видів, гемодинамічних, фізичних та фізіологічних особливостей судин, методів визначення АТ та стандартів, за якими це відбувається.

Спроектовано систему автотматизованого визначення артеріального тиску за допомогою УЗ, проведено розрахунки для забезпечення необхідних умов.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): схема електрична принципова, схема функціональна, складальний кресленик

6. Консультанти розділів проєкту

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Дата виконання
Електрична принципова схема	Доцент, к.т.н., доцент Баженов В.Г.	Питання на розробку принципової електричної схеми прямою подачею сигналу	01.06.2025

7. Дата видачі завдання: 17.03.2025

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Формулювання завдання проєкту	17.03.2025	
2	Аналітичний огляд систем	24.03.2025	
3	Огляд стандартів регламенту способу контролю	27.03.2025	
4	Аналіз медичних рекомендацій	31.03.2025	
5	Опис середовища дослідження	07.04.2025	
6	Врахування технологічних умовностей	14.04.2025	
7	Розрахунок параметрів елементів системи	21.04.2025	
8	Розрахунок акустичного тракту в досліджуваному середовищі	05.05.2025	
9	Автоматизація процесів проведення дослідження	25.05.2025	
10	Оформлення пояснювальної записки	04.06.2025	

Студент

Керівник

Олександр ЧЕБЕРЯК

Юлія ЛИСЕНКО

РЕФЕРАТ

Дипломна робота охоплює пояснювальну записку обсягом 81 сторінка (без урахування додатків), які включають: 14 рисунків, 13 таблиць, 8 додатків та 47 джерел.

Мета дипломного проєкту: проаналізувати додаткові незалучені у повсякденні можливості ультразвуку та підтвердити безпеку проведення відповідних вимірювань за допомогою високочастотних акустичних коливань.

Об'єкти дослідження – система автоматизованого моніторингу артеріального тиску людини, тіло людини.

Для досягнення цих цілей було проаналізовано можливі ризики, що несе в собі ультразвукове випромінювання, відтворено принцип роботи приладу вимірювання артеріального тиску за допомогою ультразвуку, розроблено схему роботи приладу вимірювання артеріального тиску та оцінено його на технологічність.

Проаналізовано можливості ультразвукових хвиль для підтримки актуальної інформації щодо систолічного та діастолічного артеріального тиску, визначено ризики, із якими може стикнутися користувач приладу для вимірювання артеріального тиску за допомогою ультразвуку.

Результатом роботи успішно спроектовано автоматизовану систему вимірювання артеріального тиску, викладено наведені рекомендації та стандарти щодо проведення такого виду контролю, визначено особливості середовища проведення дослідження та визначено наявні способи проведення аналогічної процедури.

Шляхи подальшого розвитку проєкту передбачають освоєння таких систем у приладах повсякденного моніторингу на смартгодинниках, фітнес-браслетах; підвищення ефективності системи, зокрема через використання сучасних технологій виробництва складників та спеціалізованого виробництва цих елементів для системи.

Ключові слова: ультразвук, артеріальний тиск, п'єзовипромінювач, акустичний тракт, артерія, судини.

ABSTRACT

This thesis covers an explanatory note of 81 pages, which includes: 14 figures, 13 tables, 8 appendices and 47 sources.

The purpose of this thesis is: to analyze additional capabilities of ultrasound that are not involved in today's life; to confirm safety of conducting relevant measurements using high-frequency acoustic vibrations.

The objects of study are: an automated human blood pressure monitoring system and the human body.

For understanding possible risks and to achieve goals mentioned above there were committed several operations which includes analyzation of scientific material and confirmation of possibility to produce those operations according to international or national standards. During this work also the scheme of operation of a blood pressure measuring device was developed, which was assessed for manufacturability.

The possibilities of ultrasonic waves for maintaining up-to-date information on systolic and diastolic blood pressure were analyzed, and risks for operator of the device for measuring blood pressure using this method or other ultrasonic method were identified.

As a result of the work, an automated blood pressure measurement system was successfully designed, recommendations and standards for conducting this type of control were outlined, the key features of the research environment were identified, and existing methods for conducting a similar procedure were identified.

The ways of further development of the project include the development of such systems in everyday monitoring devices on smartwatches and fitness bracelets; increasing the efficiency of the system, in particular through the usage of modern technologies for component production and specialized production of these components for the system.

Keywords: ultrasound, blood pressure, piezo emitter, acoustic tract, artery, vessels.

ЗМІСТ

Вступ.....	10
1. Теоретико-методичні аспекти.....	11
1.1. Поняття акустичних коливань.....	11
1.2. Гемодинамічні та фізичні особливості серцево-судинної системи.....	13
1.3. Стандарти щодо контролю акустичними коливаннями	15
1.4. Медичне застосування механічних коливань	16
1.5. Способи вимірювання артеріального тиску.....	23
2. Умови та середовище дослідження.....	26
2.1. Опис середовища дослідження	26
2.2. Коливання та їх загрози в середовищі дослідження.	29
3. Технологічні аспекти	32
3.1. Система роботи ультразвукового медичного перетворювача	32
3.2. Система для вимірювання артеріального тиску	33
3.3. Розрахунок акустичного імпедансу середовищ дослідження.....	36
3.4. Розрахунок акустичного тракту для ультразвукових коливань у середовищі.....	37
3.5. Розрахунок п'єзоелектричних елементів та тонких шарів.....	46
3.6. Розрахунок коефіцієнта акустичного тракту	60
3.7. Автоматизація визначення товщини середовища	68
Висновки:	69
Список використаних джерел	70
Додатки.....	78

					<i>ДПБ.ПМ-11.19.1760.01.001 ПЗ</i>		
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп	Дата			
Розроб.		Чеберяк О.В.		19.05	Автоматизована ультразвукова система для вимірювання АТ		
Перев.		Лисенко Ю.Ю.		19.05			
Н.контр							
Затв.		Богдан Г.А.					
Копіював					Літ.	Аркуш	Аркушів
						8	78
					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. АСНК Гр. ПМ-11		
					Формат А4		

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

АТ – артеріальний тиск;

Гц – одиниця виміру частоти в системі Si, рівна кількості коливань за секунду;

УЗД – ультразвукова діагностика;

ALARA – скорочено від «As Low As Reasonably Achievable» – принцип, що передбачає використання ресурсу та вилучення впливу настільки низьким, наскільки це максимально можливо.

a – радіус артерії до центру її стінки;

d – товщина визначеного середовища;

f – частота хвилі;

h – глибина визначеної одиниці;

I – інтенсивність звукової хвилі;

l – довжина вказаного середовища (елемента);

m – показник степені, пов'язаний із можливими відносними внесками різних механізмів згасання в біологічних тканинах;

p – звуковий тиск;

R – радіус середовищ;

T – період коливань;

v – швидкість звуку, за яким ведеться спостереження;

Z – акустичний опір середовища поширення звуку;

α – коефіцієнт інтенсивності відбиття хвилі;

λ – довжина хвилі;

δ – коефіцієнт поглинання хвилі в об'єкті спостереження;

σ – напруженість судинної стінки;

ν – коефіцієнт Пуассона.

ρ – щільність матеріалу, по якому рухається звук;

W – гідродинамічний опір.

					ДПБ.ПМ-11.19.1760.01.001 ПЗ	Арк 9
Зм.	Арк.	№ докум.	Підп.	Дата		
Копіював					Формат А4	

ВСТУП

Актуальність роботи. Використання доступних технологій для швидких та більш доступних для визначених можливостей відповідно до ситуації вимірювань показників здоров'я лежить у питанні сьогодення, в тому числі питання інклюзії.

Об'єктом дослідження є артеріальний тиск що визначається на основі знятих за допомогою ультразвукового перетворювача даних, вирахованих та обчислених на основі зображених за допомогою цього перетворювача звукових коливань діапазону чутного звукового сигналу.

Предметами дослідження є система автоматизованого моніторингу артеріального тиску людини, покривний апарат та серцево-судинна система людини.

Мета і завдання дослідження. Проаналізувати додаткові незалучені у клінічному повсякденні можливості ультразвуку та підтвердити безпеку проведення відповідних вимірювань за допомогою комбінації високочастотних акустичних коливань із коливаннями, створеними перетворювачами, що генерують сигнал чутного діапазону.

Для досягнення мети необхідно розв'язати наступні задачі:

- виявити ризики, що несе в собі ультразвукове випромінювання;
- виявити ризики забруднення звуковим шумом у місці проведення вимірювань;
- проаналізувати принцип роботи системи вимірювання артеріального тиску за допомогою визначених приладом якостей та особливостей акустичного тракту;
- розробити схему роботи приладу вимірювання артеріального тиску;
- оцінити цей прилад на технологічність.

Завдяки можливостям подібного роду приладів можна попередити шоківий стан або надати всю можливу та необхідну допомогу [1]. З розрахунку здатності виміряти тиск не лише на зап'ясті або передпліччі для вимірювання на плечовій, а й на гомілці. Прилад не прив'язаний до розмірів чи не обмежується доступом до конкретних частин тіла, таким чином, виміри можуть зніматися як зі стегнової, підключичної чи плечової, так із сонної чи променевої артерій.

1. ТЕОРЕТИКО-МЕТОДИЧНІ АСПЕКТИ

1.1. Поняття акустичних коливань

Звукові коливання, звичні для сприйняття органами слуху та лежать в основі цього методу вимірювання артеріального тиску – це коливання чутного діапазону, що поширюються у вигляді поздовжніх хвиль у просторі.

Ультразвукові коливання – це високочастотні акустичні, різновид механічних, коливання що поширюються у пружному середовищі хвилі, вище меж діапазону людського слуху, проте які чинять свій вплив на середовища. Ультразвукові хвилі поширюються у просторі середовища з частотою коливань у межах від $20 \cdot 10^3$ Гц до 10^9 Гц, звукові хвилі чутного діапазону – від 20 Гц до $20 \cdot 10^3$ Гц [2].

За спектром ультразвукові коливання поділяють на низькочастотний – від $1.2 \cdot 10^4$ Гц до 10^5 Гц, коливання якого передаються людині повітряним та контактним шляхом та високочастотний, від 10^5 Гц до 10^9 Гц, коливання якого передаються людині тільки контактним шляхом. Генеруються ультразвукові коливання за допомогою п'єзоелементів наприкладі п'єзокераміки.

Основним параметром, що нормується, для звукових хвиль звукового спектра згідно з Законом України визначено рівень звукового тиску для повітряної передачі; пікове значення віброшвидкості для передачі контактним шляхом. Проте для передачі контактним чином визначено допуск застосовування інтенсивності як параметра, що нормується [3].

Інтенсивність звуку вимірюється у ватах на квадратний метр $\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$ у системі Si, згідно з законом – одиниці вимірювання значення у знаменнику виставлені в сантиметрах; визначається за допомогою формули:

$$I = \frac{p^2}{2 \cdot Z} = \frac{Z \cdot v^2}{2}, \quad (1)$$

де p – це потужність хвильового потоку, Вт;

Z – акустичний імпеданс поширення звуку, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}}$;

v – швидкість поширення звукових коливань в середовищі.

Акустичний, або хвильовий опір поширення звуку можна знайти як:

$$Z = \rho * v, \quad (2)$$

де ρ – густина середовища поширення звукового коливання, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$;

v – швидкість поширення хвилі, $\frac{\text{м}}{\text{с}}$.

Тривалість імпульсу $t_{\text{імпульсу}}$ – це час продовження імпульсу, причому типова тривалість складає від 0,3 мс до 2,0 мс та не змінюється під час роботи конкретної налаштованої системи.

Швидкість поширення хвилі у середовищі визначається за залежністю 3:

$$v = \frac{\lambda}{T}, \quad (3)$$

де λ – довжина хвилі, або найближча відстань між однаковими фазами;

T – період коливань, с.

Сам період коливань – це взаємно обернена величина з частотою, що дорівнює кількості секунд, за яку здійснюється визначена кількість коливань, тобто

$$T = \frac{1}{f} = \frac{t}{N}, \quad (4)$$

де f – безпосередньо частота хвилі, Гц;

t – одиниця часу, с;

N – кількість коливань за одиницю часу.

Просторова довжина імпульсу $l_{\text{імпульсу}}$ – це відстань від кінця одного імпульсу до кінця наступного, що складає у клінічній візуалізації м'яких тканинах від 0,1 мм до 1 мм. В робочій системі фіксована та не змінюється.

Осьова роздільна здатність – це здатність вибудовувати відмінність структури двох об'єктів, що позовжньо прилягають одне до одного, і прямо пропорційна просторовій довжині імпульсу, або обернено пропорційна частоті датчика.

$$NP = \frac{l_{\text{імпульсу}}}{2}$$

Частота коливань – це кількість коливань, здійснених за одну секунду.

$$f = \frac{N}{t} \quad (5)$$

Частота повторення імпульсів складає значення від 1 кГц до 10 кГц та визначається глибиною зображення, яку обирає спеціаліст та визначається джерелом

звуку. Вища частота створює більш приповерхнєве зображення, а при проходженні між середовищами хвиля не втрачає та не набуває частоти/

Згасання інтенсивності ультразвукової хвилі приблизно визначається наступною експоненціальною залежністю:

$$I = I_0 * e^{-\delta_I x}, \quad (6)$$

де I_0 – початкова інтенсивність звукового коливання, $\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$;

e – експонента, ірраціональна стала;

δ_I – просторовий коефіцієнт згасання за інтенсивністю;

x – довжина проходження звукової хвилі.

У будь-якому середовищі хвиля стикається із моментами її згасання, і коефіцієнт цього згасання називається просторовим. Затухання коливань настає в момент, коли інтенсивність випроміненої хвилі втрачається після моменту зіткнення із наступним середовищем. Відбита інтенсивність залежить від співвідношення квадрата різниці та квадрата суми акустичних опорів двох середовищ:

$$\alpha = \frac{I_{\text{відбита}}}{I_{\text{повна}}} = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2}, \quad (7)$$

де $I_{\text{відбита}}$ – складник інтенсивності відбитої хвилі від межі перетину;

$I_{\text{повна}}$ – початкова інтенсивність хвилі;

Z_1 – імпеданс поточного (попереднього) середовища;

Z_2 – імпеданс наступного (поточного) середовища;

У випадку значного розходження імпедансів двох середовищ значення $\alpha \rightarrow 1$ – високої інтенсивності відбиття. Значення $\alpha = 1$ значить про повне внутрішнє відбиття цієї хвилі, теоретичне $\alpha = 0$ – про повне її проходження в середовище.

Для орієнтовної оцінки постійного шуму в середовищі застосовують рівень звуку в дБА (децибелах з урахуванням корекції «А»), принцип якого використовують в шумомірах.

1.2. Гемодинамічні та фізичні особливості серцево-судинної системи

Гемодинаміка вивчає закономірності руху крові по судинах, проте враховує ці середовища як жорсткі труби. З огляду на цей розділ, в судинах виникає гідростатичний, гідродинамічний тиски та середній тиск наповнення.

Гідростатичний тиск впливає на венозний тиск у судинах: у положенні стоячи він нижчий, ніж у лежачому. Серцево-судинна система функціонує цілісно, тому для транспортування поживних речовин у вертикальному положенні потрібен додатковий тиск. Лежаче положення компенсує ці перепади, забезпечуючи рівномірний тиск. Однак точність вимірювання залежить від відстані від серця: що далі, то більше середовище змінює істинне значення показань [4].

Гідродинамічний тиск – це тиск на стінку оболонки зі сторони рідини, що міститься всередині та виникає під час руху. В межах серцево-судинної системи цей рух задає серце [4].

Гідродинамічний опір судин згідно з законом опису течії в тонких трубах Пуайзеля визначається за формулою 8:

$$W = \frac{8l\rho}{\pi R^4}, \quad (8)$$

де W – гідродинамічний опір судини;

l – довжина судини;

ρ – в'язкість рідини середовища;

R – радіус пружного середовища (артерії).

Середній тиск наповнення з огляду тематики – це тиск, що залишається в кровоносних трубчастих органах без участі роботи серця. Значення цього тиску рекомендують приймати на рівні 6 мм. рт. ст – 7 мм. рт. ст.

На основі розрахунків у закритій системі та законів Кірхгофа й Пуайзеля можна визначити певні локальні параметри середовища, зокрема тиск, вимірювання якого в сонній артерії допомагає описати сусідні структури, але через розгалуження артерій залежність стає непрямою, знижуючи ефективність такого методу.

В еластичному резервуарі опір стінок мінімальний, а коефіцієнт еластичності повністю компенсує тиск артерії. У цьому процесі важливу роль відіграє модуль

Юнга. Його значення залежить від відносного видовження і визначає жорсткість матеріалу: чим вищий модуль Юнга, тим твердіше середовище [5].

$$E = \frac{2R\rho v^2}{d} \quad (9)$$

де R – внутрішній радіус пружного середовища (артерії);

d – товщина стінки пружного середовища;

ρ – густина рідини всередині пружного середовища (крові);

v – швидкість поширення пульсової хвилі рідини.

Формулу описує рівняння швидкості Моєнса-Кортевега.

Різницю між тиском внутрішнім та тиском за поверхнею стінки судини, або трансмуральний тиск на артерію, вказує закон Лапласа. У медицині формула набуває вигляду наступного:

$$P_{\text{трансмуральний}} = \frac{\sigma \cdot d}{R},$$

де σ – напруженість судинної стінки;

d – товщина стінки судини;

R – внутрішній радіус судини.

Коефіцієнт Пуассона визначає стискання матеріалу вбік при навантаженні та може вказувати на його анізотропність. Артеріальна стінка є анізотропним, тобто неоднорідним композитом волокон, а її коефіцієнт Пуассона оцінюють ультразвуковою діагностикою [6]. І в загальному випадку цей коефіцієнт для стінок артерій зустрічається від 0,45 до 0,5: відношення Пуассона зовнішньої частини артеріальної стінки знято як 0,3-0,4, в той час, як зворотна сторона – від 0,5 до 0,7 [7].

1.3. Стандарти щодо контролю акустичними коливаннями

Міжнародний стандарт з питань ультразвукового неруйнівного контролю ISO 9712 визначає вимоги до кваліфікації та сертифікації у трьох рівнях персоналу, що проводить цей контроль. Серед компетенцій необхідні вміння до калібрування і тестування засобів, важливо вміти реєструвати та оцінювати результати та проводити випробування. Фахівці вищого рівня мають більше можливостей, зокрема контролюють молодший персонал і проводять його навчання. У 2021 році оновили

стандарт 2012 року, посиливши вимоги до атестації фахівців через іспити та періодичне підтвердження статусу кваліфікації [8]. Попри рішучість нововведень нової ітерації стандарту, версія 2012 року залишатиметься чинною упродовж п'яти років від моменту оголошення нового документа [9].

Згідно з наказом МОЗ №246, ультразвукові дослідження навіть рекомендовано до проведення людям певних категорій. Процеси очищення та дезінфекції повинні відповідати специфіці кожного дослідження та проводитися одразу після сканування. Спиртові розчини можуть пошкоджувати гумові й пластмасові поверхні. Важливо використовувати засоби захисту для пацієнта і працівника, дотримуватися гігієни та правильно застосовувати гель. Перед використанням необхідно перевіряти ультразвукове обладнання на справність, а фахівці повинні мати відповідні знання [10]. Стандарт України стосовно санітарних норм виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99 регламентує допустимі рівні звукового тиску, що дозволені на визначених робочих місцях, наведені в Таблиця 1 [3].

Таблиця 1. Стандартизовані величини дозволеного звукового випромінювання у визначених установах за санітарними нормами ДСН 3.3.6.037-99

Вид трудової діяльності	Рівні звукового тиску в дБ в октавних смугах середньгеометричними частотами, Гц									Рівні шуму, дБА.
	31,5	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Творча, керівна, наукова, програмування, конструювання, навчання, лікарська	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

Санітарні норми ДСН 3.3.6.037-99 також визначають, що максимальна величина ультразвуку не повинна перевищувати 110 дБ тиску та віброшвидкості, $0,1 \frac{\text{Вт}}{\text{см}^2}$ інтенсивності.

1.4. Медичне застосування механічних коливань

Для способів використання акустичних променів важливо дотримуватися принципів свого роду, адже використання різних хвиль високої інтенсивності суттєво впливає на самопочуття людини. І попри знання щодо аудіо, як і щодо ультразвуку, що випромінювання вважається відносно безпечним, воно передбачає осідання енергії в організмі, тож досі важливо, щоб у межах проведення такого роду процедур оперувала технологіями людина, що має відповідну освіту і навички для ідентифікації патологій та структур, на основі чого оголошує діагноз, усвідомлює обмеження та працює в межах своєї компетенції.

Кожна операція проводиться із застосуванням тонкого шару – гелі, вода, гліцерин та інші контактні рідини. Гелі обирають залежно від поставленої задачі, де враховуються параметри густини, імпедансу, нейтральності середовища, в'язкості, зважають на склад для запобігання непередбачуваних реакцій організму у відповідь.

Шкіра людини має таку особливість, що, коли її водневий показник нижче за звичайний - у межах від 4.7 *pH* до 5.75 *pH*, відчувається сухість – тоді утворюються так звані лущення та відчувається шорсткість; коли *pH* вище – про її жирність – коли відчуваються «маслянистість». Відносно безпечним для нанесення на тіло середовищем вважається те, що відповідає межам від 5 до 7 *pH* – у цих межах оперуються звичайно нейтральні гелі, зазвичай із мірою активності іонів водню на околицях 6.5 *pH* за високої в'язкості (близько 20 Па * с) [11].

Для звукових досліджень використовуються стерильні та нестерильні гелі. Перші обов'язкові для інвазивних процедур, тобто під час операцій, досліджень біля слизових оболонок чи коли в людини ослаблений імунітет. Нестерильні застосовуються в інших випадках, проте їх використання пов'язують зі ризиком спалахів інфекцій аналогічно гелю, підігрітому у вогкому середовищі. [12].

