

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

**Приладобудівний факультет**

**Кафедра приладів і систем неруйнівного контролю**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Анатолій ПРОТАСОВ

«\_\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**Дипломний проєкт**

**на здобуття ступеня бакалавра**

**за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані системи  
та технології неруйнівного контролю і діагностики»**

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

**на тему: «Ультразвуковий прилад для вимірювання швидкості  
кровотоку»**

Виконав (-ла):

студент (-ка) IV курсу, групи ПК-71

Талецька Вікторія Анатоліївна \_\_\_\_\_

Керівник:

К.т.н., доцент

Баженов Віктор Григорович \_\_\_\_\_

Рецензент:

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

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

Студент (-ка) \_\_\_\_\_

Київ – 2021 року

## ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	A4		Завдання на дипломний проєкт	2	
2	A4	ПК 7119. 00.000 ПЗ	Пояснювальна записка	63	
3	A3	ПК 7119. 01.000 СС	Структурна схема	1	
4	A1	ПК 7119. 02.000 СЕП	Схема електрична принципова	1	
5	A4	ПК 7119. 03.000 СК	Складальний кресленик	1	

				<b>ПК 7119 00.000.00</b>	
	ПБ	Підп.	Дата		
Розробн.				<b>Відомість дипломного проєкту</b>	Лист
Керівн.					1
Консульт.					Листів
Н/контр.					1
Зав.каф.					КПІ ім. Ігоря Сікорського Каф. ПСНК Гр. ПК-71

**Пояснювальна записка  
до дипломного проєкту  
на тему: «Ультразвуковий прилад для вимірювання  
швидкості кровотоку»**

Київ – 2021 року

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

**Приладобудівний факультет**

**Кафедра приладів і 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 неруйнівного контролю і діагностики»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Анатолій ПРОТАСОВ

«\_\_» \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**

**на дипломний проєкт студенту**

**Талецької Вікторії Анатоліївни**

1. Тема проєкту «Ультразвуковий прилад для вимірювання швидкості кровотоку», керівник проєкту Баженов Віктор Григорович, к.т.н., доцент, затверджені наказом по університету від «26» травня 2021 р. № 1347-с

2. Термін подання студентом проєкту 3 червня 2021 року

3. Вихідні дані до проєкту: ОК – вени на верхніх кінцівках, робоча частота – 5 МГц, метод доплерографії – неперервна, тип перетворювача – роздільно-суміщений.

4. Зміст пояснювальної записки:

Вступ

1) Аналітичний огляд

2) Розрахункова частина

3) Розробка схеми приладу

Висновки

## Список використаних джерел

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): структурна схема, схема електрична принципова, складальне креслення.

6. Дата видачі завдання \_\_\_\_\_

### Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Розгляд методів доплерографії	26.02.2021-30.04.2021	
2	Розгляд особливостей поширення ультразвуку у біологічних тканинах	05.05.2021-06.05.2021	
3	Розрахунок п'єзоелементу, акустичного тракту та напруги випромінювача	17.05.2021-19.05.2021	
4	Розробка структурної схеми приладу	17.05.2021-24.05.2021	
5	Розробка схеми електричної принципової	24.05.2021-30.05.2021	
6	Вибір та розрахунок елементів принципової схеми	28.05.2021-31.05.2021	
7	Розробка ультразвукового датчика	31.05.2021-01.06.2021	

Студент

Вікторія ТАЛЕЦЬКА

Керівник

Віктор БАЖЕНОВ

## Анотація

У даній роботі було спроектовано ультразвуковий прилад для вимірювання швидкості кровотоку, зокрема в судинах верхніх кінцівок.

Дипломний проєкт складається з пояснювальної записки обсягом 63 сторінок, включає 30 ілюстрацій, 4 таблиці, 3 креслення та 14 літературних джерел.

Метою проєкту є розробка ультразвукового приладу для вимірювання швидкості кровотоку в судинах верхніх кінцівок методом неперервного доплеру.

В першому розділі був проведений аналітичний огляд, який включав в себе дослідження особливостей розповсюдження ультразвуку у біологічних тканинах, фактори, які можуть впливати на результати досліджень, розгляд методів неруйнівного контролю, ефекту Допплеру та основних методів доплерографії.

Другий розділ включає в себе розрахунок розмірів п'єзоелементу та вибір робочої частоти, на основі чого був проведений розрахунок акустичного тракту та визначена напруга випромінювача.

У третьому розділі було сконструйовано структурну схему та описано принцип роботи приладу. На основі цього було обрано та розраховано елементи схеми електричної принципової. Наприкінці, розроблено ультразвуковий датчик на основі розрахунків його основних розмірів.

Ключові слова: ультразвук, ефект доплера, доплерографія, п'єзоперетворювач, вимірювання швидкості крові.

## **Annotation**

In this work, an ultrasound device was developed to measure the speed of blood flow, in particular in the vessels of the upper extremities.

The thesis project consists of an explanatory note with a volume of 63 pages, includes 30 illustrations, 4 tables, 3 drawings and 14 literary sources.

The aim of the project is to develop an ultrasound device for measuring the speed of blood flow in the vessels of the upper extremities by continuous Doppler.