Ультразвукове медичне дослідження на рівні з комп'ютерною та магнітно-резонансною томографіями зводилось до завдання з візуалізації стану тканин всередині тіла – фактично становить свого роду тепловізор, оскільки кінцевим продуктом діагностики методами, зазначеними вище, представляється двовимірне зображення структур чи органів за стандартом DICOM із можливою незначною

обробкою – сонографію, розшифровану та зацифровану на основі амплітуд згенерованих хвиль, що відлунюються [13]. Стандарт DICOM, що розшифровується як «Digital Imaging and Communications in Medicine» відповідає за комунікацію в медицині та регламентує збереження візуальної інформації за ISO 12052:2017 і використовується поміж більшістю приладів діагностики.

Ультразвукове дослідження судин засноване на ефекті відображення ультразвукового променя на межі двох середовищ різної щільності та для окремих процедур – ефекті Доплера. Інформація на його основі чудово сигналізує про процеси, що протікають в організмі людини. Таким чином, його застосовують у флебології, для доплерографії судин, зокрема для головного мозку, для визначення швидкостей та тиску в цих судинах, для асистування створення ехокардіограми, оцінки функцій серцевого клапана, ним проводять диференціацію проблем із серцево-судинною системою, легневими функціями, болю в животі чи нирках; в анестезіології ультразвук використовується для визначення розташування голок під час ін'єкцій [14]; у фізіотерапії, згідно із теорією, ультразвукові хвилі, навантажуючи кістку, стимулюють вироблення кісткової клітини, що спричиняє дещо пришвидшене зрощення зламаних кісток, а неврологія як ключову властивість такого роду акустичного випромінювання використовує можливість для подолання бар'єра, що відмежовує кров від спинномозкової рідини [15]. Слід виокремити ефективно застосування ультразвуку для візуалізації пухлин та уражень, як і допомогу в їх біопсії [16].

Тривалість ультразвукового обстеження в медицині повинна бути настільки короткою, наскільки це необхідно для отримання корисного результату діагностики, і чим менша область сканування, тим більша енергія проходить через неї та спричинятиметься більший нагрів середовища. Генерація сигналу має бути із такою настільки низькою потужністю, яка буде розумною для отримання достатньо корисного результату. Значення механічного індексу повинне бути настільки низьким, наскільки це є розумно досяжним відповідно до потреби. Використовувати хвилю механічного індексу > 0.7 слід з обережністю, особливо в присутності контрастних речовин. Максимальна температура зонда при контакті із пацієнтом – до

43°C або до 50°C лише під час бігу. Температура тіла пацієнта, що підвищилась внаслідок впливу ультразвукового опромінення підвищилась на 2°C, вважається найгіршим сценарієм. Якщо підвищення відбулося на 4°C вище від норми людини за 5 хвилин, вплив є потенційно небезпечним [17]. Загалом, допустимий час обстеження наводять у вигляді структурованого елементу, наведеного у Таблиця 2.

Таблиця 2. Максимально допустимий час ультразвукового обстеження або іншого варіанту дії ультразвуку залежно від підвищення температури частини тіла біологічного об'єкта [17]

Підвищення температури, °C	Максимальний час експозиції, хв
10	0.07
8	0.25
6	0.5
5	1
4	4
3	16
2	64
1	256

Для загального сканування та периферичних судин залежно від термального індексу час проведення діагностики наведено в Таблиця 3.

Таблиця 3. Регламентация часу експозиції залежно від підвищення температури для дослідження периферичних судин [17]

Підвищення температури, °C	Максимальний час експозиції, хв
0 – 1	Необмежений час, регламентований принципом <i>ALARA</i>
1,0 – 1,5	< 120
1,5 – 2,0	< 60
2,0 – 2,5	< 15
2,5 – 3,0	< 4
3,0 – 4,0	< 1
4,0 – 5,0	< 15с
> 5,0	< 5 с
> 6,0	Проведення дослідження не рекомендується

Слід зазначити, що експериментально дослідженим явищем дії високоінтенсивних акустичних променів цього діапазону міг позбавити життя живий організм, що мешкав у водному середовищі, таким чином, необережна дія лише трьома параметрами – інтенсивністю, тривалістю дії цього випромінювання і частотою може нести ризик руйнівного характеру коливань.

Частота ж чутного діапазону в 1 кГц набуває значення небезпечної для людини, коли інтенсивність звуку буде перевищувати $100 \frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$.

У галузі застосовують кілька різних типів зондів з урахуванням їх форми, способу генерації ультразвукових хвиль та поля сканування. Для вимірювання структур на частоті до 16 МГц використовується лінійний тип ультразвукових зондів [2]. Активні елементи зондів такого вигляду розташовані в лінійно, а поле сканування генерується прямокутним. Зменшеним варіантом лінійного, що також застосовується для дослідження в областях судин має назву секторного, а частоти, за яких оперує цей вид – до 12 МГц, проте його область дослідження відрізняється від прямокутного, що не дозволяє більш зрозумілим чином дослідити необхідні параметри товщини. Це і є основною причиною вибору саме датчика лінійного типу.

Ще одним фактором, яким варто керуватися під час просвічування ультразвуковими променями в медичній діагностиці – це вибір режиму роботи (обстеження). Процеси, що застосовуються в обробці сигналів медичних апаратів, під час виконання програми обраних режимів набагато більше розгортають прийнятий сигнал за показники амплітуди сигналів, що відбиваються від середовищ та їх стиків. Різноманіття режимів невелике – лише три. До них належать А-режим, В-режим та М-режим [18].

А-режим заснований на відображенні амплітуди сигналів у вигляді піків на одній горизонтальній лінії і застосовується для діагностики медицині вкрай рідко, адже дозволяє визначити виключно границі тканин різного імпедансу.

А-режим (Амплітудний, A-Mode)



Рис. 1 Амплітудний режим ультразвукового внутрішнього дослідження середовища

В-режим використовує методику А-режиму вздовж усієї своєї довжини, проте залежно від амплітуди отриманого сигналу задає свій сигнал – колір (його інтенсивність), зазвичай від чорного – ехопрозорого – коли сигнал не надходить до чисто білого – ехогенного – де вказується повне відбиття. Користувач отримує інформацію послідовно із заданою частотою, що може бути й непомітна для ока людини – до прикладу, 24 зміни за секунду кожен сегмент. Режим зазвичай обирається фахівцями як основний для дослідження метод УЗД.

В-режим (Brightness, B-Mode)

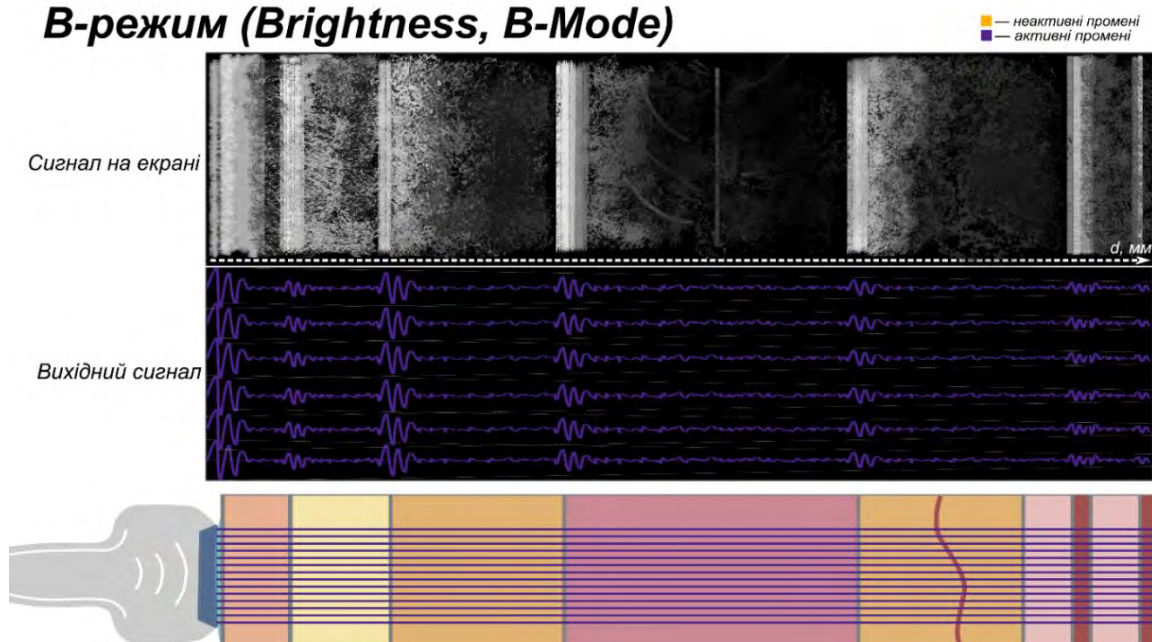


Рис. 2. В-Режим ультразвукового дослідження внутрішнього середовища

М-режим має особливу цінність тоді, коли необхідно зосередитися на визначеній лінії перетворювача. Зображення режиму яскравості поступає для вибору необхідного місця користувачем, а надалі — основа цього режиму — демонстрація зміни та рухів вздовж попередньо обраної лінії на лінії часу.

М-режим (Motion, M-Mode)

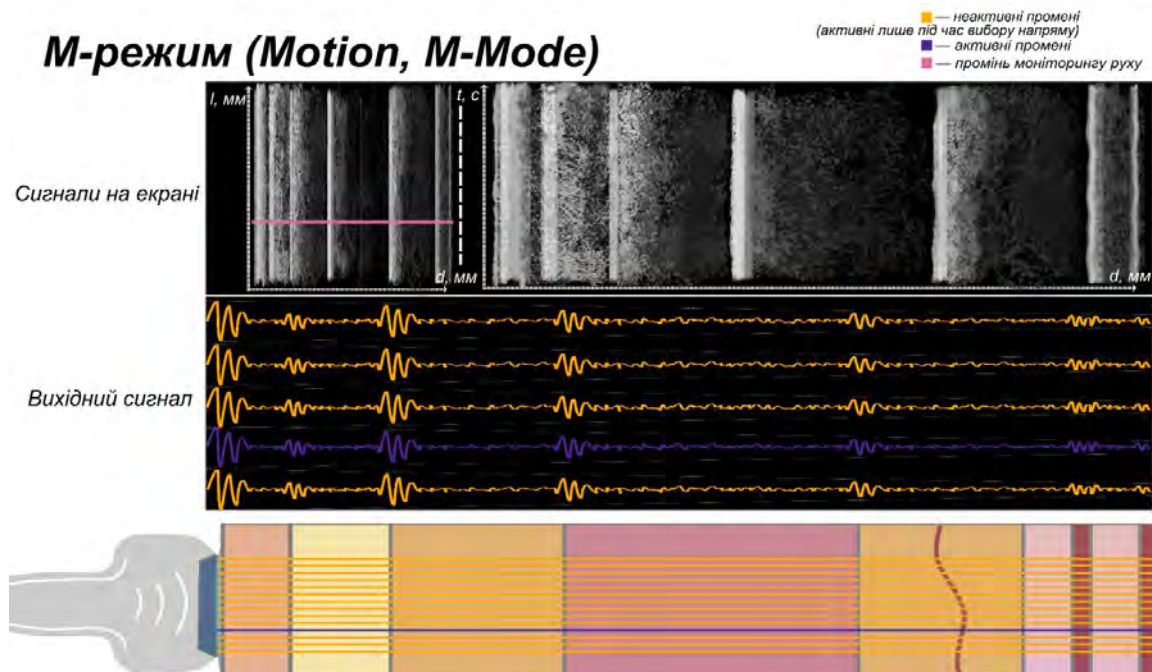


Рис. 3. Режим руху (М-режим) ультразвукового дослідження середовища

У В-режимі застосовується доплерографія, яка дозволяє визначити швидкість руху всередині судин за відбитими ультразвуковими сигналами. Вона працює у двох режимах: імпульсно-хвильовому (PWM), що надсилає одиничний сигнал і очікує відповідь, та постійно-хвильовому (CWM), який безперервно генерує імпульси, забезпечуючи спостереження за високошвидкісними потоками.

1.5. Способи вимірювання артеріального тиску

Для вимірювання артеріального тиску в домашніх умовах зазвичай користуються аускультативним методом, що проводиться такими апаратами, як стетоскоп або фонендоскоп та манжет для створення тиску на область вимірювання. Для отримання відносно точного результату вимірювання обмежують фізичні навантаження, кофеїн, алкоголь та паління перед процедурою. Вимірювання проводять після п'ятихвилинного відпочинку в спокійному стані, у сидячому положенні та з поставленими на підлозі нижніми кінцівками.

Манжета розташовується трохи вище ліктьового згину, а фонендоскоп – у згині ліктя. Тиск манжети підвищують до перевищення артеріального, після чого повільно випускають повітря. Спостерігач фіксує момент появи перших ударів, що сигналізують систолічне значення тиску і останній чутний удар, який визначає діастолічний тиск.

На Рис. 1 зображено процес вимірювання артеріального тиску за допомогою аускультативного методу, причому за допомогою «груші»-нагнітача в момент часу $t = 0$ встановлено тиск всередині манжети - 180 мм рт. ст.

В момент умовного часу 9 клітинок при спусканні за допомогою клапану будуть чутні пульсації – звуки Короткова, що на старті зображуватимуть приблизний систолічний тиск в артерії, останній звук – діастолічний. Математично періодична характеристика пульсацій всередині артерій задана як:

$$y(x) = 0,4 * \sin(\omega x) + 0,3(2\omega x) + 0 * e^{-0,07x * \cos(-0,1x)}$$

Частота серцевих скорочень підібрана на рівні 72 удари за хвилину, що знаходиться в межах норми. Отримано дещо загострену характеристику, що свідчить

про низький тонус судин; відсутні два подальші підвищення-екстремуми у діастолічній хвилі, що присутні у молодших [19].

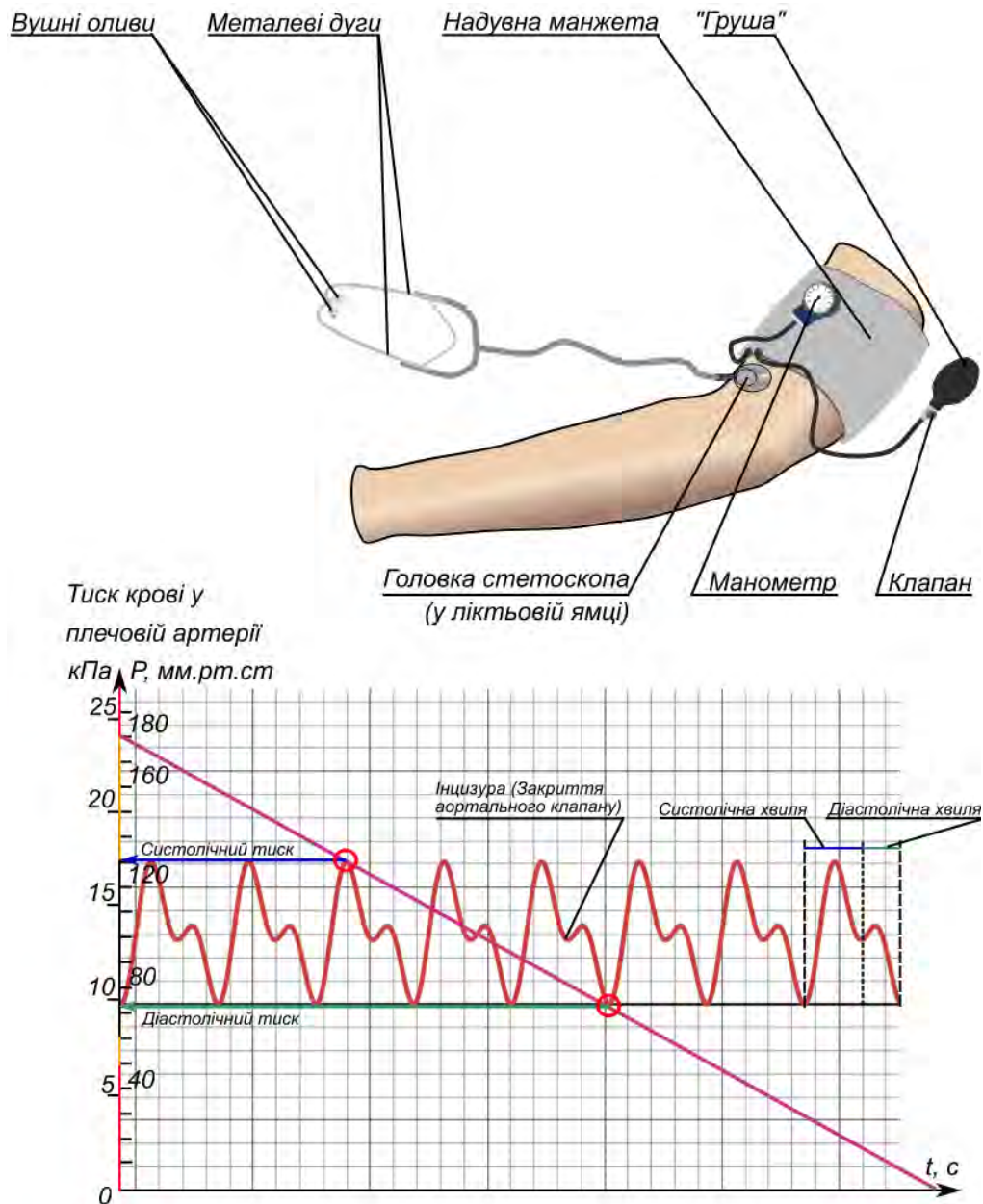


Рис. 4. Вимірювання АТ за допомогою аускультативного методу

Через недоліки аускультативного методу вимірювання артеріального тиску, що може спричиняти дискомфорт, науковці шукають альтернативи. Серед них – перфузія крові через пальці, тонометрія (вимірювання очного тиску), осцилометрія (реєстрація кривої через стиснуту манжеткою ділянку артерії), фотоплетизмографія (візуальні зміни кровонаповнення тканин, властивий фітнес-браслетам), біоімпеданс (опір тканин струму), ультразвукові методи (до прикладу, коли реєстрація коливань в

артерії відбувається за допомогою УЗ, де тиск в накладеній манжеті та артерії зіставляється) та доплерівське ультразвукове дослідження (використання якого надає лише значення систолічного тиску). Однак більшість з цих методів потребують калібрування, отримують недостатньо інформативної частини або характеризуються високими показниками збурення, що ускладнює їх застосування [20].

Для проведення досліджень важливо розуміти, який артеріальний тиск вважається нормою для людини. Ці значення наведено в Таблиця 4.

Таблиця 4. Рівні класифікації артеріального тиску відповідно до рекомендацій Американської кардіологічної асоціації [21]

Категорія артеріального тиску	Систолічне значення (верхнє), мм рт.ст.		Діастолічне значення (нижнє), мм рт.ст.
Гіпотензія	<90	та	<50
Нормальний	<120	та	<80
Завищений	Вище 120	та	<80
Завищений, підозра на гіпертонічну хворобу 1 стадії	130 +	або	80 +
Завищений, підозра на гіпертонічну хворобу 2 стадії	140 +	або	90 +
Гіпертензивний криз. Необхідне звернення до лікаря	180 +	та/або	120 +

Вимірювання артеріального тиску здійснюється аналогічно до медичного ультразвукового дослідження: за допомогою датчика та проміжного середовища – тонкого шару. Зазвичай використовується гель на основі дистильованої води, гліцерину та інших компонентів, який має бути гіпоалергенним та нейтральним. Використання сольових розчинів, зволожувальних або живильних кремів може допомогти підвищити електропровідність, проте сольові структури можуть вивести ультразвуковий датчик із ладу [22].

1.6. Висновки за розділом

У розділі розглянуто характеристичні властивості коливань як звукових, так і ультразвукових, гемодинамічні, фізичні та фізіологічні особливості досліджуваної – серцево-судинної – системи людини, розглянуто регламентовані для ультразвукової діагностики стандарти, що стосуються використання у закладах, враховуючи той факт, що використання коливань здійснюється в межах біологічного організму та порівняно наявні поточні способи вимірювання артеріального тиску.

Внаслідок винесених відомостей можна схарактеризувати середовище проведення дослідження як піддатливе до акустичних коливань, а правила застосування таких коливань суворо описані медичними, технічними та державними установами.

З огляду на інформацію, що стосується процесу вимірювання АТ, на сьогодні запатентована чисельна кількість способів, проте широкого використання досі тримаються методи, що несуть в собі дискомфорт, певною мірою погрішності чи недостатність інформативності результативного значення або передбачає порушення цілісності шкірного покриву.

2. УМОВИ ТА СЕРЕДОВИЩЕ ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1. Опис середовища дослідження

Для діагностики людини за допомогою ультразвуку після моменту генерації сигналу хвиля може проходити декілька послідовних шарів. Від початку хвиля опиняється у шарі повітря або перехідного тонкого шару - гелю для ультразвукової діагностики, де резонує одна з одною, оскільки частота цих двох хвиль однакова і проходить через шкіру. Після шкірного покриву випущені коливання зустрічають тверду сполучну тканину, у склад якої входить дерма. Друга частина сполучної тканини містить більше жирових краплень, тож є сенс вважати, що частина нижче має властивості жирової тканини. Далі хвиля зустрічає м'язову тканину, а згодом і безпосередньо судини, що нам необхідні для вимірювання артеріального тиску.

На кордоні кожного з шарів відбуваються процеси поглинання, відбиття та проходження у новий шар цієї хвилі – наступний. Для середовища не зникають і

згасання коливань ультразвуку, адже в біологічних тканинах також наявні процеси поглинання та розсіяння, властиві всім твердим тілам. Тож для загального випадку числова залежність коефіцієнта згасання ультразвуку у м'яких біологічних тканинах обирається як $m \approx 1.2$ [2].

Більш детальні коефіцієнти згасання акустичних коливань у середовищі наведено в Таблиця 5.

Таблиця 5. Мінімальні параметри та властивості середовищ із розрахунку на створення найменшого впливу

Середовище	Густина, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$	Швидкість поздовжньої хвилі ультразвуку, $\frac{\text{м}}{\text{с}}$	Акустичний імпеданс $\left(\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}}\right) * 10^6 =$ $\frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	Коефіцієнт атенуації (ослаблення хвилі), $\frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$ при 1 МГц;
Повітря	$\rho_{\text{повітря}} = 1.2$	$v_{\text{повітря}} = 330$	$Z_{\text{повітря}} = 0,000396$	0,75
Шкіра	$\rho_{\text{шкіри}} = 1150$	$v_{\text{шкіри}} = 1730$	$Z_{\text{шкіри}} = 1,99$	0,035
Сполучна тканина	$\rho_{\text{с.т.}} = 1120$	$v_{\text{с.т.}} = 1610$	$Z_{\text{с.т.}} = 1,8$	0,157
Жирова тканина	$\rho_{\text{ж.т.}} = 920$	$v_{\text{ж.т.}} = 1460$	$Z_{\text{ж.т.}} = 1,35$	0,063
М'язова тканина	$\rho_{\text{м.т.}} = 1070$	$v_{\text{м.т.}} = 1590$	$Z_{\text{м.т.}} = 1,7$	0,096
Судини	$\rho_{\text{судин}} = 920$	$v_{\text{судин}} = 1460$	$Z_{\text{судин}} = 1,35$	— — —
Кров	$\rho_{\text{крові}} = 1060$	$v_{\text{крові}} = 1560$	$Z_{\text{крові}} = 1,65$	0,015
Кістка	$\rho_{\text{кістки}} = 1380$	$v_{\text{кістки}} = 2700$	$Z_{\text{кістки}} = 5,75$	1,50

Зі спрощених теоретичних уявлень, більшість систем ультразвукової діагностики перетворює двосторонній час на глибину зображення, використовуючи припущену швидкість звуку $1540 \frac{\text{м}}{\text{с}}$. Для описової моделі можна винести, що швидкість поширення хвиль у більшості рідин становить від $800 \frac{\text{м}}{\text{с}}$ до $2000 \frac{\text{м}}{\text{с}}$. Тож для більш вірогідного, проте досі доволі спрощеного аналізу можна використати інформацію, що обирається фахівцями медичної галузі для проведення ультразвукової діагностики у довіднику або з баз даних.

Звукові коливання чутного діапазону довільної інтенсивності майже безперешкодно долають цей шлях, що можна впевнитися з розрахункових даних.

Серце людини подає імпульсні сигнали, що задаються і в артеріальних судинах. У кожній артерії помічається своя нелінійна характеристика роботи системи, як і відома характеристика звукових імпульсів серця у вигляді кардіограми не збігається із навіть найближчою артерією до цього органу – аорти. Розсіювання набуває більшого значення саме в еластичних артеріях, таких, як аорта та сонні артерії, ніж у м'язових. Кардіограма вловлює тони як венозного кола, де кров повертається до серця, так і артеріального, де серце виштовхує крові по системі. Кожен із сигналів набувають синусоїдного вигляду з кількома екстремумами. Для артеріальної системи вигляд залежності математично описується як:

$$y(x) = A * \sin(\omega x) + B(2\omega x) + C * e^{-ax * \cos(-bx)} \quad (10)$$

де A, B, C, a, b – довільні коефіцієнти,

ω – циклічна частота, $\frac{\text{рад}}{\text{с}}$.

Кожна тканина живого організму має свої властивості як густини, так і поширення акустичних коливань. На Рис. 5 наведено структуру проходження ультразвукових променів після потрапляння з точки спостереження.

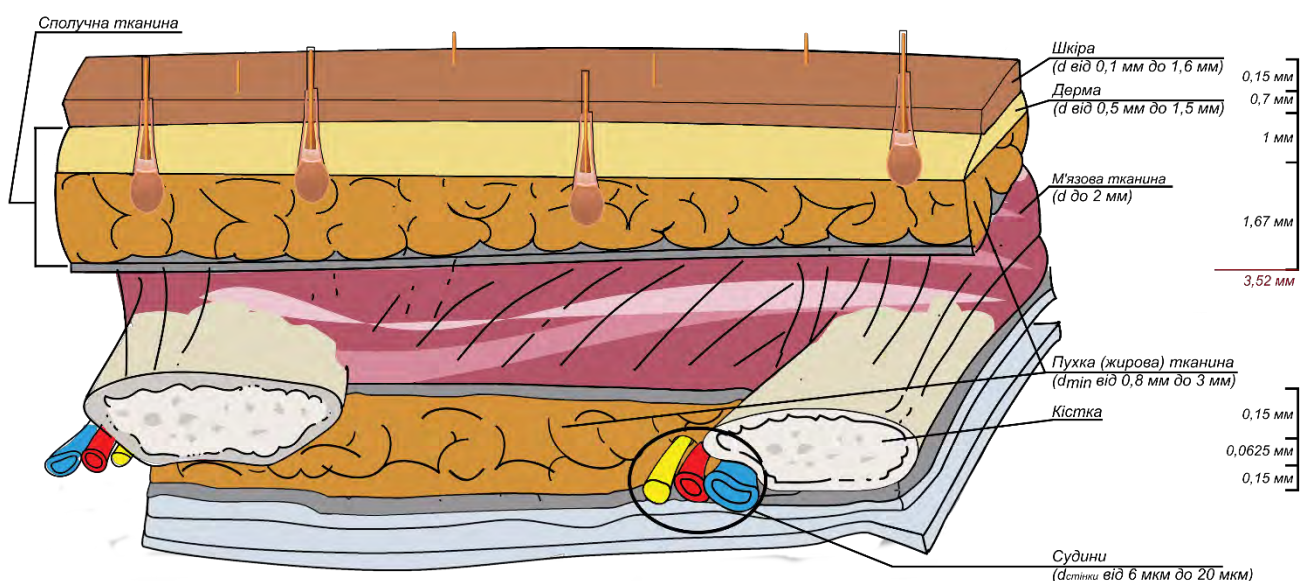


Рис. 5. Структура біологічного покриву, через яку проходить високочастотне випромінювання під час обстеження

Товщина епідермісу, тобто ороговілої зовнішньої ділянки шкіри, сягає від 0,1 до 1,6 мм. Оскільки вимірювання проводяться на тих ділянках, що піддаються впливам із зовнішнього середовища на доволі низькому рівні, за основу є сенс взяти товщину невелику. Крім того, визначення та розрахунки проводяться по меншій границі, щоб використати найменшу розумну характеристику хвилі, яку є змога регулювати. Таким чином, для дослідів візьмемо товщину $d_{\text{шкіри}} = 0,15$ мм.

Товщина дерми коливається в межах від 0,5 до 1,5 мм. Припустімо, що $d_{\text{с.т.}} = 0,7$ мм.

Підшкірна жирова клітковина, або гіподерма, визначається залежно від статури людини. Враховуючи, що цю частину вважають і як третьою частиною шкіри, і як окрему одиницю, а сам шар є більшим за суму епітеліального та дермального, найменша одиниця цього шару сягає від 0,8 до 3 мм, проте товщина підшкірної клітковини може сягати 10 мм завтовшки [23]. Для розрахунку товщину гіподерми оберемо у вигляді $d_{\text{ж.т.}} = 1$ мм.

2.2. Коливання та їх загрози в середовищі дослідження

Для застосування ультразвукових хвиль в області охорони здоров'я, ультразвукове випромінювання розглядається як акустична енергія у вигляді поздовжніх хвиль, яка є нетоксичною для біологічних тканин на діагностичних рівнях, але взаємодіє з ними.

Акустичною взаємодією з людиною знаменується відчуттями та виникненням головного болю та втомленості, перепадів настрою, переважно негативного. Для ультразвуку ця взаємодія із тканинами людини спостерігається у вигляді двох механізмів: тепловий і нетепловий, причому зазвичай обидва ефекти виникають одночасно, але з різною інтенсивністю. Відповідно, чим більша вхідна інтенсивність або щільність досліджуваних тканин, тим вища температура нагрівання цих тканин та більше енергії поглинається або для нетермічних процесів – ультразвук надає потенціал розвитку біоефектів, що впливає на тіла, через які проходить. Як глибина

проникнення, так і ступінь взаємодії залежать від властивостей хвилі. З формул 3 та 4 помітно, що зі збільшенням частоти довжина хвилі зменшується, відповідно, глибина проходження цієї хвилі також змінюватиметься у сторону зменшення.

Під час проходження у рідкому середовищі, де наявні елементи повітряних бульбашок, акустичних коливань, між останніми виникає взаємодія, залежна від самих акустичних хвиль. Ступінь взаємодії характеризують за двома типами. Поширення кавітаційних явищ класифікують як неінерційну та інерційну. Перший тип описує процеси кавітації, де бульбашки зазнають помірних змін об'єму, розміром до розміру початкового діаметра, причому коливання бульбашок також створює тепло. Другий тип супроводжується виникненням сильної ударної хвилі з екстремально високими локальними температурами. Пороговим тиском виникнення кавітаційних процесів другого типу при випромінюванні сигналу частотою 1 МГц перевищує 4 МПа, підвищуючись зі зниженням частоти за класичною теорією кінетики [16]. Тобто варто врахувати, що це явище виникає при терапевтичних дозах ультразвукового випромінювання із більшою ймовірністю за однакового тиску. Зі збільшенням частоти бульбашки набувають менших форм, а їх руйнація супроводжується адіабатичним нагріванням [24].

У ролі контрольованого інструменту кавітація в медичних цілях вже використовується від чистки зубів, чистки технологічного устаткування, масажу та відбиття жирових часточок до ультразвукової літотрипсії, або розбиття каменів у нирках, очищення від солей, колоїдних речовин, та доставлення ліків до організму, адже бульбашки, що піддаються впливу високоінтенсивного ультразвукового випромінювання із неінерційним поширенням у середовищі, в ролі якого виступають кровоносні судини, застосовують для проведення лікувальних засобів до бажаного місця.

Кавітаційний процес супроводжується появою на поверхнях електричних зарядів із світінням через іонізацію води, а руйнація бульбашок, спричиняє підйоми температури до 10000°C та імпульсів тиску близько 50,7 МПа, або 500 атм. Ця властивість спричиняє руйнування міцних матеріалів або допомагає боротися зі

шкідливими для водойм рослинностями, цвітінням води, руйнуючи їх газові вакуолі та перешкоджаючи фотосинтезові [25]. Для людини виникнення кавітаційних процесів у великих кровоносних судинах або серці викликає контузію.

Відбиття жирових часточок виникає під дією низькочастотного ультразвуку в жирових клітинах із параметрами близько ранжування від 30 кГц до 50 кГц та тиском 0,6 кПа, пошкоджуючи мембрану самих жирових клітин [26].

Додатковою перешкодою для застосування ультразвукових хвиль слугують п'єзовипромінювачі на основі свинцю, адже в основному саме цей елемент використовується у їх структурах, а найбільш поширеною варіацією п'єзокераміки – ЦТС-19, або цирконат-титанат свинцю. Окрім поширення через атмосферу випарами, свинець, забруднюючи останню, чинить негативний вплив різного роду побічними ефектами шляхом отруєння з повноцінним відображенням на стані як симптоматики, так і ознак на організм, який його поглинає. Таким чином, відбувається пошук перспективних елементів для випромінювання ультразвукових сигналів, у галузі медицини намагаються використовувати перетворювачі на основі кераміки, що належить до групи Барій-Титанату (BT). Перетворювач BNT характеризується роботою до піка у 105 В, де максимальний акустичний тиск складав 1,1 МПа, а інтенсивність звуку $43 \frac{\text{Вт}}{\text{см}^2}$, що демонструє кращі результати роботи, ніж ЦТС [27, 28].

Для високочастотних обстежень виявлено п'єзоелектричний полівініліден фторид (ПВДФ, Polyvinylidene fluoride, PVDF). Компонент у β -фазі некрихкий, гнучкий та демонструє чудові властивості п'єзовипромінювача внаслідок впорядкованої кристалічної решітки, подібної вигляду пластинам ЦТС. Частота роботи може коливатися починаючи від частоти аудіо, натомість для кожного діапазону частот накладаються свої обмеження та виникають питання щодо чутливості цього елемента. ПВДФ відомий своїми антитромботичними властивостями, використовується в хірургії для зшивання м'яких тканин, що засвідчує його безпеку до застосування і для ультразвукового дослідження, а його

акустичний імпеданс у порівнянні серед конкурентів найбільше наближається до акустичного імпедансу води [27, 28].

Останні розробки п'єзоелементів досі підвладні вивченню та дослідженням. Пошук перспективних безсвинцевих п'єзоелементів знаменується й відкриттям розробки BZT х BCT – барій-цирконат-титанат, зі значним п'єзоелектричним коефіцієнтом, порівнянним зі свинцевим аналогом, через що його використання та застосування тривалий час наявні у застосуванні.

2.3. Висновки за розділом

У даному розділі проведено проектування покриву людини до артеріальної частини, розглянуто способи застосування коливань та потенційні ризики їх використання. Окрему увагу приділено розробкам п'єзоелектричних пластин, розроблених більш нейтральними для живого організму.

За результатом проведених досліджень, найбільше застосування в сьогоденні досі зберігає популярний матеріал на основі свинцю, хоч і розроблені елементи плівкові та барій-титанат-складові демонструють чудові акустичні особливості.

3. ТЕХНОЛОГІЧНІ АСПЕКТИ

3.1. Система роботи ультразвукового медичного перетворювача

Медичний ультразвуковий перетворювач – це багатокомпонентний електричний пристрій, що виконує генерацію ультразвукових хвиль та приймання відбитих коливань. Внутрішня частина містить в собі металевий шарнірний тримач для підтримки масивного кабелю, що складається із трьох пучків електропровідних дротів. На кінцях дроти стиснуті до конекторів у вигляді шлейфів, що затискаються у спеціальні роз'єми з фіксувальними зачіпками на друкованій платі.

Друкована плата або їх з'єднання разом з усіма електронними компонентами захищена двошаровою плівкою: мідною фольговою з полімерною підкладкою. Функціонал цієї фольги може полягати у явищі електромагнітного та радіочастотного екранування, тобто запобіганні потрапляння електромагнітного та радіочастотного полів всередину перетворювача, аналогічно із чим запобігає небажаному поширенню

створюваного поля всередині перетворювача назовні. Ізольований матеріал обернено досередини пристрою для запобігання контакту із іншими електронними компонентами в системі.

Ближче до робочої поверхні друкована плата оточена підкладкою, де прокладаються електричні з'єднувачі із п'єзоелементами. За п'єзоелементами розташовується акустичний просвітлювальний шар та на виході – акустична лінза зі спеціалізованого пластику – «другий просвітлювальний шар», що контактує з середовищем дослідження.

Структурно перетворювач можна зобразити в розібраному вигляді як наведено на Рис. 6. Складальний кресленник системи наведено у додатку Б.

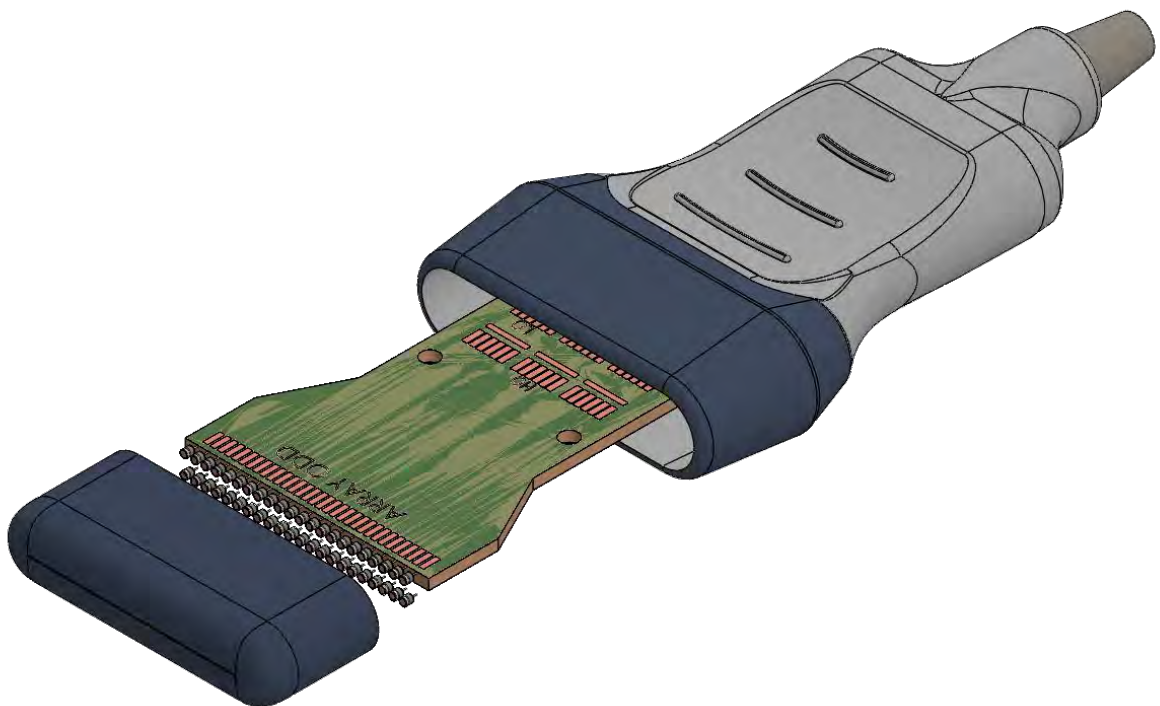


Рис. 6. Ультразвуковий перетворювач

3.2. Система для вимірювання артеріального тиску

Використання неінвазивного підходу для вимірювання артеріального тиску передбачає використання звукового та ультразвукового датчика для розрахунку

розмірів артерії, на якій і проводиться спостереження. Датчик звуковий має генерувати хвилі різних частот, які створюють тиск на стінку судини, викликаючи її вібрації. Коли випромінюватиметься частота, під час якої верхня та нижня частини артерії, за якими ведуться спостереження, коливатимуться в унісон, досягатиметься резонансна частота, що створює контрольовану деформацію до половини розміру артерії ($d/2$).

За двома відомими параметрами – розмірів артерії та резонансної частоти – розраховується шуканий тиск рідини всередині артерії за законом Лапласа. Визначення цих параметрів відбувається протягом усього циклу серцебиття. Спосіб позбавлений проблем, що властиві пульсоксиметрам у випадках із зміненою рефлексією залежно від вмісту меланіну у шкірі.

Для застосування принципу на живих істотах виникає необхідність взяти до уваги наявність рідин всередині та зовні тонкостінного елемента дослідження [20].

Згідно із принципами проведених досліджень та настанов для забезпечення безпеки пацієнтів, окрім технічного огляду на предмет роботоздатності, важливо провести передчасний огляд щодо наявності пошкодження на засобах. Необхідно підкреслити важливість щорічного метрологічного проведення дослідження, перевірки використовуваних засобів, пристроїв та приладів. З боку безпеки пацієнта, слід проводити вимірювання температури для фіксації несподіваної реакції організму пацієнта. Таким чином, імплементація термометра серед засобів проведення контролю займатиме особливе місце серед інших компонентів:

надається за запитом до авторів

Рис. 7. Структурна схема системи автоматизованого контролю

Оскільки визначено параметри, що контролюються або визначаються конкретними пристосуваннями, на основі цих даних на рисунку 8 спроектовано схему параметричну схему системи вимірювання.

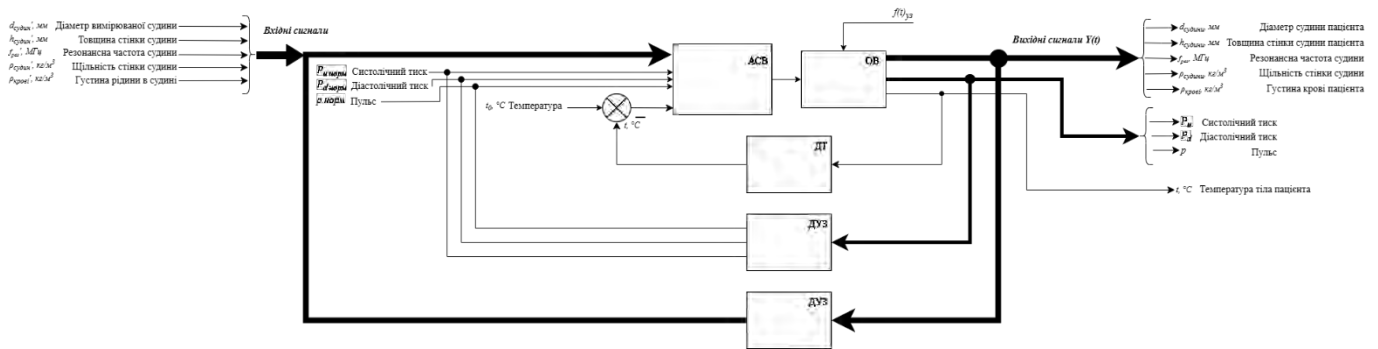


Рис. 8. Параметрична схема ультразвукової системи автоматизованого вимірювання артеріального тиску

Під час роботи системи, де генерується та приймається основна інформація, фізична величина, що слугує необхідним складником до визначення АТ зазнає перетворень. Автоматизований процес перетворення цієї фізичної величини, починаючи від моменту приготування наведена на функціональній схемі автоматизації в додатку В.

На етапі проектування електричного ланцюга з'ясовано, що для керування п'єзоелектричним перетворювачем використовують зазвичай два варіанти схем. Для сталих конфігурацій використовуються трансформаторні схеми, які перед тим калібрують. Іншим варіантом є дешевша конфігурація із прямою подачею сигналу на перетворювач. І таким чином, із рекомендацій виробників ультразвукових модулів можна спроектувати схему електричну принципову для закритої конфігурації, що зображена на Рис. 9 або наведену в додатку Б.

Резистивно-діодний обмежувач, що застосовується у схемах, запобігає утворенню високій різниці потенціалів на схемі, що підходить до підсилювача сигналу. Підсилювач у свою чергу вимагає своїх налаштувань конфігурації, джерел живлення для утворення підсилення або активації визначеного його особливостями режиму підсилення. У прямих схемах на прикладі схеми з додатку для високочастотної генерації сигналу використовуються n-мосфетні (польові) транзистори, в яких зарядження затвору замикає поширення струму від стоку до витоку.