In the first chapter, an analytical review was conducted, which included the study of the features of ultrasound propagation in biological tissues, factors that can influence research results, consideration of non-destructive testing methods, the Doppler effect, and the main methods of Doppler imaging.

The second section includes calculating the size of the piezoelectric element and selecting the operating frequency, on the basis of which the acoustic path was calculated and the emitter voltage was determined.

In the third chapter, a block diagram was designed and the principle of operation of the device was described. Based on this, the elements of the electrical circuit were selected and calculated. Finally, an ultrasonic sensor was developed based on calculations of its basic dimensions.

Key words: ultrasound, Doppler effect, Doppler, piezoelectric transducer, blood velocity measurement.

## ЗМІСТ

<b>ВСТУП.....</b>	<b>10</b>
<b>1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД.....</b>	<b>11</b>
<b>1.1. Ультразвук та особливості розповсюдження у біологічних     тканинах .....</b>	<b>11</b>
1.1.1. Ультразвукові хвилі .....	11
1.1.2. Фізичні характеристики біологічних середовищ.....	11
1.1.3. Швидкість ультразвуку у біологічних середовищах.....	13
1.1.4. Вплив акустичного опору на відбиття ультразвуку .....	15
1.1.5. Затухання ультразвуку у біологічних середовищах.....	17
<b>1.2. Ультразвукові методи неруйнівного контролю.....</b>	<b>20</b>
<b>1.3. Ефект Доплера .....</b>	<b>21</b>
1.3.1. Допплерівський зсув .....	21
1.3.2. Допплерівський кут .....	22
<b>1.4. Допплерографія.....</b>	<b>25</b>
<b>1.5. Методи доплерографії .....</b>	<b>27</b>
1.5.1. Неперервний доплер .....	30
1.4.2. Імпульсний доплер.....	38
<b>Висновки до 1 розділу.....</b>	<b>45</b>
<b>2. РОЗРАХУНКОВА ЧАСТИНА.....</b>	<b>46</b>
<b>2.1. Розрахунок п'єзоелементу.....</b>	<b>46</b>
<b>2.2. Розрахунок акустичного тракту .....</b>	<b>46</b>
<b>2.3. Розрахунок напруги .....</b>	<b>51</b>

					<b>ПК 71.190000.000ПЗ</b>					
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	<b>Пояснювальна записка</b>			Літ.	Арк.	Акрушіє
Розроб.	Талецька В.А.									
Перевір.	Баженов В.Г.									
Н. Контр.										
Затверд.	Баженов В.Г.							<b>ПБФ, ПК-71</b>		



<b>Висновок до 2 розділу .....</b>	<b>52</b>
<b>3. РОЗРОБКА СХЕМИ ПРИЛАДУ .....</b>	<b>53</b>
<b>3.1. Розробка структурної схеми .....</b>	<b>53</b>
<b>3.2. Вибір та розрахунок елементів принципової схеми .....</b>	<b>55</b>
3.2.1. Генератор .....	55
3.2.2. Синтезатор частоти .....	55
3.2.3. Формувач імпульсів .....	55
3.2.4. Ключ .....	56
3.2.5. Підсилювач напруги .....	57
3.2.6. Попередній підсилювач напруги .....	58
3.2.7. Помножувач сигналів .....	59
3.2.8. Фільтр нижніх частот.....	59
3.2.9. Тригер Шмітта.....	60
3.2.10. jк-тригер .....	61
3.2.11. Дільник частоти.....	61
3.2.12. Лічильник імпульсів .....	62
3.2.13. Мікроконтролер.....	63
<b>3.3. Розробка ультразвукового датчика .....</b>	<b>64</b>
<b>Висновок ДО 3 РОЗДІЛУ .....</b>	<b>67</b>
<b>ВИСНОВОК .....</b>	<b>68</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ .....</b>	<b>69</b>

## ВСТУП

До теперішнього моменту люди почали більше уваги приділяти здоров'ю, але від зовнішніх факторів, які можуть на нього вплинути, ніхто не застрахований. Поганий стан навколишнього середовища, неякісні продукти і багато іншого може негативно вплинути на стан нашої серцево судинної системи. Щоб вчасно діагностувати патологію, використовують ультразвукову доплерографію, яка вже стала незамінна при діагностиці захворювань вен і судин голови, шиї, серця та інших органів.

Допплерографія – метод діагностики, заснований на ефекті Допплера. Ефект Допплера описує зсув частоти сигналу в залежності від відносного руху джерела і приймача [1]. Цей ефект дає початок багатьом методам доплерографії.

У даному дипломному проекті буде приділено більшу увагу неперервному доплерівському методу.

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
						10
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		

# 1. АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД

## 1.1. Ультразвук та особливості розповсюдження у біологічних тканинах

### 1.1.1. Ультразвукові хвилі

Як відомо, ультразвук – це механічні коливання, частота яких вище максимальної частоти звуку, чутної людським вухом і дорівнює 20 кГц. Ультразвукові коливання переміщуються в формі хвилі, подібно поширенню світла. Однак на відміну від світлових хвиль, які можуть поширюватися в вакуумі, ультразвук вимагає пружну середу таку як газ, рідина чи тверде тіло.