надається за запитом до авторів

Рис. 9. Схема електрична принципова трансформаторного типу керування
ультразвуковим перетворювачем

3.3. Розрахунок акустичного імпедансу середовищ дослідження

Хвиля, що зазнала випромінення із п'єзоелектричного перетворювача для досягнення артерій повинна пройти один за одним послідовно шари, зазначені відповідним чином у стовпець Таблиця 5. Акустичний імпеданс обчислюється за формулою 2 і дорівнює добутку густини середовища на швидкість поширення поздовжньої хвилі у ньому.

$$Z_{\text{повітря}} = \rho_{\text{повітря}} * v_{\text{повітря}} = 1,2 * 330 = 396 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}} = \left[\begin{array}{l} [\text{Па}] = \left[\frac{\text{кг}}{\text{м} * \text{с}^2} \right] \\ \left[\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}} \right] = \left[\frac{\text{Па} * \text{с}}{\text{м}} \right] \\ 10^6 \text{Па} = 1 \text{МПа} \end{array} \right] =$$
$$= 396 * 10^{-6} \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}} = 0,000396 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}};$$

$$Z_{\text{шкіри}} = \rho_{\text{шкіри}} * v_{\text{шкіри}} = 1150 * 1730 = 1\,989\,500 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}} = 1,9895 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}};$$

$$Z_{\text{с.т.}} = \rho_{\text{с.т.}} * v_{\text{с.т.}} = 1120 * 1610 = 1\,803\,200 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}} = 1,8032 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}};$$

$$Z_{\text{ж.т.}} = \rho_{\text{ж.т.}} * v_{\text{ж.т.}} = 920 * 1460 = 1\,343\,200 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}} = 1,3432 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}};$$

$$Z_{\text{м.т.}} = \rho_{\text{м.т.}} * v_{\text{м.т.}} = 1070 * 1590 = 1\,701\,300 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}} = 1,7013 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}};$$

$$Z_{\text{судин}} = \rho_{\text{судин}} * v_{\text{судин}} = 920 * 1460 = 1\,343\,200 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}} = 1,3432 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}};$$

$$Z_{\text{крові}} = \rho_{\text{крові}} * v_{\text{крові}} = 1060 * 1560 = 1\,653\,600 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}} = 1,6536 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}};$$

$$Z_{\text{кістки}} = \rho_{\text{кістки}} * v_{\text{кістки}} = 1380 * 2700 = 3\,726\,000 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}} = 3,726 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}};$$

Обчислені значення імпедансу скороченого варіанту внесені до таблиці 5. З розрахованих величин помітно, що повітря значно відрізняється імпедансом, що негативним чином проявляється для проведення.

Зважаючи на результативне значення імпедансу кісткової ділянки, складність проходження ультразвукових променів крізь неї набуватиме значного характеру, а безпосередньо розв'язання такої задачі буде як нераціональним із думки стосовно обстеження та економічної доцільності, так і небезпечним для організму потенційного пацієнта, через що варто обмежитися прямим зрозумілим зручним та широко застосовуваним дослідженням на основі інтраваскулярного, де кісткова частина не просвічується променями ультразвуку, а саме дослідження намагаються провести найбільш доступним та найкоротшим способом.

Згрупуємо шари, що повинен пройти акустичний промінь в один, представивши псевдошар, який репрезентуватиме разом шкіру та сполучну, жирову, м'язову тканини, де міститься незначна кількість судин, по яких тече кров. Для меншого ефекту втрат до уваги буде взято принаймні одну судину. Коефіцієнти ослаблення хвилі взято із наукового джерела у медичній діагностиці [16].

3.4. Розрахунок акустичного тракту для ультразвукових коливань у середовищі

Початкову інтенсивність, що надходить від узгоджувального шару, не враховуючи безпосередньо його та попередніх середовищ, приймемо як I_0 .

Оскільки коефіцієнт відбиття інтенсивності має вигляд формули 7, звідси можна винести, що інтенсивність, що проходить у наступне середовище буде становити таку частку цілого $\frac{x}{(Z_2+Z_1)^2}$:

$$\frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} + \frac{x}{(Z_2 + Z_1)^2} = 1 \Rightarrow (Z_2 - Z_1)^2 + x = (Z_2 + Z_1)^2;$$

$$Z^2 - 2 * Z_1 Z_2 + Z_1^2 + x = Z^2 + 2 * Z_1 Z_2 + Z_1^2;$$

$$x = 4Z_1 Z_2$$

Тобто, коефіцієнт проходження хвилі, розрахований через імпеданс наступний:

$$T = \frac{I_{\text{пройдена}}}{I_{\text{повна}}} = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2}, \quad (11)$$

де $I_{\text{пройдена}}$ — складник інтенсивності пройденої у наступне середовище хвилі від межі зміни середовищ, $\frac{Вт}{м^2}$;

$I_{\text{повна}}$ — початкова інтенсивність хвилі, $\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$;

Z_1 — імпеданс поточного середовища, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}}$;

Z_2 — імпеданс наступного середовища, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}}$;

Хвиля, що підійшла до шкіри та пройшла цей бар'єр, матиме інтенсивність еквівалентну наступному:

$$I_1 = I_{00} * \frac{4Z_{\text{узгодж}}Z_{\text{шкіри}}}{(Z_{\text{узгодж}} + Z_{\text{шкіри}})^2}, \quad (12)$$

де I_{00} — інтенсивність хвилі наприкінці узгоджувального шару у вигляді гелю $\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$;

$Z_{\text{узгодж}}$ — імпеданс узгоджувального шару, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}}$;

$Z_{\text{шкіри}}$ — імпеданс шкіри, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}}$;

I_1 — інтенсивність ультразвуку після проходження бар'єру між середовищами, $\frac{\text{Вт}}{\text{м}^2}$.

У шкірі протягом усього шляху для хвилі, як і зазначалося, будуть відбуватися процеси поглинання експоненціального характеру, тож застосуємо формулу 6. Тут замість складника x як товщини братиметься для шкіри значення $d_{\text{шкіри}} = x = 0,15$ мм, а коефіцієнт атенуації хвилі в середньому для досліджуваних частот матиме переважно лінійну залежність [2]. Розраховані значення будуть занесені у Таблиця 6.

Таблиця 6. Коефіцієнти атенуації в середовищах на діапазоні частот медичного ультразвуку від 3 МГц до 18 МГц

Значення δ_1 для середовища, $\frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$	f , МГц						
	3	6	9	11	13	15	18
Шкіра	0,105	0,21	0,315	0,385	0,455	0,525	0,63
Сполучна тканина	0,471	0,942	1,413	1,727	2,041	2,355	2,826
Жирова тканина	0,189	0,378	0,567	0,693	0,819	0,945	1,134
М'язова тканина	0,288	0,576	0,864	1,056	1,248	1,44	1,728
Кров	0,045	0,09	0,135	0,165	0,195	0,225	0,27

На прикладі шкіри отримаємо результати значень для різних частот та повторимо аналогічні дії для середовищ, вказаних у таблиці.

$$\text{Для частоти } f = 3 \text{ МГц: } \delta_{I_{\text{шкіри}}} = 0,035 * 3 = 0,105 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}};$$

$$\text{Для частоти } f = 6 \text{ МГц: } \delta_{I_{\text{шкіри}}} = 0,035 * 6 = 0,21 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}};$$

$$\text{Для частоти } f = 9 \text{ МГц: } \delta_{I_{\text{шкіри}}} = 0,035 * 9 = 0,315 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}};$$

$$\text{Для частоти } f = 11 \text{ МГц: } \delta_{I_{\text{шкіри}}} = 0,035 * 11 = 0,385 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}};$$

$$\text{Для частоти } f = 13 \text{ МГц: } \delta_{I_{\text{шкіри}}} = 0,035 * 13 = 0,455 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}};$$

$$\text{Для частоти } f = 15 \text{ МГц: } \delta_{I_{\text{шкіри}}} = 0,035 * 15 = 0,525 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}};$$

$$\text{Для частоти } f = 18 \text{ МГц: } \delta_{I_{\text{шкіри}}} = 0,035 * 18 = 0,63 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}};$$

Також приведемо найвищу використовувану частоту для вимірювання артеріального тиску в діапазоні чутного звуку та впевнимся у невеликій атенуації в тканинах цих частот:

$$f = 10^{-4} * 6 \text{ МГц} = 600 \text{ Гц: } \delta_{I_{\text{шкіри}}} = 0,035 * 6 * 10^{-4} = 0,21 * 10^{-4} \frac{\text{Нп}}{\text{мм}};$$

Глибина проникнення ультразвукових коливань у медичному застосуванні за замовчуванням обмежена приблизно 200 довжинами хвиль. З формули 3 виразимо довжину хвилі, застосуємо формулу 4, а для швидкості в середовищах візьмемо зазначені раніше спрощені теоретичні відомості – $1540 \frac{\text{м}}{\text{с}}$. З розрахунків отримаємо характеристику, наведену на рисунку 6, причому заокруглення результатів відбувається у меншу сторону для запобігання збігу результатів із шумом. Обмежена характеристикою глибина поширення ультразвукових променів позначатиметься h_{lim} .

$$\text{Для частоти } f = 3 \text{ МГц глибина } h_{lim} = 200 \lambda = 200 \frac{v}{f} = 200 \frac{1540}{3 * 10^6} = 0,102 \text{ м};$$

$$\text{Для частоти } f = 6 \text{ МГц } h_{lim} = 200 * \frac{v}{f} = 200 \frac{1540}{6 * 10^6} = \frac{0,308 * 10^6}{6 * 10^6} = 0,051 \text{ м};$$

$$\text{Для частоти } f = 9 \text{ МГц } h_{lim} = \frac{0,308}{9} = 0,034 \text{ м} = 3,4 \text{ см} = 34 \text{ мм};$$

$$\text{Для частоти } f = 11 \text{ МГц } h_{lim} = \frac{0,308}{11} = 0,028 \text{ м} = 28 \text{ мм};$$

Для частоти $f = 18$ МГц $h_{lim} = \frac{0,308}{18} = 0,017$ м = 17 мм;

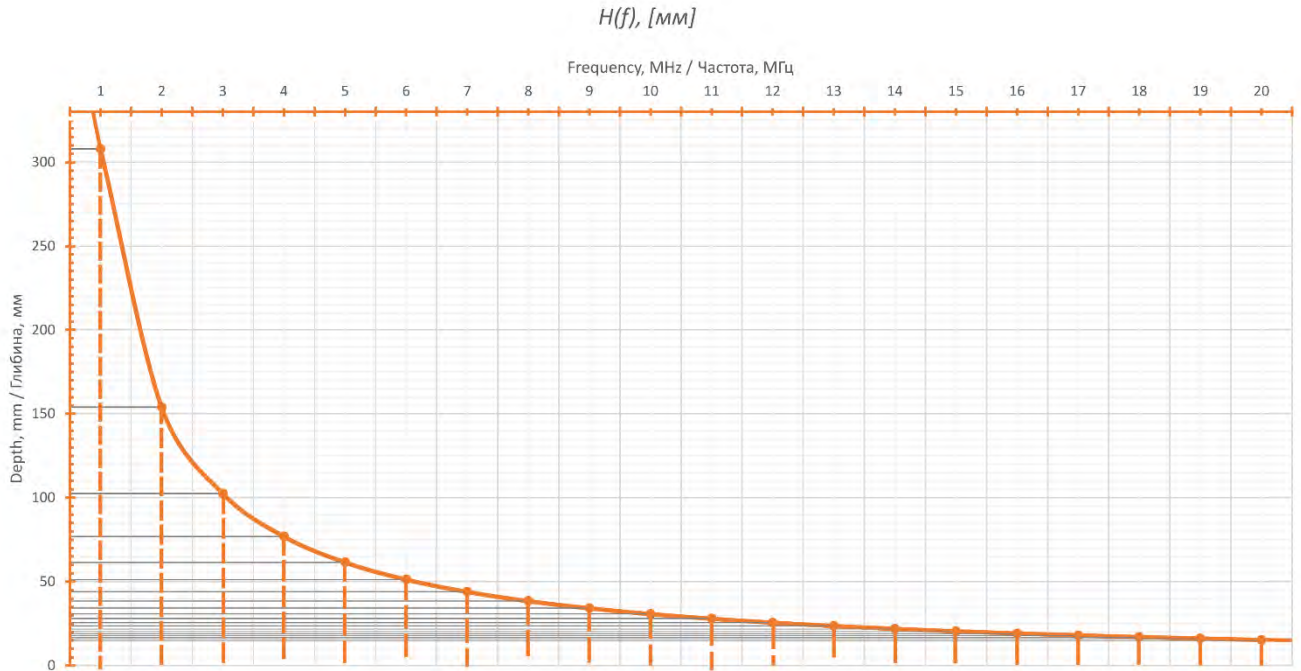


Рис. 10. Характеристика обмеження глибини проникнення коливань зі збільшенням частоти

Отже, розрахуємо дві крайні та середню позиції частотного діапазону для більшості датчиків лінійного типу – 3 МГц, 6 МГц та 13 МГц та додамо інформацію щодо інших медичних ультразвукових частот. Починаючи від початку шкірного покриву у цьому середовищі розсіюватиметься інтенсивність, що становить I_{10} . Оскільки залишкова інтенсивність після проходження межі «контактний шар – шкіра» становить I_1 , розраховане значення відштовхуватиметься від нього. Сума складників $e^{-\delta_{I_i} * d_i}$ значення згасання використовуватиметься у розрахунку коефіцієнта акустичного тракту.

$$I_{10} = I_1 * e^{-\delta_{I_{шкіри}} * d_{шкіри}} = I_1 * 2,7183^{-0,105 * 0,15} = 0,9844 I_1;$$

Залишок інтенсивності після проходження етапу стику шкіри зі сполучною тканиною (тобто випромінювання, що пройде у шар сполучної тканини):

$$I_2 = I_{10} * \frac{4Z_{шкіри}Z_{с.т.}}{(Z_{шкіри} + Z_{с.т.})^2} = 0,9844 I_1 * \frac{4 * 1,9895 * 1,8032}{(1,9895 + 1,8032)^2} = 0,982 I_1;$$

Для цієї тканини $d_{с.т.} = x = 0,7$ мм, за частоти 3 МГц $\delta_{I_{с.т.}} = 0,157 * 3 = 0,471 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$, а імпеданс наприкінці шару:

$$I_{20} = I_2 * e^{-\delta_{I_{с.т.}} * d_{с.т.}} = 0,982I_1 * 2,7183^{-0,7*0,471} = 0,982I_1 * 0,7191 = 0,7062I_1$$

Після сполучної тканини – жирова, для якої $d_{ж.т.} = 1$ мм;
 $\delta_{I_{ж.т.}} = 0,063 * 3 = 0,189 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$;

$$I_3 = I_{20} * \frac{4Z_{с.т.}Z_{ж.т.}}{(Z_{с.т.} + Z_{ж.т.})^2} = 0,7062I_1 * \frac{4 * 1,8032 * 1,3432}{(1,8032 + 1,3432)^2} = 0,6911I_1;$$

$$I_{30} = I_3 * e^{-\delta_{I_{ж.т.}} * d_{ж.т.}} = 0,6911I_1 * 2,7183^{-0,189*1} = 0,6911I_1 * 0,8278 = 0,5721I_1;$$

Для м'язової тканини властиво те, що товщина цього шару за звичайних умов становить < 2 мм та зазначається середня товщина м'язів. Таким чином, для роботи використовуватиметься значення $d_{м.т.} = 1,67$ мм;

$$\delta_{I_{ж.т.}} 0,096 * 3 = 0,288 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}} [29];$$

$$I_4 = I_{30} * \frac{4Z_{ж.т.}Z_{м.т.}}{(Z_{ж.т.} + Z_{м.т.})^2} = 0,5721I_1 * \frac{4 * 1,3432 * 1,7017}{(1,3432 + 1,7013)^2} = 0,5642I_1;$$

$$I_{40} = I_4 * e^{-\delta_{I_{м.т.}} * d_{м.т.}} = 0,5642I_1 * 2,7183^{-0,288*1,67} = 0,5642I_1 * 0,6363 = 0,359I_1;$$

Розрахунок повертається до шару пухкої сполучної тканини, в якій містяться судини:

$$I_5 = I_{40} * \frac{4Z_{м.т.}Z_{ж.т.}}{(Z_{м.т.} + Z_{ж.т.})^2} = 0,359I_1 * \frac{4 * 1,7017 * 1,3432}{(1,7017 + 1,3432)^2} = 0,354I_1;$$

$$I_{50} = I_5 * e^{-\delta_{I_{ж.т.}} * d_{ж.т.2}} = 0,354I_1 * 2,7183^{-0,189*0,15} = 0,354I_1 * 0,6363 = 0,3341I_1;$$

Для судини як дуже тонкого шару та у крові втратами на проходження набувають малих значень, оскільки товщини артерій для вузької артеріальної частини ранжуються від $6 * 10^{-6}$ м до $19 * 10^{-6}$ м, у широкій венозній частині – від $8 * 10^{-6}$ м до $20 * 10^{-6}$ м. Для середнього значення підберемо $12 * 10^{-6}$ м, а коефіцієнт атенуації для середовища (кров) – $\delta_{I_{крові}} = 0,015 * 3 = 0,045 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}} [30]$.

$$I_6 = I_{50} = 0,3341I_1;$$

$$I_7 = I_6 * \frac{4Z_{\text{судин}}Z_{\text{крові}}}{(Z_{\text{крові}} + Z_{\text{судин.}})^2} = 0,3441I_1 * \frac{4 * 1,3432 * 1,6536}{(1,3432 + 1,6536)^2} = 0,3404I_1;$$

$$I_{70} = I_7 * e^{-\delta_{I_{\text{крові}}} * d_{\text{крові}}} = 0,3404I_1 * 2,7183^{-0,015 * 12 * 10^{-6}} = 0,3404I_1 * 0,9973 = 0,3395I_1;$$

Із помітного, цей фрагмент майже не фіксує поглинання імпедансу, натомість перехід дає певні втрати. Вихід із крові до судини по інший бік:

$$I_8 = I_{70} * \frac{4Z_{\text{крові}}Z_{\text{судин}}}{(Z_{\text{крові}} + Z_{\text{судин.}})^2} = 0,3395I_1 * \frac{4 * 1,6536 * 1,3432}{(1,6536 + 1,3432)^2} = 0,3358I_1;$$

Перед завершальним етапом є пухка сполучна тканина, або названа раніше, жирова, де також результатівна демонструє незначні поглинання у зв'язку із подібними значеннями акустичного імпедансу.

$$I_9 = I_8 * \frac{4Z_{\text{судин}}Z_{\text{ж.т.}}}{(Z_{\text{судин}} + Z_{\text{ж.т.}})^2} = 0,3358I_1 * \frac{4 * 1,3432 * 1,3432}{(1,3432 + 1,3432)^2} = 0,3358I_1;$$

$$I_{90} = I_9 * e^{-\delta_{I_{\text{ж.т.}}} * d_{\text{ж.т.}}} = 0,3358I_1 * 2,7183^{-0,189 * 0,15} = 0,3265I_1;$$

Врешті необхідна нам для результату останній відбитий складник від артерії. Її імпеданс також візьмемо як судинний, але що продемонструє нам все ту ж відсутність значних змін через однаковий імпеданс середовищ. Такими чином, найкращим рішенням буде дослідити потік, відбитий від стінок судини під час проходження до крові або, оскільки зміни відображаються найбільш явно саме на моменті визначення I_4 , для наближеного обстеження є сенс працювати із цим складником. Відбитий складник визначається із формули 7.

$$I_{fin} = I_{90} * \frac{(Z_{\text{ж.т.}} - Z_{\text{крові}})^2}{(Z_{\text{ж.т.}} + Z_{\text{крові}})^2} = 0,3265I_1 \frac{(1,3432 - 1,6536)^2}{(1,3432 + 1,6536)^2} = 0,0107 * 0,3265I_1 = 0,0036I_1.$$

Аналогічно для наступних частот. Візьмемо до прикладу частоту $f = 6$ МГц.