Біологічні тканини подібні або рідким пружним середовищам (м'які тканини), або твердим (кісткові утворення і конкременти), або містять в своєму складі газові освіти (в легенях, кишечнику, шлунку тощо). Тому акустичні коливання можуть поширюватися у всіх видах біологічних тканин, що використовуються в медицині для діагностики та терапії.

Акустичні хвилі, як і хвилі іншої фізичної природи, наприклад електромагнітні, характеризуються низкою фізичних параметрів, що змінюються в просторі і в часі. Для акустичних хвиль основними змінними є коливальний зсув частинок пружного середовища і тиск.

### 1.1.2. Фізичні характеристики біологічних середовищ

В ультразвуковій діагностиці використовуються поздовжні ультразвукові хвилі, тобто пружні коливання, напрямок поширення яких збігається з напрямом поширення частинок середовища. Під час контакту з тілом пацієнта коливання робочої поверхні датчика передаються біологічним тканинам, що призводить до коливань відносно свого рівноважного стану самих частинок середовища, що в свою чергу викликає зсув сусідніх частинок, далі розташованих від датчика. Таким чином, коливання поширюватися вглиб тканин.

									Лист
									11
Изм.	Лист	№ докум.		Дата					

В ультразвукових діагностичних системах використовується принцип ехолокації. Даний принцип полягає в випромінюванні акустичних сигналів і прийманні сигналів, відбитих від неоднорідностей біологічного середовища, і таким чином будується акустичне зображення, яке надає інформацію про внутрішні органи та структури. Такі сигнали називаються луно-сигналами.

Важливо ввести таке поняття як відбиття. Це основне фізичне явище, на основі якого отримується інформація про досліджувані біологічні тканини [5]. При цьому використовуються відбиті хвилі, які датчик саме приймає.

Інформація, що отримується з допомогою відбитих хвиль, в істотній мірі залежить від ряду фізичних явищ, які супроводжують розповсюдження ультразвуку в тканинах. У число основних таких явищ входять наступні.

Заломлення – це зміна напрямку поширення хвиль при переході з одного середовища в інше, що може приводити до геометричних спотворень отриманого зображення [5].

Розсіювання – це по суті зміна напрямку поширення ультразвуку, яка обумовлена дрібними неоднорідностями біологічного середовища і, отже, численними відбиттями і заломленнями [5].

Поглинання – перехід енергії ультразвукових хвиль в інші види енергії, такі як тепло [5].

Відбиття, розсіювання і поглинання ультразвукових хвиль в біологічних тканинах є причинами затухання, а затухання в свою чергу характеризує зменшення енергії ультразвукових хвиль при поширенні.

На перераховані фізичні явища і на процес отримання акустичної діагностичної інформації впливають такі параметрами як швидкість звуку в середовищі і щільність середовища, а їх відмінністю пояснюються акустичні неоднорідності біологічних тканин, які, як вже зазначалось, суттєво впливають на формування акустичного зображення.

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
						12
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		

### 1.1.3. Швидкість ультразвуку у біологічних середовищах

Як всім відомо, ультразвук поширюється з певною швидкістю, яка практично не залежить від частоти чи довжини хвилі в усіх видах біологічних тканин.

Нижче у таблиці (табл. 1.1) було наведено межі зміни швидкості звуку у деяких біологічних середовищах.

Середовище	Швидкість звуку, м/с	Густина відносно води, $\rho_c/\rho_B$	Акустичний опір відносно води, $Z_c/Z_B$
Повітря (при нормальних умовах)	343	$1.2 \cdot 10^{-3}$	$0.3 \cdot 10^{-3}$
Дистильована вода	1480	1.0	1.0
Кров	1540-1600	1.06	1.04-1.08
Легені	400-1200	-	-
Мозок	1520-1570	1.03	1.06-1.09
М'які тканини	1540	1.06	1.11
Кісткова тканина	2500-4300	1.2-1.8	2.2-5.0

Табл. 1.1 Швидкість ультразвукових хвиль в різних середовищах й акустичний опір середовищ

Можна помітити достатньо великий розкид значень швидкості звуку в деяких середовищах, таких як кров, легені, мозок та кісткова тканина. Такий розкид пояснюється станом пацієнта, особливостями організму, його віком, відмінністю температур при проведенні вимірювань тощо. Також виявлена залежність швидкості звуку від стану досліджуваної тканини. Мається на увазі норма або деяка патологія, що доцільно було б використати для діагностики, але існують деякі труднощі з точністю виміру швидкості звуку в окремих структурах організму.

Виходячи з даних наведеної вище таблиці (табл. 1.1) можна виділити три класи тканин: тканини легень з малою швидкістю звуку, кісткові тканини з високою швидкістю звуку і інші рідкі середовища і м'які тканини з швидкістю звуку, яка відрізняється від швидкості звуку в воді не більше ніж на 10%. В останніх середня швидкість звуку складає 1540 м/с, що практично непомітно відрізняється від швидкості звуку в воді. При побудові акустичного зображення припускається, що швидкості звуку в м'яких тканинах і рідких середовищах організму сталі. Таким чином можна з легкістю достатньо точно розрахувати глибину розташування неоднорідностей по часу приходу відбитого від неї сигналу.

Як вже зазначалося раніше, відмінність швидкості звуку в тканинах визначає характер відображення відбитих хвиль на межі поділу середовищ (рис. 1.1). На малюнку можна помітити, що при перпендикулярному падінні звукової хвилі на плоску межу середовищ хвиля, що пройшла, не змінила свого напрямку щодо падаючої хвилі, але енергія в такому випадку зменшується, так як разом з відбитою хвилею частина початкової енергії переноситься в протилежному напрямку до падаючої хвилі (рис. 1.1а).

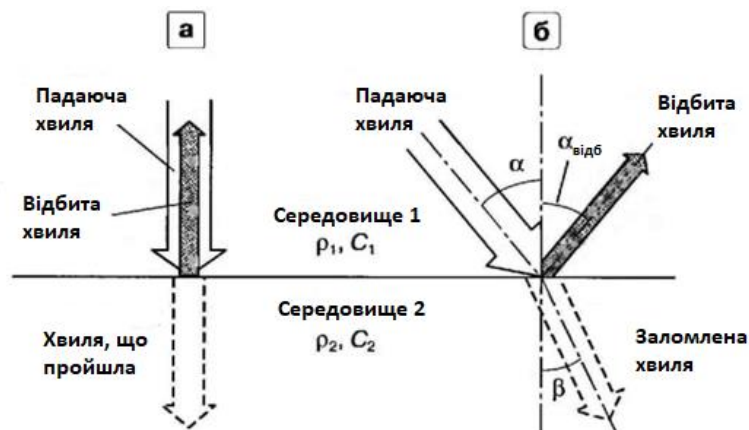


Рис. 1.1. Відбиття і заломлення ультразвуку на межі поділу середовищ

При похилому падінні хвилі на плоску межу середовищ відбита хвиля поширюється за законом геометричної оптики, згідно з яким кут відбиття  $\alpha_{\text{відб}}$  дорівнює куту падіння  $\alpha$  (рис. 1.1. б).

У випадку, коли швидкості в обох середовищах однакові ( $C_1=C_2$ ), напрямок хвилі, що пройшла, не змінюється відносно падаючого променя ( $\beta = \alpha$ ). Якщо ж швидкості звуку в середовищах не рівні ( $C_1 \neq C_2$ ), то відбувається заломлення хвилі. В такому випадку має місце співвідношення Снелля, яке пов'язує між собою кути падіння і заломлення:

$$\frac{\sin\beta}{\sin\alpha} = \frac{C_2}{C_1}$$

При  $C_2 < C_1$  кут заломлення менше кута падіння (рис. 1.1б)

При  $C_2 > C_1$  кут заломлення більше кута падіння.

#### 1.1.4. Вплив акустичного опору на відбиття ультразвуку

Однією з важливих характеристик біологічного середовища є акустичний опір  $Z$ , який визначається як добуток густини середовища  $\rho$  і швидкості звуку  $C$  в ній.

У наведеній вище таблиці (табл. 1.1.) показані значення густини різних біологічних середовищ відносно води, тобто величини, рівні  $\rho_c/\rho_v$  ( $\rho_c$  – густина середовища,  $\rho_v$  – густина дистильованої води). Можна помітити, що у м'яких тканинах густина не сильно відрізняється від густини води.

В останньому стовпці табл. 1.1. дані значення акустичних опорів різних середовищ, наведені аналогічно густині, але до акустичного опору води, тобто  $Z_c/Z_v$  ( $Z_c$  – акустичний опір середовища,  $Z_v$  – опір дистильованої води). Акустичні опори корисні тим, що їх відмінність визначає характер відображення на межі середовищ.

Введемо поняття коефіцієнта відбиття за амплітудою:

$$K_{\text{відб}} = \rho_{\text{відб}}/\rho_{\text{пад}}$$

де  $\rho_{\text{відб}}$  і  $\rho_{\text{пад}}$  – рівні тиску відбитої і падаючої ультразвукової хвилі відповідно.

При перпендикулярному падінні ультразвукової хвилі на плоску межу середовищ (рис. 1. а) коефіцієнт  $K_{\text{відб}}$  визначається за допомогою виразу

					<b>ПК71.19.0000.000 ПЗ</b>	Лист
						15
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		

$$K_{\text{відб}} = \left| \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right|$$

Тут  $Z_2$  і  $Z_1$  – акустичні опори межуючих середовищ, знак модуля показує, що береться абсолютна величина обчисленого відношення.

Для м'яких тканин і крові відмінність акустичних опорів знаходиться в невеликих межах (табл. 1.1). Якщо перше середовище має відносний опір  $Z_1=0.95$ , а друга  $Z_2=1.05$ , то  $K_{\text{відб}} = 0.05$  (або 5%). Можна зробити висновок, що у такому випадку тільки мала частина енергії падаючої ультразвукової хвилі повернеться у вигляді відбитої ультразвукової хвилі, а більша частина буде поширюватися вглиб тканин. Якщо ж середовища поміняються місцями, то, як випливає з формули, приведеної вище, результат не зміниться.

Таким чином, коефіцієнт відбиття залежить тільки від різниці акустичних опорів середовищ і не залежить від місця розташування середовищ.

У наведеній нижче таблиці (табл. 1.2.) наводяться значення коефіцієнта відбиття ультразвукових хвиль на межі біологічних середовищ.