Тут поглинання середовищем: $\delta_{I_{\text{шкіри}}} = 0,035 * 6 = 0,21 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$; $\delta_{I_{\text{с.т.}}} = 0,157 * 6 = 0,942 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$; $\delta_{I_{\text{ж.т.}}} = 0,378 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$; $\delta_{I_{\text{м.т.}}} = 0,576 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$; $\delta_{I_{\text{крові}}} = 0,09 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$. Товщини приймаються ті ж, що у прикладі вище із 3 МГц: $d_{\text{шкіри}} = 0,15$ мм; $d_{\text{с.т.}} = 0,7$ мм; $d_{\text{ж.т.}} = 1$ мм;

$$d_{м.т.} = 1,67 \text{ мм}; d_{ж.т.2,3} = 0,15 \text{ мм}; d_{судин} = 12 * 10^{-6} \text{ м}; D_{судин} = 62,5 * 10^{-6} \text{ м}$$

$$\text{Наприкінці шкіри залишкова інтенсивність: } I_{10} = I_1 * e^{-\delta_{I_{шкіри}} * d_{шкіри}} = 0,969I_1$$

$$\text{Після проходження у сполучну тканину: } I_2 = I_{10} * \frac{4Z_{шкіри}Z_{с.т.}}{(Z_{шкіри} + Z_{с.т.})^2} = 0,9667I_1;$$

$$\text{Після проходження сполучної тканини: } I_{20} = I_2 * e^{-\delta_{I_{с.т.}} * d_{с.т.}} = 0,4999I_1$$

$$\text{На початку жирової тканини: } I_3 = I_{20} * \frac{4Z_{с.т.}Z_{ж.т.}}{(Z_{с.т.} + Z_{ж.т.})^2} = 0,4892I_1;$$

$$\text{Наприкінці жирової тканини: } I_{30} = I_3 * e^{-\delta_{I_{ж.т.}} * d_{ж.т.}} = 0,3352I_1;$$

$$\text{Пройшла у м'язову тканину інтенсивність: } I_4 = I_{30} * \frac{4Z_{ж.т.}Z_{м.т.}}{(Z_{ж.т.} + Z_{м.т.})^2} = 0,3306I_1;$$

$$\text{Наприкінці м'язової тканини: } I_{40} = I_4 * e^{-\delta_{I_{м.т.}} * d_{м.т.}} = 0,1338I_1;$$

$$\text{Інтенсивність на початку наступного шару: } I_5 = I_{40} * \frac{4Z_{м.т.}Z_{ж.т.}}{(Z_{м.т.} + Z_{ж.т.})^2} = 0,132I_1;$$

$$\text{Інтенсивність наприкінці цього шару: } I_{50} = I_5 * e^{-\delta_{I_{ж.т.}} * d_{ж.т.}} = 0,1247I_1;$$

Стінка судин має однаковий імпеданс із жировою тканиною, тож інтенсивність зберігається $I_6 = I_{50}$; судини – тонка оболонка, атенуація у тканині не обчислюється, натомість береться до уваги вміст. Залишкова інтенсивність від проходження бар'єру між судинами та кров'ю: $I_7 = I_6 * \frac{4Z_{судин}Z_{крові}}{(Z_{крові} + Z_{судин.})^2} = 0,1234I_1;$

$$\text{Після проходження крові: } I_{70} = I_7 * e^{-\delta_{I_{крові}} * d_{крові}} = 0,1227I_1;$$

$$\text{Після проходження крізь бар'єр між судинами: } I_8 = I_{70} * \frac{4Z_{крові}Z_{судин}}{(Z_{крові} + Z_{судин.})^2} = 0,1214I_1;$$

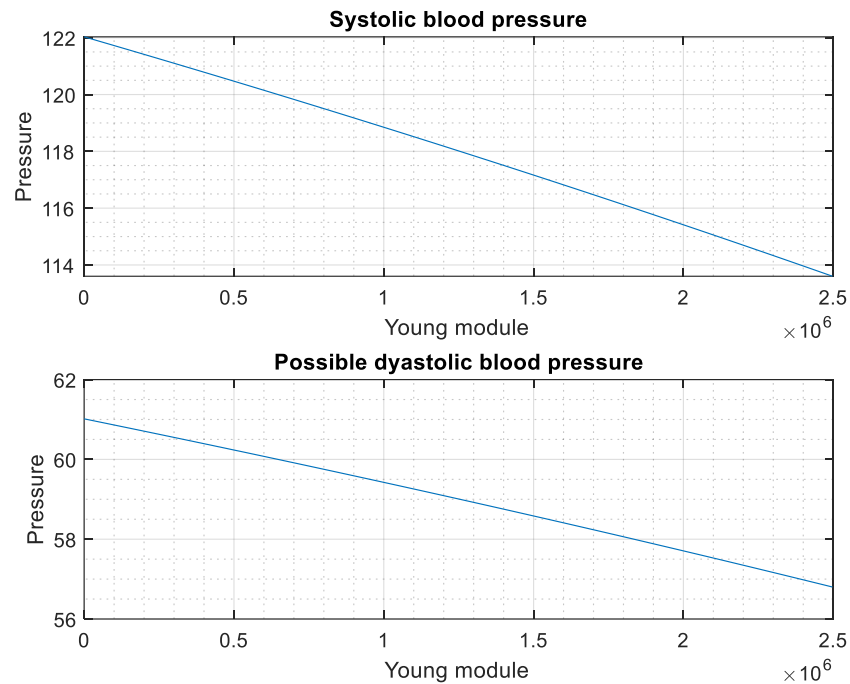
$$\text{Пройдена у жирову тканину інтенсивність: } I_9 = I_8 = 0,1214I_1;$$

$$\text{Наприкінці шару: } I_{90} = I_9 * e^{-\delta_{I_{ж.т.}} * d_{ж.т.}} = 0,1147I_1;$$

$$\text{Відбита інтенсивність: } I_{fin} = I_{90} * \frac{(Z_{ж.т.} - Z_{крові})^2}{(Z_{ж.т.} + Z_{крові})^2} = 0,0013I_1.$$

За допомогою програмного алгоритму, приведеного в додатку Д, на цій основі дослідимо інтенсивність на використовуваних для дослідження васкулярної системи в медичному ультразвукових частотах. Приблизні результати виконання коду наведено на рисунку

names	impedances	sigma	dd	In_flat	In	In0_flat	In0
"Skin"	1.9895	0.63	0.15	1	1	0.90983	0.90983
"Dermis"	1.8032	2.826	0.7	0.99759	0.90763	0.13832	0.12554
"Fat"	1.3432	1.134	1	0.97863	0.12286	0.32174	0.039529
"Muscles"	1.7013	1.728	1.57	0.98617	0.038982	0.06634	0.0025861
"Fat"	1.3432	1.134	0.15	0.98617	0.0025503	0.84358	0.0021514
"Vessels"	1.3432	0	0.0025	1	0.0021514	1	0.0021514
"Blood"	1.6536	0.27	0.06	0.98927	0.0021283	0.98393	0.0020941
"Vessels"	1.3432	0	0.0025	0.98927	0.0020716	1	0.0020716
"Fat"	1.3432	1.134	0.15	1	0.0020716	0.84358	0.0017476
"Ves_Reflected"	1.6536	0	0	0.010728	2.2225e-05	1	0.0020716



The blood pressure is approximately 118/59

Рис. 11. Приклад виконання алгоритму обчислення акустичних особливостей багатошарового середовища та артеріального тиску людини

Таблиця результатів обчислення інтенсивностей наведена нижче.

Таблиця 7. Розраховані значення інтенсивностей акустичної хвилі за частот протягом її проходження

Середовище		Частота 2 МГц		Частота 3 МГц		Частота 6 МГц	
№ (i)	Назва	I_i (проходить у шар)	I_{i0} (віддає шару)	I_i	I_{i0}	I_i	I_{i0}
1	Шкіра		0,9855		0,9844		0,969

2	Сполучна тканина	0,9871	0,792	0,982	0,7062	0,9667	0,4999
3	Жирова тканина	0,7754	0,6836	0,6911	0,5721	0,4892	0,3352
4	М'язова тканина	0,6742	0,4987	0,5642	0,359	0,3306	0,1338
5	Жирова тканина	0,4918	0,4826	0,354	0,3441	0,132	0,1247
6	Стінка судини	0,4826	0,4826	0,3441	0,3441	0,1247	0,1247
7	Кров	0,4774	0,4766	0,3404	0,3395	0,1234	0,1227
8	Стінка судини	0,4715	0,4715	0,3358	0,3358	0,1214	0,1214
9	Жирова тканина	0,4715	0,4626	0,3358	0,3265	0,1214	0,1147
10	Стінка артерії (відбита)	0,005		0,0036		0,0013	
Середовище		Частота 9 МГц		Частота 11 МГц		Частота 18 МГц	
№ (i)	Назва	I_i (проходить у шар)	I_{i0} (віддає шару)	I_i	I_{i0}	I_i	I_{i0}
1	Шкіра		0,9539		0,9439		0,9098
2	Сполучна тканина	0,9516	0,3539	0,9416	0,2811	0,9076	0,1255
3	Жирова тканина	0,3463	0,1965	0,2751	0,1376	0,1229	0,0395
4	М'язова тканина	0,1937	0,05	0,1357	0,0259	0,039	0,0026

Продовження Таблиця 7

Середовище		Частота 9 МГц		Частота 11 МГц		Частота 18 МГц	
№ (i)	Назва	I_i (проходить у шар)	I_{i0} (віддає шару)	I_i	I_{i0}	I_i	I_{i0}
5	Жирова тканина	0,049	0,0452	0,0255	0,023	0,0026	0,0022
6	Стінка судини	0,0452	0,0452	0,023	0,023	0,0022	0,0022
7	Кров	0,0447	0,0444	0,0227	0,0225	0,0021	0,0021

8	Стінка судини	0,0439	0,0439	0,0223	0,0223	0,0021	0,0021
9	Жирова тканина	0,0439	0,04	0,0223	0,02	0,0021	0,0017
10	Стінка артерії (відбита)	0,0004		0,0002		— — —	

З попередньо обчислених даних, наведених також на рисунку 6, відомо, що для досліджуваного середовища використання високоточних апаратів високочастотного випромінювання допускається, проте підсилення сигналу підсилює інші сторонні звукові сигнали, на що варто звертати увагу. Слід обирати ті елементи, що можуть проникати принаймні в 1,5-2 рази глибше за глибину контролю. Крім того, частоти вище за 13 МГц не властиві датчикам лінійного типу [2].

Терапевтична галузь використовує п'єзoelementи із випромінюванням частотою від 0,8 МГц до понад 3 МГц, водночас медичне ультразвукове зображення зазвичай використовує частоти від 2 МГц до 20 МГц, за винятком таких як ультразвукова мікроскопія, де застосовується випромінювання частотою до 4 ГГц. Щоб уникнути потенційно шкідливого нагрівання тканин і кавітації, щільність потужності (інтенсивність) ультразвукової хвилі повинна бути менше $1 \frac{\text{Вт}}{\text{см}^2}$, або $10 \frac{\text{кВт}}{\text{м}^2}$, а допустимою максимальною інтенсивністю ультразвуку вважається $0,1 \frac{\text{Вт}}{\text{см}^2}$, або $1 \frac{\text{кВт}}{\text{м}^2}$, доза опромінення якої не перевищує $50 \frac{\text{Дж}}{\text{см}^2}$, або $0,5 \frac{\text{МДж}}{\text{м}^2}$ [31, 32].

Оскільки частота як така для умов дослідження фактично не змінюється при проходженні між середовищами, тож відбиті промені повертаються з тією ж частотою.

Для демонстрації резонансної дії використовується резонансна крива, що показує залежність амплітуди коливань від частоти зміни зовнішньої дії.

3.5. Розрахунок п'єзoelectricних елементів та тонких шарів

Для узгоджувального тонкого шару виконання умов, коли їх фазовий зсув складає значення періоду коливання синусоїдального сигналу обов'язкове з метою створення резонансу з новими хвилями, що поступають. Імпеданс цього шару визначається оберненою залежністю від коефіцієнта проходження за інтенсивністю. Розрахунок узгоджувального шару впливає із коефіцієнта проходження за інтенсивністю, оскільки необхідно досягти якомога більшого проходження хвилі крізь цей шар із корисливою метою. Попри цю особливість, виробники акустичних гелів для ультразвукової діагностики створюють субстанцію із акустичним імпедансом близьким до імпедансу зовнішньої ділянки шкіри для, власне, забезпечення умови узгоджувального шару вигляду:

$$\begin{cases} Z_{\text{поперед}} > Z_{\text{узгодж}} \\ Z_{\text{наступ}} > Z_{\text{узгодж}} \\ Z_{\text{поперед}} < Z_{\text{узгодж}} \\ Z_{\text{наступ}} < Z_{\text{узгодж}} \end{cases}, \quad (13)$$

де $Z_{\text{поперед}}$ — акустичний імпеданс попереднього середовища, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}}$;

$Z_{\text{наступ}}$ — акустичний імпеданс наступного середовища, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}}$;

$Z_{\text{узгодж}}$ — імпеданс узгоджувального між ними шару, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}}$.

Для прикладу, в медичних обстеженнях наразі широко застосовується гель, акустичний імпеданс якого складає близько $1,55 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$. Оскільки найменша довідникова зареєстрована швидкість поширення ультразвукових коливань через шкірний покрив складає близько $1580 \frac{\text{м}}{\text{с}}$, акустичний імпеданс у випадку, передбаченому такими умовами наступний [2]:

$$Z_{\text{шкіри}} = \rho_{\text{шкіри}} * v_{\text{шкіри}_2} = 1150 * 1580 = 1\,817\,500 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} = 1,817 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}};$$

Отримане значення $1,817 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$ підтверджує попередню умову щодо того, що шар гелю незалежно від типу шкірного покриву надасть змогу провести обстеження та набуватиме статус узгоджувального за умов меншого імпедансу між двома середовищами.

Ще однією умовою для забезпечення найбільшого проходження хвилі крізь узгоджувальний шар до наступного – сама товщина шару. Підбір такої здійснюється задля падіння акустичної хвилі перпендикулярно межі, через що знижуються додаткові втрати випромінюваної енергії. Формулу визначення цієї товщини прийнято за наступну:

$$d = \frac{\lambda}{2} * n, \quad (14)$$

де n – натуральне число;

λ – довжина хвилі, м.

Для початкової передачі сили коливання з метою забезпечення якомога більшого проходження до наступного шару у медичній галузі використовується також і просвітлювальний шар, який встановлюють на виході між п'єзоелементом та контактним гелем, що грає роль узгоджувального шару. Просвітлювальний шар – це узгоджувальний шар, для якого виконується умова повного проходження акустичної хвилі.

Як матеріал для виготовлення просвітлювального шару використовували поліефіри, кополімери вінілхлориду та етил акрилату, парилен (полімер) або епоксидний полімер – так звана епоксидна смола.

Розрахунково для повного проходження акустичною хвилею цього шару значення його імпедансу має становити значення, рівне кореню квадратному із добутку імпедансів до цього шару та після нього – самого п'єзовипромінювача та контактного гелю, а значення товщини – у формулі 14.

$$Z_{\text{просв}} = \sqrt{Z_{\text{випром}} * Z_{\text{узгодж}}}, \quad (15)$$

де $Z_{\text{просв}}$ – імпеданс просвітлювального шару, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}}$;

$Z_{\text{випром}}$ – імпеданс випромінювача, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}}$;

$Z_{\text{узгодж}}$ – імпеданс узгоджувального шару, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}}$;

Товщина для просвітлювального шару з аналогічних щодо узгоджувального принципів роботи визначається за формулою:

$$d = \frac{\lambda}{4} (2n - 1), \quad (16)$$

де n – натуральне число;

λ – довжина хвилі, м.

За формулою 2 обчислимо значення імпедансів пластин та занесемо значення в інформаційну Таблиця 8.

Таблиця 8. Характеристики п'єзоелементів ЦТС-19, БНТ, БЦТ, ПВДФ та залежні від них характеристики просвітлювального та узгоджувального шарів.

	ЦТС-19	БНТ	БЦТ (ВЗТ)	ПВДФ
Швидкість $v, \frac{\text{м}}{\text{с}}$	3300	4100	5133	2400
Густина $\rho, \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$	7084	3960	5200	1880
Мінімальна товщина пластини $h_{\text{п'єзоелемента}}, \text{мм}$	0,275	0,3417	0,4278	0,2
Імпеданс $Z_{\text{п'єзоелемента}}, \frac{\text{Мпа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	23,3772	16,236	26,6216	4,512
Імпеданс просвітлювального шару $Z_{\text{просв}}, \frac{\text{Мпа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	6,8197	5,6834	7,2776	2,996
Товщина просвітлювального шару $d_{\text{просв}}, \text{мкм}$	115	115	115	115
Імпеданс узгоджувального шару $Z_{\text{узгодж}}, \frac{\text{Мпа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$	1,55	1,55	1,55	1,55

$$Z_{\text{ЦТС-19}} = \rho_{\text{ЦТС-19}} * v_{\text{ЦТС-19}} = 7084 * 3300 = 23\,377\,200 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} = 23,3772 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$$

$$Z_{\text{БНТ}} = \rho_{\text{БНТ}} * v_{\text{БНТ}} = 3960 * 4100 = 16\,236\,000 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} = 16,236 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$$

$$Z_{\text{БЦТ}} = \rho_{\text{БЦТ}} * v_{\text{БЦТ}} = 5133 * 5200 = 26\,691\,600 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} = 26,6216 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$$

$$Z_{\text{ПВДФ}} = \rho_{\text{ПВДФ}} * v_{\text{ПВДФ}} = 1880 * 2400 = 4\,512\,000 \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 \cdot \text{с}} = 4,512 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$$

Для пошуку імпедансу просвітлювального шару достатньо виконання умови, описаної формулою 13.

$$Z_{\text{просвЦТС-19}} = \sqrt{Z_{\text{ЦТС-19}} * Z_{\text{узгодж}}} = \sqrt{23,3772 * 1,55} = 6,0195 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$$

$$Z_{\text{просв}_{\text{БНТ}}} = \sqrt{Z_{\text{БНТ}} * Z_{\text{узгодж}}} = \sqrt{16,236 * 1,55} = 5,0166 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}}$$

$$Z_{\text{просв}_{\text{БЦТ}}} = \sqrt{Z_{\text{БЦТ}} * Z_{\text{узгодж}}} = \sqrt{26,6216 * 1,55} = 6,4237 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}}$$

$$Z_{\text{просв}_{\text{ПВДФ}}} = \sqrt{Z_{\text{ПВДФ}} * Z_{\text{узгодж}}} = \sqrt{4,512 * 1,55} = 2,6445 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}}$$

Оскільки найменшим значенням серед імпедансів, що розташовані між узгоджувальним шаром, є шар шкіри, найбільше значення для створення контакту слід обирати дещо меншим за зазначений. Зі зворотних розрахунків до формули 13 помітно, значення пов'язані, проте акустичний імпеданс шкіри коливається у значних межах від найменшого $1,600 \frac{\text{Мпа} * \text{с}}{\text{м}}$, що може створювати умови, коли умова узгоджувального шару з лаштування імпедансу не виконуватиметься. Тому необхідно обрати універсальне значення такого імпедансу, що гратиме роль узгоджувального шару для ультразвукової діагностики людини.

Таким чином, найбільший імпеданс, що можливий до використання у відведених умовах має сягати значення $1,59 \frac{\text{Мпа} * \text{с}}{\text{м}}$ або використовувати із запасом, як-от значення у $1,55 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}}$.

$$Z_{\text{узгодж}_{\text{ЦТС-19}}} = Z_{\text{узгодж}_{\text{БНТ}}} = Z_{\text{узгодж}_{\text{БЦТ}}} = Z_{\text{узгодж}_{\text{ПВДФ}}} = 1,55 \frac{\text{МПа} * \text{с}}{\text{м}}$$

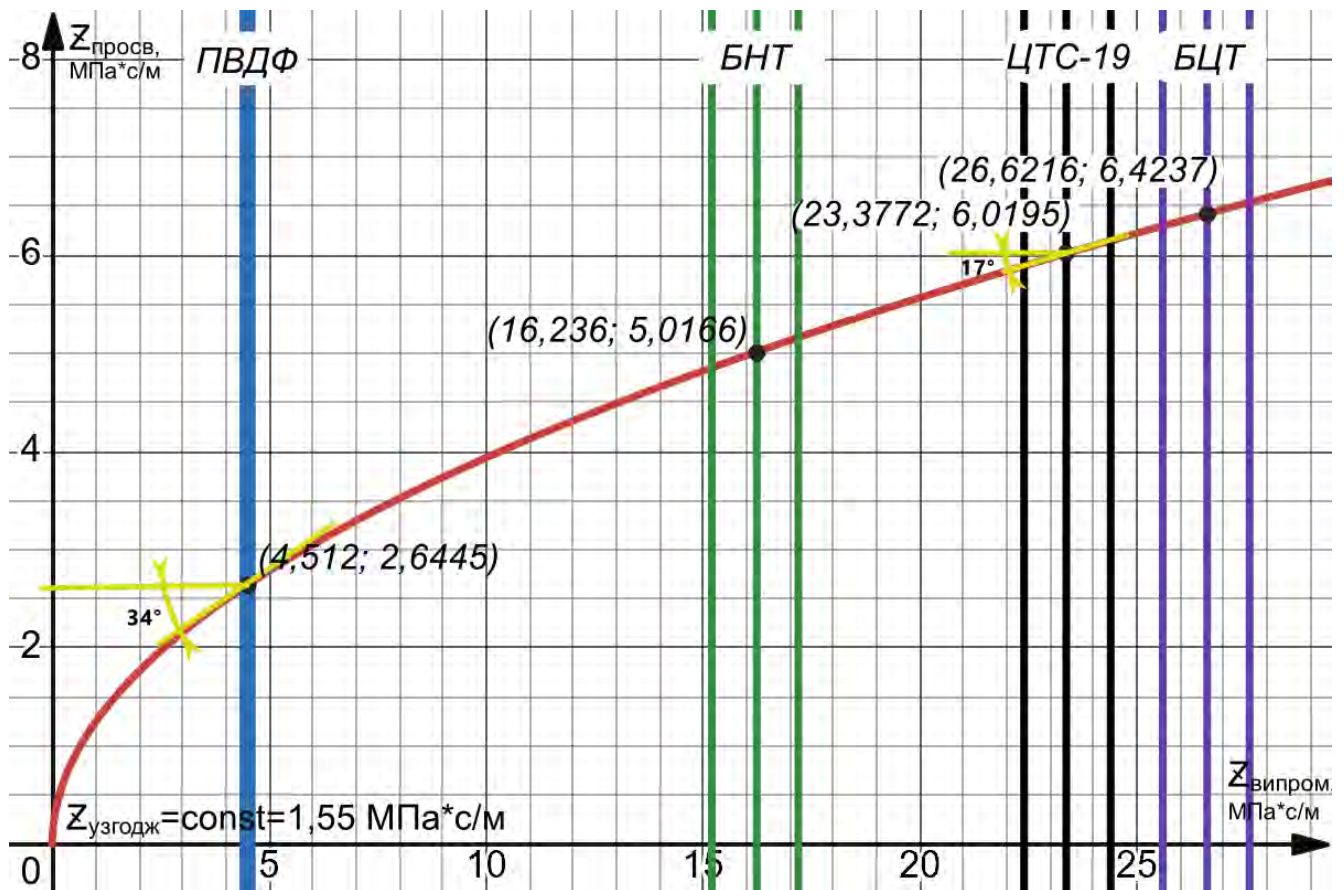


Рис. 12. Залежність імпедансу просвітлювального шару від імпедансу перетворювача

Якщо пластина ЦТС-19 буде виготовлена із дещо відмінними, проте допустимими в ході розробки акустичними властивостями (густина елемента, швидкість поширення коливань, як наслідок – акустичного імпедансу), той самий імпеданс просвітлювального шару не гратиме настільки велику роль у порівнянні із ПВДФ, де зміна акустичного опору на одну десяту потребуватиме зміни імпедансу просвітлювального шару на $10^4 \frac{\text{Па} \cdot \text{с}}{\text{м}}$. Таким чином і справді досягти високої чутливості елемента доволі складно внаслідок необхідності виставляти контакт на його потребу, ускладнюючи роботу медпрацівнику, проте й досі ця п'єзопластина має свої переваги в застосуванні.