Межа середовищ	$K_{\text{відб}}$ , %
Кров- м'яз	1.5
Кров- нирка	2.1
М'яз- жир	10.0
Печінка- камені печінки	0-17.0
М'яз- кістка	64.0
Мозок- кістка черепа	66.0
Повітря- м'які тканини	99.95

Табл. 1.2. Коефіцієнт відбиття ультразвуку на межі біологічних середовищ

Проаналізувавши таблицю можна прийти до деяких важливих висновків. Одним з таких є те, що рівень відбиття на межі м'яка тканина-кісткова тканина може змінюватися межах, які залежать від виду кісткової тканини, яка в свою чергу має специфічну будову, що приводить до розфокусування ультразвукових променів, що проходить через неї. Через це процес



діагностики тканин, які знаходяться за такими кістковими структурами може значно ускладнюватись. Тому загалом в такому випадку використовуються датчики з малою робочою поверхнею. Також можна зазначити те, що на межі повітря-м'які тканини ультразвукова хвиля відбивається практично повністю, тому далі цієї межі одержати інформацію буде неможливо. В такому випадку використовують спеціальний акустичний гель, який наноситься на датчик, таким чином виключаючи повітряний прошарок та забезпечуючи акустичний контакт між датчиком та тілом пацієнта.

Повертаючись до відбиття на границі м'яких тканин з різним акустичним опором, можна зауважити, що межі неоднорідностей знаходяться під певним кутом до напрямку ультразвукових хвиль, що призводить до того, що корисна енергія відбитого сигналу не повністю потрапляє до датчика. Але, враховуючи те, що межі неоднорідностей зазвичай не гладкі, то відбиті хвилі поширюються в різних напрямках, що дає їм змогу потрапляти і на датчик.

#### 1.1.5. Затухання ультразвуку у біологічних середовищах

В процесі поширення ультразвуку углиб досліджуваних біологічних тканини виникає затухання, яке супроводжується зниженням енергії цих хвиль. Таке явище істотно впливає на якість акустичного зображення та на максимальну глибину, з якої ще можна отримувати інформацію.

Головними причинами затухання є: відбиття, розсіювання і поглинання ультразвукових хвиль. Затухання через відбиття і розсіювання визначається геометричними розмірами, властивостями і просторовим розподілом акустичних неоднорідностей. Поглинання обумовлено в'язкістю, теплопровідністю біологічних тканин, а також певними складними процесами. Також затухання може виникати через розбіжність ультразвукового променя, тобто збільшення площі його перерізу при проходженні на більшу глибину [5].

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		17

На базі досліджень було отримано, що амплітуда тиску ультразвукової хвилі зменшується по експонентному закону через розсіювання і поглинання в залежності від глибини:

$$\rho = \rho_0 e^{-\alpha x},$$

де  $x$  – відстань, пройдена ультразвуковою хвилею,  $\rho_0$  – початкова амплітуда тиску,  $\rho$  – амплітуда тиску на відстані  $x$ ,  $\alpha$  – коефіцієнт затухання.

$$\alpha = \alpha_p + \alpha_n,$$

де  $\alpha_p$  і  $\alpha_n$  – коефіцієнти затухання, які відповідають розсіюванню і поглинанню ультразвуку.

Зазвичай аналізується сумарний коефіцієнт затухання, так як окремо кожний виміряти досить складно. Для біологічних тканин і води він має залежність від частоти, при якій він збільшується з її підвищенням.

Якщо вважати, що частота фіксована, то коефіцієнт затухання виражається в логарифмічних одиницях – децибелах на одиницю відстані, що дає змогу легко визначити ступінь затухання на різних глибинах множенням його коефіцієнту і відстані, пройденої ультразвуковою хвилею:

$$\alpha = -\frac{20}{x} \lg \left( \frac{\rho}{\rho_0} \right) \left[ \frac{\text{дБ}}{\text{см}} \right]$$

Нижче наведено приблизний графік залежності затухання ультразвуку від частоти в біологічних тканинах (рис. 1.3.). Пунктирною лінією зображена середня залежність затухання від частоти для м'яких тканин і характеризується вона всього однією цифрою – 0.7 дБ/(см\*МГц). За допомогою цієї цифри можна визначити середнє затухання на будь-якій відстані на частотах ультразвуку, що застосовуються в діагностиці.

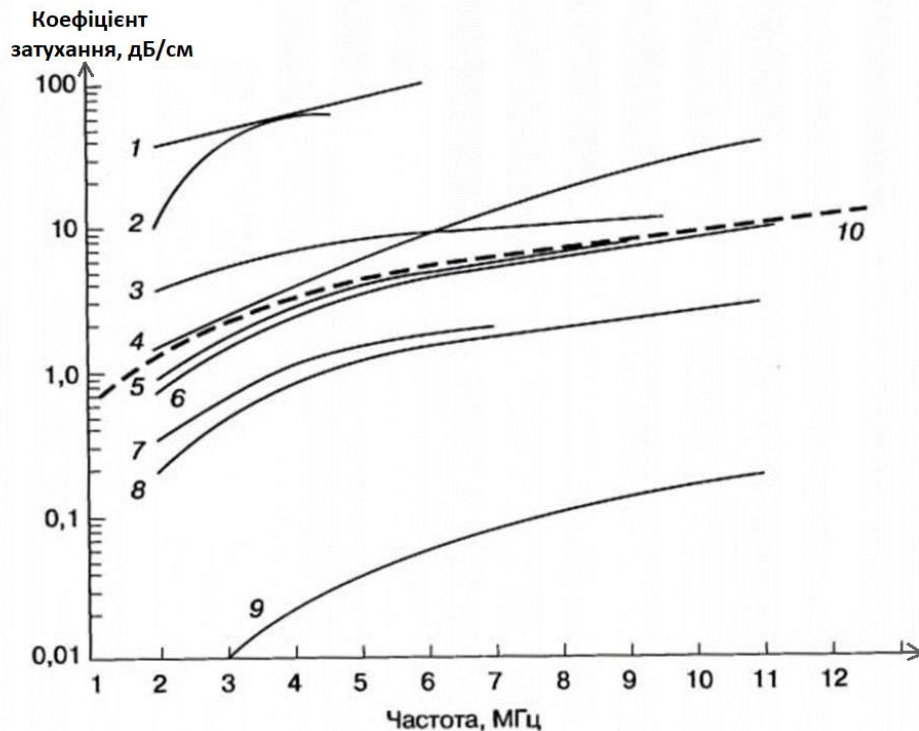


Рис. 1.3. Залежність затухання ультразвуку від частоти в біологічних тканинах: 1 – легені, 2 – кістки черепа, 3 – шкіра, 4 – м'яз, 5 – мозок дорослого, 6 – мозок дитини, 7 – печінка, 8 – кров, 9 – вода, 10 – середнє значення для м'яких тканин.

Тобто можна вивести таке співвідношення для середнього затухання ультразвуку:

$$K = 0.7 * x * f \left( \frac{\text{дБ}}{\text{см} * \text{МГц}} \right)$$

Наприклад, якщо взяти глибину 10 см, а частоту 3.5 МГц, то затухання буде дорівнювати 25 дБ, а якщо збільшити частоту до 7.5 МГц, то затухання становитиме 55 дБ. З цього випливає, що зі збільшенням частоти датчика величина затухання збільшується прямопропорційно внаслідок частотозалежного характеру затухання. Тобто при збільшенні частоти зменшується глибина, в якій можливо проводити дослідження в ультразвуковій діагностиці.

Повертаючись до рис.1.3. слід відзначити, що затухання в рідких середовищах, зокрема в крові менше, ніж в м'яких тканинах. У воді затухання

ще менше. Кісткові тканини і тканини легень мають дуже високий рівень затухання навіть на найнижчих зазвичай використовуваних в діагностиці частот ( 2.5 МГц).

## 1.2. Ультразвукові методи неруйнівного контролю

Акустичні методи неруйнівного контролю ділять на 2 великі групи: активні і пасивні.

Активні методи засновані на випромінюванні і прийомі пружних хвиль, пасивні - тільки на прийомі хвиль, джерелом яких є сам ОК.

Так як в дипломному проекті ми будемо розглядати сигнал, який був випромінений в ОК, то детальніше розглянемо саме активні методи.

1. Методи проходження засновані на впливі параметрів ОК на характеристики хвиль, що пройшли через нього. В них використовується 2 перетворювача (приймач і випромінювач), що розміщуються на різних сторонах об'єкта контролю. При цьому аналізують зміни по інтенсивності сигналу, що пройшов через цей об'єкт контролю.
2. Методи відбиття засновані на аналізі відбиття імпульсів пружних хвиль від неоднорідностей або меж ОК.
3. Комбіновані методи використовують вплив параметрів ОК як на відбиття, так і на проходження пружних хвиль.
4. У методах власних коливань про властивості ОК судять по параметрам його вільних або вимушених коливань (їх частотах і величиною втрат).
5. В імпедансних методах інформативним параметром служить механічний імпеданс ОК в зоні його контакту з перетворювачем.

Сьогодні в промисловій сфері використовують 4 основних методики виконання ультразвукового методу НК. Їх відмінності полягають в способах, що застосовуються для отримання і оцінки інформації про дефекти:

									Лист
									20
Изм.	Лист	№ докум.		Дата					

ПК71.19.0000.000 ПЗ

1. Імпульсний луна-метод – в ході діагностики ультразвукову хвилю направляють на контрольовану область, а відбитий від дефекту сигнал реєструють. Луна-метод передбачає використання одного перетворювача як приймача, так і джерела хвилі.
2. Тіньова методика – по різні боки від контрольованої зони встановлюють два перетворювача. Один з них формує ультразвукову хвилю, а другий реєструє відбитий сигнал. При використанні тіньового методу про наявність дефекту можна говорити в разі зникнення ультразвукових коливань. У потоці виникає «глуха зона». Вона говорить про те, що в цьому місці сигнал не зміг пройти через дефект.
3. Дзеркальний луна-метод – в цьому випадку обидва перетворювача встановлюються на одній стороні. Перший прилад формує ультразвукові коливання, які відбиваються від неоднорідності, а другий реєструє їх. Даний метод особливо ефективний, якщо необхідно знайти дефекти, розташовані під прямим кутом відносно поверхні досліджуваного об'єкту.
4. Дзеркально-тіньова методика – по суті це тіньовий метод. Однак прилади розміщуються на одній стороні. В ході дефектоскопії оператор реєструє не прямий, а відбитий від другої поверхні контрольованої зони потік ультразвукових хвиль. Про наявність дефекту говорять «глухі зони» у відбитих коливаннях.