Товщина просвітлювального шару повинна становити чверть від довжини хвилі в матеріалі. З урахуванням високочастотного аналізу тонкий шар не є значно тонше за довжину хвилі. Формулу 15 модифікуємо, врахувавши рівняння (3) та (4),

отримаємо формулу 16. Результат, обчислений за нею занесемо в Таблиця 10. Швидкість залежно від матеріалів тонких шарів наведена в Таблиця 9.

$$d = \frac{v}{4f} (2n - 1), \quad (17)$$

де v – швидкість поширення ультразвукових коливань, $\frac{\text{м}}{\text{с}}$;

f – частота ультразвукового коливання, Гц;

n – натуральне число.

Таблиця 9. Середня швидкість поширення акустичних хвиль та характеристичні властивості матеріалів шарів, що використовуються для акустичного контакту [33, 34, 35, 36, 37, 38, 39, 40].

Матеріал	Середня швидкість поширення акустичних хвиль $v, \frac{\text{м}}{\text{с}}$	Мінімальна допустима товщина зразків, d , мкм
Полієфір	2300	25,4
Кополімери вінілхлориду	2950	20-30
Етил акрилат	1295	50-70
Епоксидний полімер	3000	20-100

Червоним кольором позначено товщини, що не відповідають межам допустимого відповідно до Таблиця 9. Помаранчевим – значення, що належать межам мінімально допустимого або початкове допустиме значення.

Таблиця 10. Товщина просвітлювального шару залежно від матеріалу та частоти, на якій працює випромінювач.

Частота f , МПа	Товщина для $n = 1$, d , мкм			
	Полієфір	Кополімер вінілхлориду	Етил акрилат	Епоксидний полімер
2	287,5	368,75	161,875	375
3	191,67	245,83	107,917	250
4	143,75	184,375	80,9375	187,5
5	115	147,5	64,75	150
6	95,833	122,917	53,958	125

7	82,143	105,357	46,25	107,143
11	52,27	67,05	---	68,18
15	35,94	49,17	---	50
18	31,94	40,97	---	41,67
Товщина для $n = 2, d$, мкм				
	Полієфір	Кополімер вінілхлориду	Етил акрилат	Епоксидний полімер
2	862,5	1106,25	485,625	1125
3	575	737,5	323,75	750
6	345	442,5	194,25	450
7	246,43	316,071	138,75	321,429
11	156,82	201,14	88,295	204,55
15	115	147,5	64,75	150
18	95,83	122,92	53,958	125

За умов $n = 1$ та матеріалу просвітлювального шару - полієфіру:

$$d_{\text{просвіт}_2 \text{ МГц}} = \frac{2300}{4 * 2 * 10^6} (2 * 1 - 1) = \frac{575}{2 * 10^6} = 287,5 * 10^{-6} \text{ м} = 287,5 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_3 \text{ МГц}} = \frac{575}{3 * 10^6} = 191,67 * 10^{-6} \text{ м} = 191,67 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_6 \text{ МГц}} = \frac{575}{6 * 10^6} = 95,833 * 10^{-12} \text{ м} = 95,833 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_7 \text{ МГц}} = \frac{575}{7 * 10^6} = 82,143 * 10^{-12} \text{ м} = 82,143 \text{ мкм}$$

Для кополімеру вінілхлориду за умови $n = 1$:

$$d_{\text{просвіт}_2 \text{ МГц}} = \frac{2950}{4 * 2 * 10^6} (2 * 1 - 1) = \frac{737,5}{2 * 10^6} = 368,75 * 10^{-6} \text{ м} = 368,75 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_3 \text{ МГц}} = \frac{2950}{4 * 3 * 10^6} = \frac{737,5}{3 * 10^6} = 245,83 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_6 \text{ МГц}} = \frac{2950}{4 * 6 * 10^6} = \frac{737,5}{6 * 10^6} = 122,917 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_7 \text{ МГц}} = \frac{2950}{4 * 7 * 10^6} = \frac{737,5}{7 * 10^6} = 105,357 \text{ мкм}$$

Для етилу акрилату за умови $n = 1$:

$$d_{\text{просвіт}_2 \text{ МГц}} = \frac{1295}{4 * 2 * 10^6} (2 * 1 - 1) = \frac{323,75}{2 * 10^6} = 161,875 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_3 \text{ МГц}} = \frac{1295}{4 * 3 * 10^6} = \frac{323,75}{3 * 10^6} = 107,917 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_6 \text{ МГц}} = \frac{1295}{4 * 6 * 10^6} = \frac{323,75}{6 * 10^6} = 53,958 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_7 \text{ МГц}} = \frac{1295}{4 * 7 * 10^6} = \frac{323,75}{7 * 10^6} = 46,25 \text{ мкм}$$

Для епоксидного полімеру за умови $n = 1$:

$$d_{\text{просвіт}_2 \text{ МГц}} = \frac{3000}{4 * 2 * 10^6} (2 * 1 - 1) = \frac{750}{2 * 10^6} = 375 * 10^{-6} \text{ м} = 375 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_3 \text{ МГц}} = \frac{3000}{4 * 3 * 10^6} = \frac{750}{3 * 10^6} = 250 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_6 \text{ МГц}} = \frac{3000}{4 * 6 * 10^6} = \frac{750}{6 * 10^6} = 125 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{просвіт}_7 \text{ МГц}} = \frac{3000}{4 * 7 * 10^6} = \frac{750}{7 * 10^6} = 107,143 \text{ мкм}$$

Для товщин, де умова n становитиме числу 2 обчислення може відбуватися за формулою 15 або простим множенням для товщини з умовою $n = 1$ на коефіцієнт, що для $n = 2$ становить $2 * n - 1 = 3$

Таблицю 11 буде заповнено відповідно до множення значення попередньо обчисленої товщини на коефіцієнт за прикладом, наведеним нижче:

За умов $n = 2$ та матеріалу просвітлювального шару - полієфіру:

$$\begin{aligned} d_{\text{просвіт}_2 \text{ МГц}} &= \frac{2300}{4 * 2 * 10^6} (2 * 2 - 1) = \frac{575}{2 * 10^6} * 3 = 287,5 * 10^{-6} * 3 = \\ &= 287,5 \text{ мкм} * 3 = 862,5 \text{ мкм} \end{aligned}$$

Найменша допустима товщина для кожного із цих елементів закладена у властивостях та залежить від виробника. Варіація кожного із компонентів доволі значна, тому варто зважати на технічну документацію та спосіб застосування елементів. Мінімальна товщина для кожної із досліджуваних зразків вказана в таблиці 10. Як помітно із мінімальної товщини етил акрилату, значення товщини просвітлювального шару d для $n = 1$ та необхідних частот 5-6 МГц недостатньо, тому в цьому випадку варто скористатися значенням $n = 2$. З огляду на стабільність характеристик за чітко визначеної частоти спостереження непоганим рішенням буде

саме етил акрилат; зважаючи на швидкісну характеристику, відповідно, точність показань, перевага надаватиметься епоксидному полімеру. Для нашого випадку, коли потрібна частий та точний інформаційний складник на діапазоні частот від 3 МГц до 6 МГц та, відповідно, стрімкіша зміна характеристики, варто зупинитися на середньому значенні для товщини полієфіра за $n = 1$.

Приблизна товщина і для узгоджувального шару буде обчислена за формулою 13. Результати занесені у Таблиця 11.

Таблиця 11. Товщини узгоджувального шару залежно від частоти та матеріалу п'єзoeлемента.

Частота f , МПа	Товщина узгоджувального шару d , 10^{-6} м = мкм
2	396
4	198
5	157,4
10	79,2

n буде прийнято лише рівним одиниці з причини створення сильного тиску та відсутності негайного контролю для зручності роботи за апаратурою оператором ультразвукового приладу. Швидкість визначимо за перетвореною формулою 2. Середнє значення густини для гелів для такого застосування $\rho = 1010 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$. Таким чином, отримана формула для визначення товщини, за якою розраховуватиметься значення, занесене у таблицю, набуватиме вигляду:

$$d_i = \frac{Z}{2\nu\rho}$$

$$d_{\text{узгодж } 2 \text{ МГц}} = \frac{1,6 * 10^6}{2 * 2 * 10^6 * 1010} = \frac{1,6}{2020 * 2} = \frac{792}{2} * 10^{-6} = 396 * 10^{-6} \text{ м}$$

$$d_{\text{узгодж } 4 \text{ МГц}} = \frac{792}{4 * 10^6} = 198 * 10^{-6} \text{ м} = 198 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{узгодж } 5 \text{ МГц}} = \frac{792}{5 * 10^6} = 158,4 * 10^{-6} \text{ м} = 158,4 \text{ мкм}$$

$$d_{\text{узгодж } 10 \text{ МГц}} = \frac{792}{10 * 10^6} = 79,2 * 10^{-6} \text{ м} = 79,2 \text{ мкм}$$

З рівняння 10 та отриманих результатів розрахунків інтенсивності узгоджувального шару зводиться до визначення інтенсивності просвітлювального шару. Початкова інтенсивність задається самим джерелом ультразвукового коливання – п'єзоелементом. Оскільки проходження за інтенсивністю для узгоджувального шару наближається до одиниці, що означає, що майже вся інтенсивність передається у наступний шар. Товщина як просвітлювального, так і узгоджувального шарів складає невеликий супротив для хвилі, тому термічними зростаннями та витратами на нагрівання у короткостроковій перспективі можна знехтувати.

$$I_{\text{узгодж}} = I_{\text{просв}} = I_{00};$$

Оскільки після аналізу кількох складників із розрахунком тонких шарів помітними деталями стають перешкоди щодо узгодженості: переважна кількість складників розрахована на застосування у сукупності із п'єзовипромінювачем типу ЦТС-19, що на основі розробок є сумісними також із БЦТ-випромінювачем.

Для ЦТС-19 інтенсивність акустичних коливань після проходження контактного шару:

$$I_{00} = I_0 * \frac{4Z_{\text{просв}}Z_{\text{узгодж}}}{(Z_{\text{просв}} + Z_{\text{узгодж}})^2} = I_0 * \frac{4 * 6,8197 * 1,55}{(6,8197 + 1,55)^2} = \frac{42,2821}{70,0519} I_0 = 0,6036 I_0$$

$$I_1 = I_{00} * \frac{4Z_{\text{узгодж}}Z_{\text{шкіри}}}{(Z_{\text{узгодж}} + Z_{\text{шкіри}})^2} = 0,6036 I_0 * \frac{4 * 1,55 * 1,9895}{(1,55 + 1,9895)^2} = \frac{12,3349}{12,5281} 0,6036 I_0$$

$$I_1 = 0,5943 I_0 \quad (18)$$

Для БНТ:

$$I_{00} = I_0 * \frac{4Z_{\text{просв}}Z_{\text{узгодж}}}{(Z_{\text{просв}} + Z_{\text{узгодж}})^2} = I_0 * \frac{4 * 5,6834 * 1,55}{(5,6834 + 1,55)^2} = \frac{35,2371}{52,3221} I_0 = 0,6735 I_0$$

$$I_1 = I_{00} * 0,9846 = 0,6735 I_0 * 0,9846 = 0,6631 I_0$$

$$I_1 = 0,6631 I_0 \quad (19)$$

Для БЦТ:

$$I_{00} = I_0 * \frac{4Z_{\text{просв}}Z_{\text{узгодж}}}{(Z_{\text{просв}} + Z_{\text{узгодж}})^2} = I_0 * \frac{4 * 7,2776 * 1,55}{(7,2776 + 1,55)^2} = \frac{45,1211}{77,9265} I_0 = 0,579 I_0$$

$$I_1 = I_{00} * 0,9846 = 0,6735 I_0 * 0,9846 = 0,6631 I_0$$

$$I_1 = 0,5701 I_0 \quad (20)$$

Для ПВДФ:

$$I_{00} = I_0 * \frac{4Z_{\text{просв}}Z_{\text{узгодж}}}{(Z_{\text{просв}} + Z_{\text{узгодж}})^2} = I_0 * \frac{4 * 2,996 * 1,55}{(2,996 + 1,55)^2} = \frac{18,5752}{20,6661} I_0 = 0,8988 I_0$$

$$I_1 = I_{00} * \frac{4Z_{\text{узгодж}}Z_{\text{шкіри}}}{(Z_{\text{узгодж}} + Z_{\text{шкіри}})^2} = 0,8988 I_0 * 0,9846 = 0,885 I_0$$

$$I_1 = 0,885 I_0 \quad (21)$$

Глибина ближньої зони для протяжних прямокутних перетворювачів розраховується також дещо відмінною від звичного вигляду формули, оскільки до цієї частини додається коефіцієнт $k_{\text{зв}}$. Для більшості медичної апаратури використовують співвідношення сторін, еквівалентне до 0,3. Найбільш поширеним для сканування кардіоваскулярної області за допомогою ультразвуку перетворювачі мають розміри (13мм x 47мм), (14 x 53мм). Відношення половин їх ширини до довжини становить 0,26 – 0,27, обидва елементи відповідають значенню коефіцієнта для співвідношень сторін $k_{\text{зв}} = 0,99$ [2].

$$r_{\text{бл}} = k_{\text{зв}} \frac{a^2}{\lambda_{\text{серед}}} \quad (22)$$

Оскільки під час проходження хвиль в об'єкті керування виникає зміна швидкостей, виникає також і зміна довжин хвилі за сталої частоти. Залежність також виникає коштом змінної товщини шару.

$$\lambda_{\text{серед}} = 2h * \frac{C_{\text{серед}}}{C_{\text{випром}}}$$

$$\lambda_{\text{серед}} = 2h * \frac{C_{\text{серед}}}{C_{\text{випром}}} \quad (23)$$

Врахуємо поправку на глибину середовищ та різницю швидкостей поширення у них. Якщо сумарна глибина становитиме одиниці, або 100%, то кожне середовище вказуватиме на свою частку у шляху, що долає хвиля, причому припустимо, що

останній проміжок жирової тканини та судин, що в ній знаходяться, становитиме 0,365 мм. Зважаючи на те, що швидкість поширення ультразвукових хвиль змінюється упродовж глибини, слід знайти швидкість поширення, яка найбільше підкреслюватиме справедливість до умов проведення контролю.

$$h_{\text{сум}} = h_{\text{просв}} + h_{\text{шкіри}} + h_{\text{с.т.}} + h_{\text{ж.т.}} + h_{\text{м.т.}} + h_{\text{ж.т.}} = 0,115 + \\ + (0,15 + 0,7 + 1 + 1,67) + 0,365 = 4 \text{ мм} = 100\%$$

$$h_{\text{просв}} = 0,02875 * 4 \text{ мм} = 2,875\%$$

$$h_{\text{шкіри}} = 0,0375 * 4 \text{ мм} = 3,75\%$$

$$h_{\text{с.т.}} = 0,175 * 4 \text{ мм} = 17,5\%$$

$$h_{\text{ж.т.}} = 0,25 * 4 \text{ мм} = 25\%$$

$$h_{\text{м.т.}} = 0,4175 * 4 \text{ мм} = 41,75\%$$

$$h_{\text{ж.т.}_2} = 0,09125 * 4 \text{ мм} = 9,125\%$$

$$C_{\text{серед}} = 2,875\% * v_{\text{просв}} + 3,75\% * v_{\text{шкіри}} + 17,5\% * v_{\text{с.т.}} + 25\% * v_{\text{ж.т.}} + \\ + 41,75\% * v_{\text{м.т.}} + 9,125\% * v_{\text{ж.т.}} = 0,02875 * 2300 + 0,0375 * 1730 + \\ + 0,175 * 1610 + 0,25 * 1460 + 0,4175 * 1590 + 0,09125 * 1460 = 66,125 + \\ + 64,875 + 281,75 + 365 + 663,825 + 133,225 = 1574,8 \frac{\text{м}}{\text{с}}$$

Товщину п'єзовипромінювача визначають із формули 23, якщо перетворювач працює в резонансному режимі. Інакше застосовується формула 24. П'єзокерамічні блоки виготовляються товщиною від 0,1 мм, типово для частот – 0,4 мм.

$$h_{\text{випром}} = \frac{\lambda_{\text{випром}}}{2} \quad (24)$$

$$h_{\text{випром}} = dU, \quad (25)$$

де d – п'єзоелектричний модуль елемента;

U – прикладена на модуль напруга.

Довжину хвилі випромінювача може бути визначено із залежностей 3, 4. З рівняння 18 розрахуємо компоненти до розрахунку ближньої зони. Для ЦТС-19 за частоти $f = 3 \text{ МГц}$:

$$h_{\text{випром}} = \frac{v_{\text{ЦТС-19}}}{2 * f} = \frac{3300}{2 * 3 * 10^6} = 550 * 10^{-6} \text{ м} = 0,55 \text{ мм}$$

$$f = 6 \text{ МГц:}$$

$$h_{\text{випром}} = \frac{v_{\text{ЦТС-19}}}{2 * f} = \frac{3300}{2 * 6 * 10^6} = 275 * 10^{-6} \text{ м} = 0,275 \text{ мм}$$

$$f = 11 \text{ МГц:}$$

$$h_{\text{випром}} = \frac{v_{\text{ЦТС-19}}}{2 * f} = \frac{3300}{2 * 11 * 10^6} n = 275 * 10^{-6} \text{ м} = 0,15 \text{ мм}$$

Характеристика частот резонансу п'єзоелементів має вигляд ламаної перевернутої параболи на обмеженій відстані. Таким чином, варто прийняти середню частоту, що використовуватиметься у перетворювачі. Припустимо, що $h_{\text{випром}} = 0,275 \text{ мм}$, себто резонанс (і найкраще зображення) отримаємо на частоті 6 МГц. Тепер, оскільки випромінювач залишається з тими ж параметрами, розміри його випромінювальної частини залишаться незмінними.

$$\lambda_{\text{серед}} = 2 * h_{\text{випром}} * \frac{C_{\text{серед}}}{v_{\text{ЦТС-19}}} = 2 * 0,275 * \frac{1574,8}{3300} = 0,262 \text{ мм}$$

Дослідимо ближню зону для довжин двох найпоширеніших варіантів:

$$\text{Для довжини } 2a = 47 \text{ мм: } r_{\text{бл}} = 0,99 \frac{0,0235^2}{\lambda_{\text{серед}}} = 0,99 \frac{0,0235^2}{262 * 10^{-6}} = 20,83 \text{ мм}$$

$$\text{Для довжини } 2a = 53 \text{ мм: } r_{\text{бл}} = 0,99 \frac{0,0265^2}{\lambda_{\text{серед}}} = 26,48 \text{ мм}$$

Незалежно від пластини отримуємо приблизно таку ж характеристику із невеликими відхиленнями:

Для БНТ, $f = 6 \text{ МГц:}$

$$h_{\text{випром}} = \frac{v_{\text{БНТ}}}{2 * f} = \frac{4100}{2 * 6 * 10^6} = 341,7 * 10^{-6} \text{ м} = 0,342 \text{ мм}$$

$$\lambda_{\text{серед}} = 2 * 342 * 10^{-6} * \frac{1574,8}{4100} = 0,2625 \text{ мм}$$

$2a = 47 \text{ мм:}$

$$r_{\text{бл}} = 0,99 \frac{23,5^2}{\lambda_{\text{серед}}} = 0,99 \frac{23,5^2}{0,2625} = 20,8 \text{ мм}$$

$2a = 53 \text{ мм:}$

$$r_{\text{бл}} = 0,99 \frac{26,5^2}{\lambda_{\text{серед}}} = 0,99 \frac{26,5^2}{0,2625} = 26,48 \text{ мм}$$

БЦТ, $f = 6$ МГц:

$$h_{\text{випром}} = \frac{v_{\text{БЦТ}}}{2 * f} = \frac{5133}{2 * 6 * 10^6} = 427,8 * 10^{-6} \text{ м} = 0,4278 \text{ мм}$$

$$\lambda_{\text{ок}} = 2 * 427,8 * 10^{-6} * \frac{1574,8}{5133} = 26,25 \text{ мкм}$$

Аналогічно попереднім розрахункам отримуємо ті ж значення для цих частотних параметрів для ближньої зони: для довжини $2a = 47$ мм $r_{\text{бл}} = 20,83$ мм, для довжини $2a = 53$ мм $r_{\text{бл}} = 26,48$ мм

ПВДФ, $f = 6$ МГц:

$$h_{\text{випром}} = \frac{v_{\text{ПВДФ}}}{2 * f} = \frac{2400}{2 * 6 * 10^6} = 200 * 10^{-6} \text{ м} = 200 \text{ мкм}$$

Перевіряючи отримані дані, для пластини ПВДФ для $2a = 47$ мм, $r_{\text{бл}} = 20,83$ мм, для $2a = 53$ мм $r_{\text{бл}} = 26,48$ мм.

3.6. Розрахунок коефіцієнта акустичного тракту

За формулою 26 отримуємо еквівалентну глибину проникнення ультразвукових променів:

$$H_{\text{екв}} = H_{\text{ок}} + \sum_{i=1}^{n-1} \frac{C_i}{C_n} H_i, \quad (26)$$

причому $H_{\text{ок}} = H_n$, що рівне $H_{\text{артерії}}$ у даній прикладній задачі.

$$\begin{aligned} H_{\text{екв}} &= H_{\text{судин}} + \frac{C_{\text{шкіри}}}{C_{\text{судин}}} H_{\text{шкіри}} + \frac{C_{\text{с.т.}}}{C_{\text{судин}}} H_{\text{с.т.}} + \frac{C_{\text{ж.т.}}}{C_{\text{судин}}} H_{\text{ж.т.}} + \frac{C_{\text{м.т.}}}{C_{\text{судин}}} H_{\text{м.т.}} + \frac{C_{\text{ж.т.}}}{C_{\text{судин}}} H_{\text{ж.т.}} + \\ &+ \frac{C_{\text{крові}}}{C_{\text{судин}}} H_{\text{крові}} + \frac{C_{\text{ж.т.}}}{C_{\text{судин}}} H_{\text{ж.т.}} = 0,365 + \frac{2300}{1460} 0,115 + \frac{1730}{1460} 0,15 + \frac{1610}{1460} 0,7 + \\ &+ \frac{1460}{1460} 1 + \frac{1590}{1460} 1,67 = 0,365 + 0,1812 + 0,1777 + 0,7719 + 1 + 1,8187 = \\ &= 4,3145 \text{ мм} \end{aligned}$$

Оскільки результат для кожної із пластин має значення глибини дослідження значно менше за величину ближньої зони, тобто об'єкт дослідження знаходиться у ближній зоні, коефіцієнт акустичного тракту обчислюється за наступною формулою:

$$K_{\text{а.т.}} = 0,8 * T_{\text{Іпросв}} * T_{\text{Іузгодж}} * T_{\text{Ішкіри}} * T_{\text{Іс.т.}} * T_{\text{Іж.т.}} * T_{\text{Ім.т.}} * T_{\text{Ісудин}} * T_{\text{Іж.т.}} *$$

$$* R_p * e^{-2(\delta_{\text{шкіри}} * H_{\text{шкіри}} + \delta_{\text{с.т.}} * H_{\text{с.т.}} + \delta_{\text{ж.т.}} * H_{\text{ж.т.}} + \delta_{\text{м.т.}} * H_{\text{м.т.}} + \delta_{\text{крові}} * H_{\text{судин}} + \delta_{\text{ж.т.}} * H_{\text{ж.т.}})}$$

Коефіцієнти проходження хвилі за інтенсивністю включно із згасанням за інтенсивністю попередньо розраховані, що відображаються в результативній інтенсивності опісля. Отже, для ЦТС-19 це значення складає $0,5943I_0$; для БНТ - $0,6631I_0$; БЦТ: $0,5701I_0$; ПВДФ: $0,885I_0$. Це приводить нас до спрощення розрахунку коефіцієнта акустичного тракту, який зводиться до вигляду

$$K_{\text{а.т.}} = 0,8 * \frac{I_9}{I_0} * R_p$$

$$* e^{-(\delta_{\text{шкіри}} * H_{\text{шкіри}} + \delta_{\text{с.т.}} * H_{\text{с.т.}} + \delta_{\text{ж.т.}} * H_{\text{ж.т.}} + \delta_{\text{м.т.}} * H_{\text{м.т.}} + \delta_{\text{ж.т.}} * H_{\text{ж.т.}} + \delta_{\text{крові}} * H_{\text{крові}} + \delta_{\text{ж.т.}} * H_{\text{ж.т.}})}$$

Під час розрахунку інформації, занесеної до таблиці 8 була вказана залишкова частина. Значення подаються наступним чином:

Таблиця 12. Інтенсивності проходження крізь бар'єр між шарами без урахування попереднього значення інтенсивності

f , МГц	Шкіра	Сполучна тканина	Жирова тканина	М'язова тканина	Жирова тканина	Кров	Жирова тканина
3	0,9844	0,7191	0,8278	0,6363	0,9721	0,9973	0,9721
6	0,969	0,5172	0,6852	0,4048	0,9449	0,9946	0,9449
9	0,954	0,3719	0,5672	0,2576	0,9185	0,9919	0,9185
11	0,9439	0,2985	0,5	0,1905	0,9013	0,9902	0,9013
13	0,934	0,2396	0,4400	0,141	0,8844	0,9884	0,8844
16	0,919	0,1723	0,365	0,0897	0,8597	0,9857	0,8597
18	0,91	0,1383	0,3217	0,0663	0,8436	0,9839	0,8436

Зображення ходу сигналу, структурна частина та маршрут інтенсивностей під час дослідження відображено на Рис. 13.

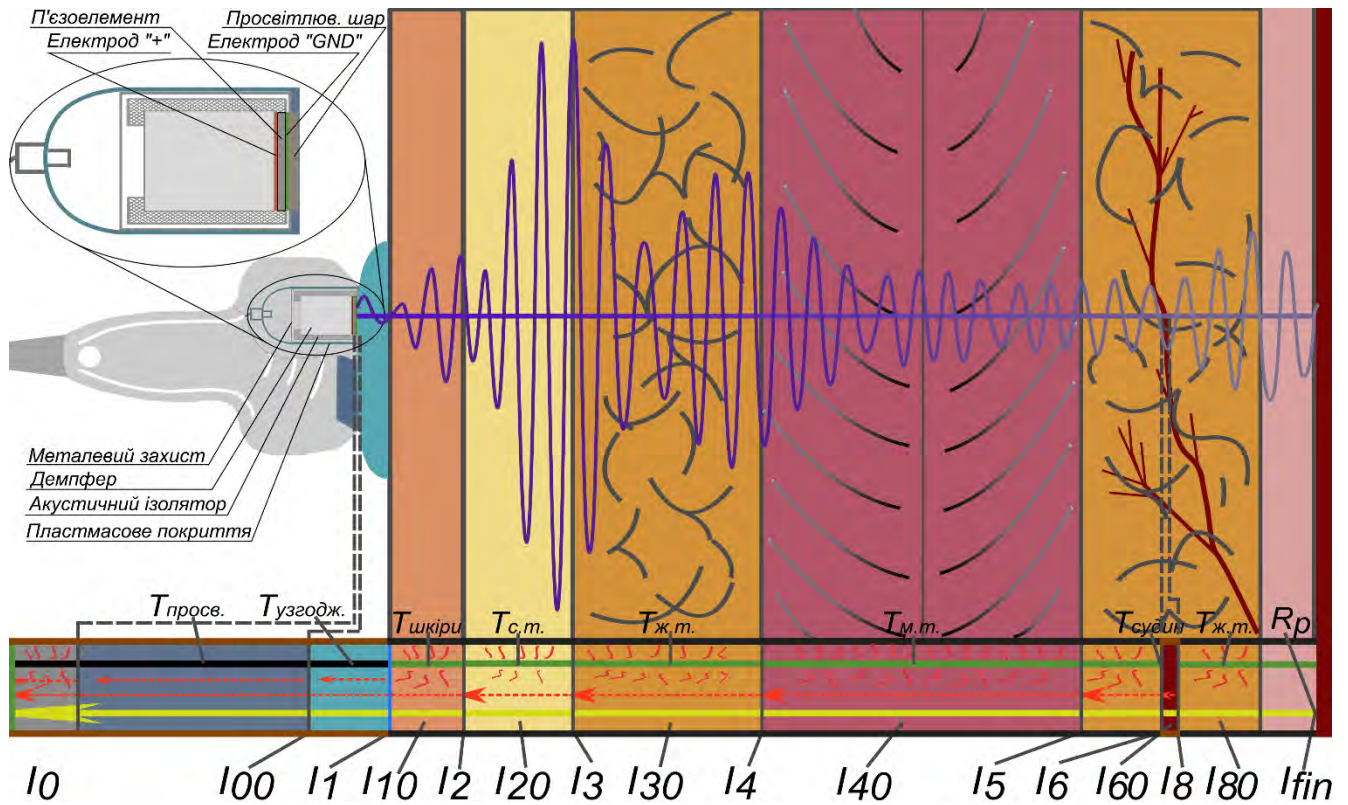


Рис. 13. Акустичний тракт та структурна частина забезпечення дослідження

Частина згасання з урахування відомих значень за частоти 3 МГц:

$$\begin{aligned}
 & e^{-(\delta_{\text{шкіри}} * H_{\text{шкіри}} + \delta_{\text{с.т.}} * H_{\text{с.т.}} + \delta_{\text{ж.т.}} * H_{\text{ж.т.}} + \delta_{\text{м.т.}} * H_{\text{м.т.}} + \delta_{\text{ж.т.}} * H_{\text{ж.т.}} + \delta_{\text{крові}} * H_{\text{крові}} + \delta_{\text{ж.т.}} * H_{\text{ж.т.}})} = \\
 & = 2,7183^{(-0,035 * 3 * 0,15 - 0,7 * 3 * 0,157 - 0,063 * 3 * 1 - 0,096 * 3 * 1,67 - 0,063 * 3 * 0,15 - 0,015 * 3 * 0,06 - 0,063 * 3 * 0,15)} \\
 & = 2,7183^{(-0,035 * 3 * 0,15)} * 2,7183^{(-0,7 * 3 * 0,157)} * 2,7183^{(-0,063 * 3 * 1)} * \\
 & * 2,7183^{(-0,096 * 3 * 1,67)} * 2,7183^{(-0,063 * 3 * 0,3)} * 2,7183^{(-0,015 * 3 * 0,06)} * \\
 & * 2,7183^{(-0,063 * 3 * 0,3)} = 0,9844 * 0,7191 * 0,8278 * 0,6363 * \\
 & * 0,9721 * 0,9973 * 0,9721 = 0,3514 \\
 & K_{\text{а.т.}} = 0,8 * \frac{I_9}{I_0} * R_p * 0,3514 = 0,8 * \frac{I_{\text{fin}}}{I_0} * 0,3514^2 = 0,0988 * \frac{0,0036 I_1}{I_0}
 \end{aligned}$$

Пригадаємо, що із рівнянь 16, 17, 18 та 19 для різного роду пластин були розраховані власні інтенсивності акустичних коливань та використаємо наведені значення для підставляння в рівняння визначення коефіцієнта акустичного тракту.

$$\text{ЦТС-19: } I_1 = 0,5943 I_0;$$

$$K_{a.т.} = 0,0988 * \frac{0,0036 * 0,5943I_0}{I_0} = 0,2114 * 10^{-3}$$

$$\text{БНТ: } I_1 = 0,6735I_0;$$

$$K_{a.т.} = 0,0988 * \frac{0,0036 * 0,6735I_0}{I_0} = 0,2396 * 10^{-3}$$

$$\text{БЦТ: } I_1 = 0,5701I_0;$$

$$K_{a.т.} = 0,0988 * \frac{0,0036 * 0,5701I_0}{I_0} = 0,2028 * 10^{-3}$$

$$\text{ПВДФ: } I_1 = 0,885I_0;$$

$$K_{a.т.} = 0,0988 * \frac{0,0036 * 0,885I_0}{I_0} = 0,3148 * 10^{-3}$$

За частоти 6 МГц:

$$\begin{aligned} e^{-(\delta_{шкіри} * H_{шкіри} + \delta_{с.т.} * H_{с.т.} + \delta_{ж.т.} * H_{ж.т.} + \delta_{м.т.} * H_{м.т.} + \delta_{ж.т.} * H_{ж.т.} + \delta_{крові} * H_{крові} + \delta_{ж.т.} * H_{ж.т.})} = \\ = 0,969 * 0,5172 * 0,6852 * 0,4048 * 0,9449 * 0,9946 * 0,9449 = \\ = 0,1234 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} I_{fin} = I_9 * \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} = 0,1214I_1 \frac{(1,3432 - 1,6536)^2}{(1,3432 + 1,6536)^2} = 0,0107 * 0,1214I_1 = \\ = 0,0013I_1 \end{aligned}$$

$$K_{a.т.} = 0,8 * \frac{I_{fin}}{I_0} * 0,1234^2 = 0,0122 * \frac{0,0013I_1}{I_0}$$

$$\text{ЦТС-19: } I_1 = 0,5943I_0;$$

$$K_{a.т.} = 0,0122 * \frac{0,0013 * 0,5943I_0}{I_0} = 0,943 * 10^{-5}$$

$$\text{БНТ: } I_1 = 0,6735I_0;$$

$$K_{a.т.} = 0,0122 * \frac{0,0013 * 0,6735I_0}{I_0} = 1,068 * 10^{-5}$$

$$\text{БЦТ: } I_1 = 0,5701I_0;$$

$$K_{a.т.} = 0,0122 * \frac{0,0013 * 0,5701I_0}{I_0} = 0,904 * 10^{-5}$$

$$\text{ПВДФ: } I_1 = 0,885I_0;$$

$$K_{a.т.} = 0,0122 * \frac{0,0013 * 0,885I_0}{I_0} = 1,404 * 10^{-5}$$

За частоти 11 МГц:

$$e^{-(\delta_{шкіри} * H_{шкіри} + \delta_{с.т.} * H_{с.т.} + \delta_{ж.т.} * H_{ж.т.} + \delta_{м.т.} * H_{м.т.} + \delta_{ж.т.} * H_{ж.т.} + \delta_{крові} * H_{крові} + \delta_{ж.т.} * H_{ж.т.})} =$$

$$= 0,9439 * 0,2985 * 0,5 * 0,1905 * 0,9013 * 0,9902 * 0,9013 =$$

$$= 0,0216$$

$$K_{a.т.} = 0,8 * \frac{I_{fin}}{I_0} * 0,0216^2 = 0,0004 * \frac{0,002I_1}{I_0}$$

ЦТС-19: $I_1 = 0,5943I_0$;

$$K_{a.т.} = 0,8 * 10^{-6} * \frac{0,5943I_0}{I_0} = 0,4754 * 10^{-6}$$

БНТ: $I_1 = 0,6735I_0$;

$$K_{a.т.} = 0,8 * 10^{-6} * \frac{0,6735I_0}{I_0} = 0,5388 * 10^{-6}$$

БЦТ: $I_1 = 0,5701I_0$;

$$K_{a.т.} = 0,8 * 10^{-6} * \frac{0,5701I_0}{I_0} = 0,4561 * 10^{-6}$$

ПВДФ: $I_1 = 0,885I_0$;

$$K_{a.т.} = 0,8 * 10^{-6} * \frac{0,885I_0}{I_0} = 0,708 * 10^{-6}$$

Коливання, що застосовуються для створення самого резонансу, мають коефіцієнт акустичного тракту суттєво спрощений. Окрім того, очікування зворотної реакції від внутрішніх тканин не несе в собі потреби, адже задача цієї частини лише створити резонанс для артерії.

$$K_{a.т.} = 0,8 * T_{I_{пров}} * T_{I_{узгодж}} * T_{I_{шкіри}} * T_{I_{с.т.}} * T_{I_{ж.т.}} * T_{I_{м.т.}} * T_{I_{судин}} * T_{I_{ж.т.}} = 0,929$$

Сигнал, що повертається від артерії становить: $K_{a.т.} = 0,01$.

Для дослідження особливостей артерій також важливо, щоб система забезпечувала інформативністю, через що важливі такі параметри, як добротність та роздільна здатність. Зазвичай для високих частот добротність низька, і в медицині

використовується до $Q = 80$, що дорівнює добротності ЦТС. Елемент ПВДФ не потребує демпфуючого середовища через його низьку добротність, що можна підтвердити рівнянням, через що на поверхневих структурах цей елемент грає одну з ключових ролей, проте для інших пластин скорегуємо параметри поперечної роздільної здатності та добротності системи:

$$d_{\text{Релея}} = 0,61 \frac{F \lambda_{\text{ок}}}{a} = \frac{0,61 * 4,38 * 10^{-3} * 1574,8}{f * a} = \frac{4297,55 * 10^{-3}}{f * a}, \text{ м},$$

де F – фокусна відстань, м;

a – половина довжини перетворювача, м.

$$f = 3 \text{ МГц}, 2a = 47 \text{ мм}: d_{\text{Релея}} = \frac{4297,55 * 10^{-3}}{f * a} = \frac{4297,55}{3 * 10^6 * 23.5} = 60,96 \text{ мкм}$$

$$f = 6 \text{ МГц}, 2a = 47 \text{ мм}: d_{\text{Релея}} = \frac{4297,55 * 10^{-3}}{f * a} = \frac{4297,55}{6 * 10^6 * 23.5} = 30,5 \text{ мкм}$$

$$f = 9 \text{ МГц}, 2a = 47 \text{ мм}: d_{\text{Релея}} = \frac{4297,55 * 10^{-3}}{f * a} = \frac{4297,55}{9 * 10^6 * 23.5} = 20,32 \text{ мкм}$$

$$f = 11 \text{ МГц}, 2a = 47 \text{ мм}: d_{\text{Релея}} = \frac{4297,55 * 10^{-3}}{f * a} = \frac{4297,55}{11 * 10^6 * 23.5} = 16,62 \text{ мкм}$$

$$f = 3 \text{ МГц}, 2a = 53 \text{ мм}: d_{\text{Релея}} = \frac{4297,55 * 10^{-3}}{f * a} = \frac{4297,55}{3 * 10^6 * 26.5} = 54,06 \text{ мкм}$$

$$f = 6 \text{ МГц}, 2a = 53 \text{ мм}: d_{\text{Релея}} = \frac{4297,55 * 10^{-3}}{f * a} = \frac{4297,55}{6 * 10^6 * 26.5} = 27,03 \text{ мкм}$$

$$f = 9 \text{ МГц}, 2a = 53 \text{ мм}: d_{\text{Релея}} = \frac{4297,55 * 10^{-3}}{f * a} = \frac{4297,55}{9 * 10^6 * 26.5} = 18,02 \text{ мкм}$$

$$f = 11 \text{ МГц}, 2a = 53 \text{ мм}: d_{\text{Релея}} = \frac{4297,55 * 10^{-3}}{f * a} = \frac{4297,55}{11 * 10^6 * 26.5} = 14,74 \text{ мкм}$$

$$Q = \frac{\pi}{2} * \left(\frac{Z_{\text{ПЕП}}}{Z_{\text{демпфера}} + Z_{\text{ок}}} \right) = 10 \Rightarrow 20 * (Z_{\text{демпфера}} + Z_{\text{ок}}) = \pi * Z_{\text{ПЕП}};$$

$$Z_{\text{демпфера}} = \frac{\pi * Z_{\text{ПЕП}}}{20} - Z_{\text{ок}}, \frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}}$$

де $Z_{\text{ПЕП}}$ – імпеданс п'єзоелектричного перетворювача, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}}$;

$Z_{\text{ок}}$ – імпеданс об'єкта контролю, $\frac{\text{кг}}{\text{м}^2 * \text{с}}$.

$$\text{ЦТС-19: } z_{\text{ПЕП}} = 23,3772 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}; z_{\text{демпфера}} = \frac{\pi \cdot 23,3772}{20} - 1,9895 = 1,6826 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$$

$$\text{БНТ: } z_{\text{ПЕП}} = 16,236 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}; z_{\text{демпфера}} = \frac{\pi \cdot 16,236}{20} - 1,9895 = 0,5608 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$$

$$\text{БЦТ: } z_{\text{ПЕП}} = 26,6216 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}; z_{\text{демпфера}} = \frac{\pi \cdot 26,6216}{20} - 1,9895 = 2,1922 \frac{\text{МПа} \cdot \text{с}}{\text{м}}$$

Для ПВДФ у цьому випадку отримаємо від'ємне значення імпедансу демпфера (близько $-1,2807$), що підтверджує теорію про відсутність необхідності його інсталяції для нього. Для решти перетворювачів важливо застосовувати середовища із розрахованими акустичними характеристиками, зокрема композитні матеріали, полімери та подібному на прикладі PU-405, K-290 та SE4709.

З проведених досліджень відомо, що розрахунок АТ залежить від радіуса артерії до центру стінки артерії, або так званої в медичній галузі величина інтима-медіа, резонансної частоти артерії, модуля Юнга артеріальної стінки, її щільності та щільності рідини всередині артерії.

$$P = \frac{9 \left(\frac{d}{a} \right)^4 - 5 \left(3 \frac{d}{a} + \left(\frac{d}{a} \right)^3 \right) D + 3D^3}{-4 \left(9 \frac{d}{a} - \left(\frac{d}{a} \right)^3 \right) + 12D} E, [20]$$

де $D = 4 * \pi^2 (1 - \nu^2) \frac{\rho a^2 f^2}{E}$; товщина стінки артерії: d ; радіус артерії до центру її стінки: a ; ν – коефіцієнт Пуассона стінки артерії, щільність стінки артерії $\rho_{\text{артерії}}$ та щільність рідини в ній (крові) $\rho_{\text{рідини}}$ визначаються як величини табличні.

$$\rho_{\text{рідини}} = \rho_{\text{крові}} = 1060$$

Для спрощеного зображення густина стінки артерій може прийматися тією, що була зазначена в розрахунках раніше, проте сигнал, що потрібний для визначення резонансної частоти потребує більшої точності, як і значення того, що стінка артеріальної судини значно товща за навіть подальші вузли-артеріоли, венули та капіляри, у зв'язку з чим слід підібрати табличне значення саме густини артеріальної стінки що в середньому становить $\rho_{\text{артерії}} = 1101 \frac{\text{кг}}{\text{м}^3}$.

Модуль Юнга, або модуль пружності для стінки артерії (E) для стінки судин сонної артерії варіюється від 0,1 МПа до 1 МПа. Значення вищі за 1 МПа можуть

знаменуватися застоєм або утвореннями-бляшками. Найбільш звичними для середовища, себто середнім значенням для звичайних умов коли зовнішній тиск складає близько 10^5 Па модуль Юнга приймає значення $E = 0,52 \text{ МПа}$ [41].

Однак для забезпечення точності отриманих результатів щодо артеріального тиску рекомендовано визначити особливості артерій пацієнта та уточнити значення коефіцієнта модуля Юнга. Ще одним варіантом визначення цього коефіцієнта є ітеративний спосіб.

За об'ємом більшу частину вмісту артерії займає кров, тож вплив густини рідини вмісту та самої артерії, визначатиметься за формулою:

$$\rho = \frac{d}{a} \rho_{\text{артерії}} + \frac{4}{5} \rho_{\text{крові}}; \quad (27)$$

Середні розміри артерій людини, потенційно доступних для визначення тиску за заданим методом вказані у таблиці 14. Більшою мірою сюди належать ті артерії, що мають здатність до еластичності, оскільки саме завдяки цій властивості можна спостерігати зміну коливання в організмі людини. Найбільшу еластичність мають так звані артерії середнього калібру, що відходять від серцевого м'яза – легенева артерія та аорта. Подальші артерії класифікуються як ті, що належать до м'язово-еластичного типу – артерії середнього калібру, які надалі, ближче до кінцівок, поглиблюють м'язову структуру та вже займають вітку м'язової структури в цій класифікації із наступними назвами [42].