У даній роботі буде використовуватись луна-метод, а саме метод на ефекті Доплера.

### 1.3. Ефект Доплера

#### 1.3.1. Допплерівський зсув

Як раніше зазначалося, ефект Доплера описує зсув частоти сигналу в залежності від відносного руху джерела і приймача. Цей ефект полягає у зміні

					<b>ПК71.19.0000.000 ПЗ</b>	<i>Лист</i>
						21
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>		<i>Дата</i>		

частоти ультразвукового сигналу, відбитого від рухомого об'єкту, в нашому випадку еритроцитів, тромбоцитів в крові.

Ця різниця між випромінюваною і отриманою частотами називається зсувом частоти або доплерівською частотою. Вона пропорційна швидкості руху крові в судині і куту між віссю судини і датчика.

$$f_d = 2f_0 \frac{v}{c} \cos\alpha$$

$f_0$  – частота випроміненого сигналу;

$f_d$  – отримана частота доплерівського зсуву;

$v$  – швидкість руху об'єкта контролю, в нашому випадку крові;

$c$  – швидкість поширення ультразвукової хвилі в об'єкті контролю.

$\alpha$  – кут між напрямком потоку і напрямком ультразвукового променя.

Подвоєння зсуву частоти досягається за рахунок того, що об'єкти спершу грають роль рухомих приймачів, а потім рухаються випромінювачів.

За зсувом частоти визначається швидкість руху досліджуваного об'єкта, тобто кровотоку.

### 1.3.2. Доплерівський кут

З попередньої формули вже зрозуміло, що доплерівський кут (або кут інсонації) – це кут  $\alpha$  між напрямком кровотоку і напрямком на доплерівський датчик (рис. 1.4.). Ця величина зазвичай невідома, але в багатьох випадках може бути визначена. Наприклад, за допомогою звичайного ультразвукового сканування можна визначити орієнтацію судини і, отже, доплерівський кут.

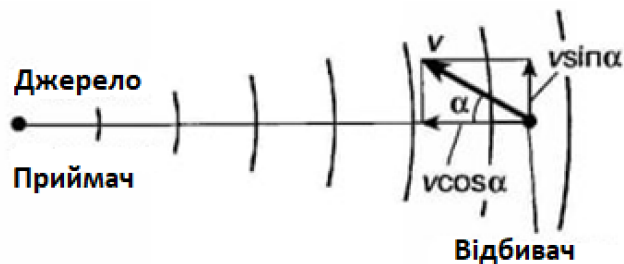


Рис. 1.4. Облік доплерівського кута  $\alpha$  між напрямком руху відбивача і напрямком на джерело-приймач

Іноді лікарю не потрібно точно визначати швидкість  $v$  і достатньо просто оцінити по доплерівського зсуву частоти проекцію швидкості  $vcos\alpha$  і її зміну в часі. Однак залежність величини доплерівського зсуву частоти від кута істотним чином впливає на оцінку швидкості кровотоку.

Нижче наведено ілюстрацію впливу доплерівського кута на вимір доплерівського зсуву частоти ( рис. 1.5.), на яких показані різні випадки орієнтації осі доплерівського датчика щодо осі кровоносної судини.

У випадку коли осі датчика і судини перпендикулярні один одному (рис. 1.5а): кут  $\alpha = 90^\circ$  і  $cos\alpha = 0$ . Тоді доплерівський зсув  $f_d = 0$ , і в такому разі швидкість кровотоку оцінити неможливо. Однак якщо нахилити вісь датчика щодо судини так, щоб кут відрізнявся від  $90^\circ$ , то відразу з'явиться можливість оцінити швидкість кровотоку, так як при цьому  $f_d \neq 0$ . На рис. 1.5б доплерівський зсув позитивний  $f_d > 0$ , так як  $cos\alpha > 0$ . Якщо ж вісь датчика буде нахилена в інший бік (рис. 1.5в), тобто  $cos\alpha < 0$  то доплерівський зсув буде негативним  $f_d < 0$  [5].