Таблиця 13. Підпис «Ж» належить значенню, властиве артеріям у жінок; «Ч» - у чоловіків [43, 44, 45, 46, 47]

Українська назва артерії	Сонна		Плечова		Стегнова	
Назва артерій англійською	(Common) carotid		Brachial		Femoral	
Товщина стінки, мм	Ж	Ч	Ж	Ч	Ж	Ч
	0,47 ($\pm 0,07$)	0,475 ($\pm 0,045$)	0,38 ($\pm 0,09$)	0,42 ($\pm 0,1$)	0,75 ($\pm 0,1$)	0,87 ($\pm 0,18$)
Внутрішній діаметр, мм	6,10 ($\pm 0,8$)	6,92 ($\pm 0,98$)	4,3 ($\pm 0,1$)	4,4 ($\pm 0,1$)	7,05 ($\pm 0,85$)	7,5 ($\pm 1,4$)

<i>Радіус до центру стінки a, мм</i>	3,285 (±0,435)	3,6975 (±0,5125)	2,34 (±0,095)	2,41 (±0,1)	3,9 (±0,475)	4,185 (±0,79)
--	-------------------	---------------------	------------------	----------------	-----------------	------------------

3.7. Автоматизація визначення товщини середовища

З попередньо вказаної винесеної інформації, для забезпечення реалізації на практиці методу визначення артеріального тиску необхідні параметри артеріальної частини – інтима-медіа, частинами якого є гладенький ендотелій – інтима та еластичні гладком'язові клітини – медіа, та її радіус. На ультразвукових знімках присутні різні структури, серед яких і артеріальна стінка. Остання в медичному обсязі ультразвукового дослідження розділяється на дві частини – ендотеліально-гладком'язовий шар та адвентиція – зовнішній шар судини зі сполучної тканини, колагенових та еластичних волокон. Ця гладком'язово-ендотеліальна структура на ультразвуковому зображенні відображається одним кольором – сірим; адвентиція на знімку вказується більш чітким білуватим забарвленням, саме у зв'язку з чим структура судин безпосередньо розділяється на дві частини.

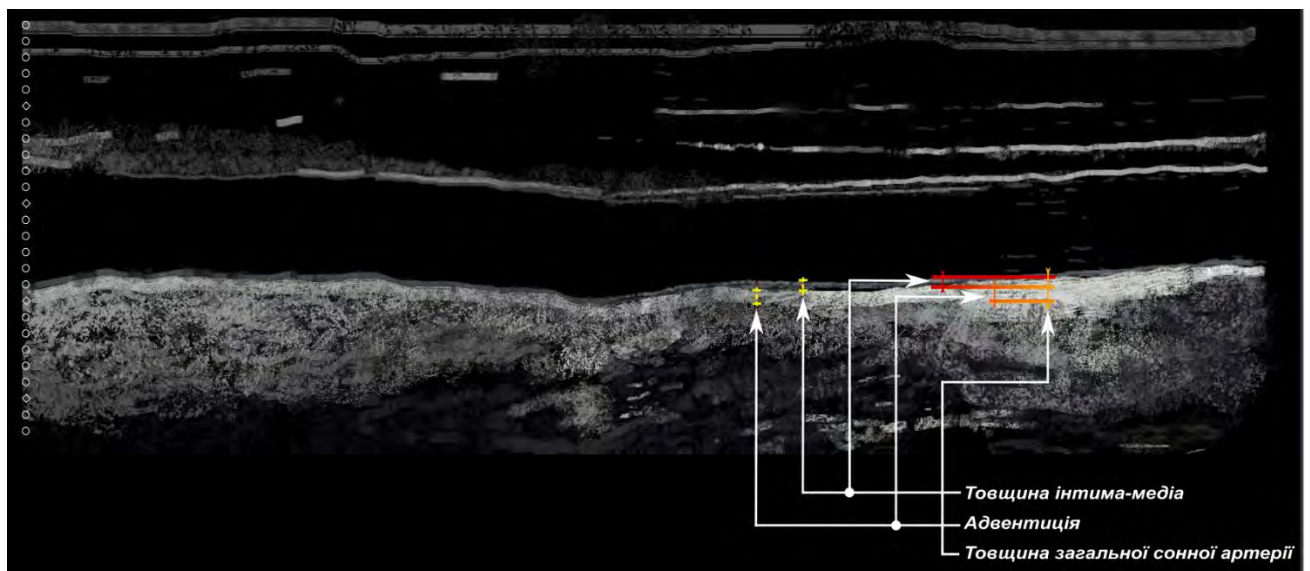


Рис. 14. Складові елементи загальної сонної артерії

Застосовуючи бібліотеки обробки зображення, можна видалити частину знімка, в якій не міститиме необхідної інформації. До прикладу, за допомогою бібліотеки

OpenCV, конвертувавши зображення в HSV та використовуючи `cv2.inRange()` за певних параметрів виникає можливість прибрати інформацію, що не підпадає під умову задачі. Надалі для визначення меж для обробки доступне використання фільтрів на кшталт меж Канні із правильними параметрами, а для наочності результативної інформації слід використати фільтр високих частот за допомогою логічного оператора «I».

Жодне зображення не може містити відсутності шуму, у зв'язку з чим можливим варіантом виправлення такого представлення є видалення шуму, згладжування, видалення дефектів нерегулярності структури.

3.8. Висновки за розділом

У розділі технологічних аспектів проведено електричне, функціональне, структурне та об'ємне проектування приладу ультразвукового медичного для проведення діагностики; розраховано числові значення акустичних особливостей тканин середовища дослідження, визначено коефіцієнт акустичного тракту, підібрано тонкий шар приладу та проаналізовано спосіб визначення АТ із такими параметрами.

ВИСНОВКИ:

У даній бакалаврській роботі була розглянута тема «Ультразвуковий засіб автоматизованого моніторингу артеріального тиску людини». Метою дослідження було проаналізувати ті можливості ультразвуку, що не використовувалися в сьогоденні попри присутність та використання під час чисельних операцій ультразвукового обладнання. Важливим аспектом роботи складає аналіз безпеки проведення такого дослідження та відповідність вимогам, стандартам, що описують використання подібних систем у медичній галузі, адже шумове забруднення може переносити серйозні наслідки на робочий стан живих організмів, акустичні коливання, як і будь-яка механічна дія, може нести в собі руйнівний характер, а будь-яка енергія, що передається в середовище, згідно із законом збереження та перетворення енергії, переносить потенційне джерело тепла. На основі проведеного

аналізу попереджено список потенційних загроз, пов'язаних із випромінюванням, розроблено робочу схему цього пристрою та оцінено його технологічну ефективність.

У ході виконання роботи було досліджено можливості використання ультразвукових хвиль для отримання актуальних даних про систолічний і діастолічний артеріальний тиск та визначено потенційні ризики, з якими може зіткнутися як пацієнт, так і оператор такого пристрою.

Наукова новизна проведеної роботи визначається підкресленням ефективності використання методу на практиці, безпечності проведення наступного роду процедури за умови дотримання стандартів та доступності до покращення наведеного способу визначення артеріального тиску, зокрема з можливістю інтеграції в мобільні станції. Оскільки використання випромінювальних пластин наразі сягає поширених масштабів, а сам спосіб дозволяє переглядати інформацію на всьому ранжуванні частот медичного ультразвуку, здатність до роботи такого механізму зростає.

Отже, розробка та використання пристосування, що здатне вимірювати артеріальний тиск людини за допомогою ультразвукової сонографії значно підвищить правдивість та відповідність показників істинному значенню та зменшить відчуття дискомфорту у порівнянні із іншими популярними та широко використовуваними методами неінвазивного моніторингу, а покращення таких систем дозволить надавати оперативну та точну інформацію про стан пацієнта для запобігання або попередження критичних його станів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Редакція Блогу SICH, «Шоковий стан: ознаки, види шоку, перша допомога,» 18 05 2024. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: https://sich.ua/domedychna-dopomoha/shokovyj-stan-oznaky-vydy-shoku-persha-dopomoha/?srsltid=AfmBOor5kx2dFAI0ztBoBtHUm9xjDtl5t7JQcB0ZUtJHGB_zUT6WIHOJ

- [2] Галаган Р. М., «Теоретичні основи ультразвукового неруйнівного контролю», 03 2019. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://ela.kpi.ua/items/ef88516d-73d5-41e3-b08b-0ed884d639c1>
- [3] Міністерство охорони здоров'я України, «Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99», 01 12 1999. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/va037282-99>
- [4] Гарбузова В. Ю., «Основи гемодинаміки», Сумський державний університет медичний інститут. Кафедра фізіології і патофізіології, Суми [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: https://essuir.sumdu.edu.ua/bitstream-download/123456789/39240/1/Hemodynamics_Garbuzova.pdf.
- [5] Булавін Л.А., Забашта Ю.Ф., Бацак Б.В., Трембовецька О.М., «Визначення пружності стінок артерій в процесі ультразвукового дослідження», *Український*, т. 62, № 5, pp. 378-381, 2017 [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://ujp.bitp.kiev.ua/index.php/ujp/article/download/2018677/798/5996>.
- [6] "Non-invasive evaluation of Poisson's ratio of arterial wall using ultrasound," *The Institution of Engineering and Technology: Electronic Letters*, vol. 33, no. 4, 1997.
- [7] Pavel Skacel, Jiri Bursa, "Poisson's ratio and compressibility of arterial wall - Improved experimental data reject auxetic behaviour," 13 04 2022. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105229>.
- [8] ISO 9712:2021, "Non-destructive testing - Qualification and certification of NDT personnel," International standart, 12 2021. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://www.iso.org/obp/ui/en/#iso:std:iso:9712:ed-5:v1:en>.
- [9] Лисенко Ю. Ю., Алексієв. О., Куц. Ю. В., «XXIII Міжнародна науково-технічна конференція “Приладобудування: стан і перспективи”,» в *Аналіз версій стандарту EN ISO 9712 з погляду підготовки фахівців з неруйнівного контролю*, Київ, 2024.

- [10] The Royal College of Radiologists, "Recommendations for specialists practising ultrasound independently of radiology departments. Safety, governance and education," 04 2023. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: https://www.bmus.org/media/resources/files/Guidelines_for_Professional_Diagnostic_Ultrasound_Practice_in_Medical_Ae_LnvgPk1.pdf.
- [11] Prostor, «Дрібний шрифт: Що означає рівень рН в косметичі, та на що він впливає,» 2020. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://prostor.ua/ua/blog/melkiy-shrift-hto-oznachaet-uroven-ph-v-kosmetike-i-na-hto-on-vliyaet/>.
- [12] UK Health Security Agency, "Good infection prevention practice: using ultrasound gel," GOV.UK, 26 05 2022. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://www.gov.uk/government/publications/ultrasound-gel-good-infection-prevention-practice/good-infection-prevention-practice-using-ultrasound-gel>.
- [13] Albert Goldstein, Raymond L. Powis, "Medical Ultrasonic Diagnostics," in *Physical Acoustics*, San Diego, California, Elsevier: ScienceDirect, 1999, pp. 43-195.
- [14] Wikipedia, the free encyclopedia, "Medical ultrasound," 06 10 2024. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: https://en.wikipedia.org/wiki/Medical_ultrasound.
- [15] Вікіпедія, вільна енциклопедія, «Ультразвук,» Aldionoro, 12 2023. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A3%D0%BB%D1%8C%D1%82%D1%80%D0%B0%D0%B7%D0%B2%D1%83%D0%BA>.
- [16] National Center for Biotechnology Information, "A Review on Biological Effects of Ultrasounds: Key Messages for Clinicians," National Library of Medicine, 23 02 2023. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10001275/>.
- [17] Safety Group of the British Medical Ultrasound Society, "Guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound equipment," 2009. [Електронний ресурс]. Режим доступу

до ресурсу: <https://www.bmus.org/static/uploads/resources/BMUS-Safety-Guidelines-2009-revision-FINAL-Nov-2009.pdf>.

- [18] ТОВ «ЕКСІМ», «Види УЗ досліджень», [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://exim.com.ua/information/ultrasound-types>.
- [19] Петрович Ф. В., «Фізіологія кровообігу», Ужгородський національний університет, 2017 [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/317233826_Fiziologia_krovoobigu.
- [20] Oxford academic, "Resonance sonomanometry for noninvasive, continuous monitoring of blood pressure," <https://academic.oup.com/pnasnexus/article/3/7/pgae252/7717708>, 2024.
- [21] American Heart Association, "Blood pressure measurement instructions," https://www.heart.org/-/media/Files/Health-Topics/High-Blood-Pressure/How_to_Measure_Your_Blood_Pressure_Letter_Size.pdf, Dallas, 2017.
- [22] MIDA, «Гель для УЗД: правила вибору», 17 01 2022. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://mida.kiev.ua/medichni-statti/gel-dlya-uzd-pravila-viboru/>.
- [23] Фармацевтична енциклопедія, Жегунова Г.П., «Шкіра», 2003. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://www.pharmencyclopedia.com.ua/article/55/shkira>.
- [24] Wikipedia, the free encyclopedia, "Cavitation," 10 2024. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://en.wikipedia.org/wiki/Cavitation>.
- [25] Elsevier B.V., "Recent advances in ultrasonic treatment: Challenges and field applications for controlling harmful algal blooms (HABs)," 09 2017. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1350417717300950>.
- [26] Medicalaser, «Кавітація в косметології», 03 2018. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://medicalaser.com.ua/ua/blog-ua/korektsija-zajvoji->

vagi/kavitatsija-v-kosmetologiji/?srsltid=AfmBOooBvngya6_acCsn6v_UamY3Ora-CC1PIR8-H6TzTz2rtKqdqPrh.

- [27] Elaheh Taghaddos, Mehdi Hejazi, Ahmad Safari, "Lead-free piezoelectric materials and ultrasonic transducers for medical imaging," *Journal of Advanced Dielectrics*, vol. 05, no. 02, 2015 [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1142/S2010135X15300029>.
- [28] The Royal Society of Chemistry, "Future prospects and recent developments of polyvinylidene fluoride (PVDF) piezoelectric polymer; fabrication methods, structure, and electro-mechanical properties," *RSC Advances*, 2023 [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1039/D2RA06774A>.
- [29] Tom Fivez, Alexandra Hendrickx, Tom Van Herpe, Dirk Vlasselaers, Lars Desmet, Greet Van den Berghe, Dieter Mesotten, "An Analysis of Reliability and Accuracy of Muscle Thickness Ultrasonography in Critically Ill Children and Adults," *American Society For Parental And Enteral Nutrition*, 09 04 2015. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1177/0148607115575033>.
- [30] Empendium: портал для лікарів, «Капіляроскопія», Medycyna Praktyczna/Медицина Практична, [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://empendium.com/ua/manual/chapter/B72.I.B.13.1..>
- [31] R. Shane Tubbs, Elias Rizk, Mohammadali M. Shoja, Marios Loukas, Nicholas Barbaro, Robert J. Spinner, *Nerves and Nerve Injuries: History, Embryology, Anatomy, Imaging, and Diagnostics*, USA: Elsevier Ltd, Academic Press, 2015 [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://doi.org/10.1016/C2012-0-06700-2>.
- [32] Цапенко В. К., Куц Ю. В., *Основи ультразвукового неруйнівного контролю*, Київ: Київська книжково-журнальна фарбика, 2010.
- [33] Pelagia Research Library, "Study of Ultrasonic Velocity of Acrylates with Decane-2-ol," 2016. [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу:

<https://www.primescholars.com/articles/study-of-ultrasonic-velocity-of-acrylates-with-decane2ol.pdf>.

- [34] V. R. Singh, "Acoustic behavoir of plastics for medical applications," *Indian Journal of Pure & Applied Physics* , vol. 8, no. 42, 2003 [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/267934999_Acoustic_behavoir_of_plastics_for_medical_applications.
- [35] U Müller, Ravi Bactavatchalou, Jörg Baller, Martine Philipp, "Acoustic profilometry of interphases in epoxy due to segregation and diffusion using Brillouin microscopy," *New Journal of Physics*, vol. 2, no. 10, 2008 [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: https://www.researchgate.net/publication/231119092_Acoustic_profilometry_of_interphases_in_epoxy_due_to_segregation_and_diffusion_using_Brillouin_microscopy.
- [36] David A. Fitch, Brent K. Hoffmeister, Javier de Ana, "Ultrasonic evaluation of polyether ether ketone and carbon fiber-reinforced PEEK," *Journal of Materials Science*, vol. 45, p. 3768–3777, 2010 [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: <https://doi.org/10.1007/s10853-010-4428-1>.
- [37] MatWeb, LLC, "Overview of materials for Thermoplastic Polyurethane (TPUR), Polyether Grade," MatWeb, [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: <https://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?matguid=b4c5102d22ef42758ad6888c9cd34dd9>.
- [38] Nissin Chemical co.,ltd, "Vinyl chloride-Vinyl acetate based copolymer," SOLBIN, [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: <https://www.nissin-chem.co.jp/english/products/0003/>.
- [39] Group of the European Chemical Industry Council (Cefic), SAFE HANDLING AND STORAGE OF ACRYLIC ESTERS, European Basic Acrylic Monomer Group (EBAM), 2015 [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу:

<https://www.petrochemistry.eu/wp-content/uploads/2018/04/AE-guidelines-final-01-2016-blocked-version-2.pdf>.

- [40] EPOXY TECHNOLOGY INC., "Minimum Bond Line (Cure and Thickness)," [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: [https://www.epotek.com/docs/en/Related/Tech%20Tip%206%20Minimum%20Bond%20Line%20\(Cure%20and%20Thickness\).pdf](https://www.epotek.com/docs/en/Related/Tech%20Tip%206%20Minimum%20Bond%20Line%20(Cure%20and%20Thickness).pdf).
- [41] Miguel Bernal, Ivan Nenadic, Matthew W Urban, James F Greenleaf, "Material property estimation for tubes and arteries using ultrasound radiation force and analysis of propagating modes," *The journal of the acoustical society of America*, no. 129, p. 1344–1354, 2011 [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: <https://doi.org/10.1121/1.3533735>.
- [42] Anatom, «ЗАГАЛЬНА АНАТОМІЯ КРОВОНОСНИХ СУДИН,» [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: <https://anatom.ua/basis/pdf/1-22/>.
- [43] Jaroslaw Krejza, Michal Arkuszewski, Scott E. Kasner, John Weigele, Andrzej Ustymowicz, Robert W. Hurst, Brett L. Cucchiara, Steven R. Messe, "Carotid Artery Diameter in Men and Women and the Relation to Body and Neck Size," *AHA|ASA Journals*, vol. 37, no. 4, 2006 [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: <https://doi.org/10.1161/01.STR.0000206440.48756.f7>.
- [44] Christos P Loizou, Andrew Nicolaides, Efthymoulos Kyriacou, Niki Georghiou, Maura Griffin, Constantinos S Pattichis, "A Comparison of Ultrasound Intima-Media Thickness Measurements of the Left and Right Common Carotid Artery," 29 06 2015. [Электронный ресурс]. Режим доступа до ресурсу: <https://doi.org/10.1109/JTEHM.2015.2450735>.
- [45] Rohan Gawali, Vaibhav Sande, M. Natarajan, "Assessment of Brachial Artery Dimensions and Variations: A Comprehensive Study," *SSR Institute of International Journal of Life Sciences*, vol. 10, no. 5, pp. 6167-6173, 2024.
- [46] Prună I., Ciufu C., Bordei P., "Common femoral artery diameters determined by doppler ultrasonography," *ARS Medica Tomitana*, vol. 1, no. 25, pp. 1-5, 2019.

- [47] I. Simova, "Intima-media thickness: appropriate evaluation and proper measurement," *e-Journal of Cardiology Practice from European Society of Cardiology*, vol. 13, no. 21, 2015 [Електронний ресурс]. Режим доступу до ресурсу: <https://www.escardio.org/Journals/E-Journal-of-Cardiology-Practice/Volume-13/Intima-media-thickness-Appropriate-evaluation-and-proper-measurement-described>.
- [48] Баженов В.Г. Електроніка. Лабораторний практикум: навчальний посібник / В. Г. Баженов, Є. Ф. Суслов, Ю. Ю. Лисенко, А.С. Момот; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 70 с.
- [49] Momot, A., Galagan, R., Zaboluiieva M. Automation of ultrasound breast cancer images classification using deep neural networks. *Sciences of Europe*. 2022. No96. pp. 38–41.
- [50] Муравйов О. В. Передача даних та сучасні методи обробки сигналів. Практикум: навчальний посібник / О. В. Муравйов; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 55 с.
- [51] Куц Ю.В. Новітні системи та технології: навчальний посібник / Ю. В. Куц, Ю. Ю. Лисенко, А.С. Момот; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2022. – 123 с.
- [52] Спеціальні розділи математики: конспект лекцій : навч. посіб. / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: Ю. В. Куц, Ю. Ю. Лисенко, В. М. Сокурєнко. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2024. – 192 с.
- [53] Статистичні методи визначення залежностей між випадковими величинами: навчальний посібник / Ю. В. Куц, Ю. Ю. Лисенко; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – 115 с.

ДОДАТКИ

Додаток А – схема електрична принципова ультразвукового перетворювача;

Додаток Б – схема функціональна автоматизації ультразвукової перетворювача;

Додаток В – складальний кресленик ультразвукового перетворювача;

Додаток Г – специфікація до складального кресленика ультразвукового перетворювача;

Додаток Д – Лістинг коду розрахунків акустичних особливостей багатошарового середовища та артеріального тиску людини із застосуванням методики Esperto Medical для пакету прикладних програм MATLAB;

Додаток Е – Блок-схема роботи алгоритму, наведеного в додатку Д;

Додаток Ж – креслення деталі кріплення кабелю перетворювача ультразвукового медичного апарату ультразвукової діагностики;

Додаток И – креслення деталі кріплення друкованої плати перетворювача ультразвукового медичного апарату ультразвукової діагностики;