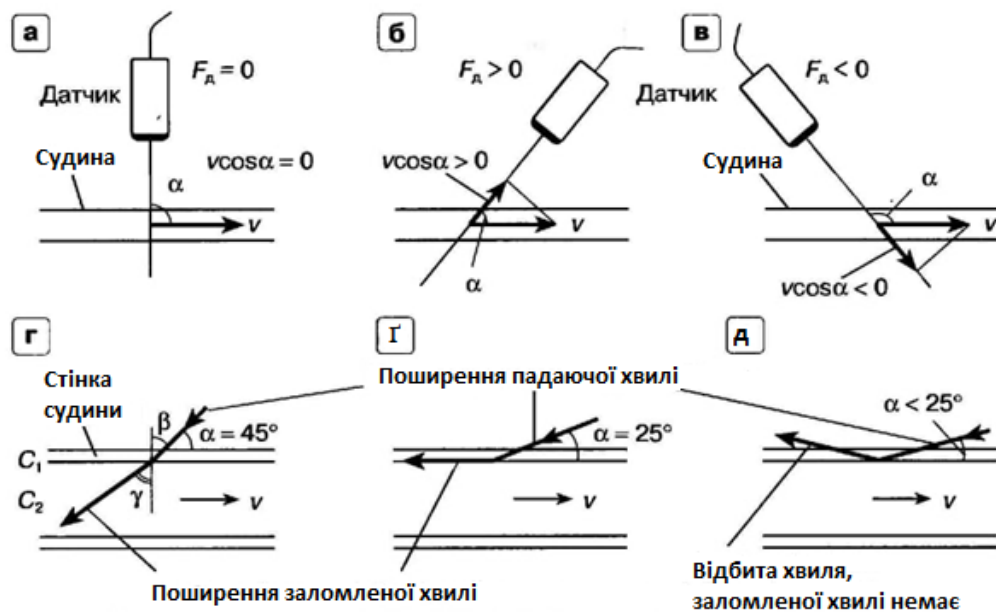


Рис. 1.5. Вплив доплерівського кута на вимір доплерівського зсуву частоти: а-в – залежність доплерівського зсуву частоти від кута між віссю ультразвукового датчика і напрямком кровотоку. г – заломлення ультразвукового променя на межі судина-стінка судини. д, е – неможливість отримання луна-сигналів від елементів крові при доплерівському куті, рівному (д) і меншому (е) критичного кута

Якщо відхилення від положення  $\alpha = 90^\circ$  мале, то величина проекції швидкості  $vcos\alpha$  теж мала, а отже величина доплерівського зсуву теж відносно мала. При цьому точність оцінки швидкості кровотоку також мала. Тобто, щоб більш точно виконати виміри треба орієнтувати датчик так, щоб зменшити кут  $\alpha$ . Однак при зменшенні кута менш ніж  $25^\circ$  або збільшенні кута більш ніж  $155^\circ$  (так звані критичні кути) ультразвук може не проходити через межу між стінкою судини і кров'ю, а повністю відбиватися від цієї межі [5]. Цей ефект необхідно враховувати при спостереженні кровотоку в судинах.

На рис. 1.5. г-1.5. д показано фізичне пояснення критичного доплерівського кута. Після переходу через межу між стінкою судини і крові ( $\beta \neq \gamma$ ) напрямок поширення ультразвукової хвилі, падаючої на цю межу, змінюється. Це явище називається заломленням і пояснюється відмінністю в



швидкостях розповсюдження ультразвуку в стінці судини і крові (в крові швидкість більше, ніж швидкість ультразвуку в стінці судини). Заломлення ультразвуку при доплерівському куті  $\alpha = 45^\circ$  ілюструє рисунок (рис. 1.5. г).

При доплерівському куті, рівному критичному ( $\alpha = 25^\circ$ ), заломлена хвиля поширюється вздовж межі стінки судини-крові, і при цьому луна-сигнали отримати неможливо (рис. 1.5. г). Якщо доплерівський кут менший за критичний ( $\alpha < 25^\circ$ ), заломленої хвилі не існує, а є тільки відбита (рис. 1.5. д) [5]. У цьому випадку також неможливо отримати луна-сигнали від крові і виміряти доплерівський зсув частоти.

В попередніх випадках розглядалась оцінка швидкості кровотоку в сталості швидкості руху відбивачів. У реальності швидкість руху біологічних структур змінюється в часі. Тому і частота доплерівського зсуву також змінюється в часі, що змушує проводити виміри зсуву достатньо часто.

#### 1.4. Допплерографія

Використання ефекту Доплера розширює можливості луна-методу і, як вже відомо, може бути ефективним, коли досліджуваний об'єкт знаходиться в стані руху по відношенню до випромінювача-приймача. Найбільш поширеним доплерівський метод є в медичній діагностиці, зокрема, при вимірюванні швидкості потоку крові в судинах. Цей метод є найперспективнішим і безпечним для визначення швидкості кровотоку.

Ультразвукова доплерографія судин - це дослідження кровотоку за допомогою ультразвукового випромінювання. Доплерівські дослідження вже стали незамінними при діагностиці захворювань вен і судин голови, шії, кінцівок, серця та інших органів. УЗДГ використовується для візуальної оцінки стану судинної системи, а саме напрямку і швидкості кровотоку, наявності тромбів, склеротичних бляшок, звуження судин тощо.

Зображення при ультразвукових дослідженнях судин виходить за рахунок того, що ультразвукові хвилі, які випромінює датчиками, проходячи крізь

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		25

кровоносну судину, по-різному відбиваються від клітин крові (еритроцитів, тромбоцитів). Відбиті хвилі уловлюються датчиком і після перетворення в електричні імпульси відображаються на моніторі в режимі реального часу у вигляді графіків і фотографій, які представляють потік крові через кровоносні судини.

Допплерографія має низку переваг, можна виділити основні з них:

- Неінвазійна діагностична процедура. Тобто не треба проникати у тіло, пошкоджуючи його оболонку;
- Доступна вартість. УЗК обходиться значно дешевше, ніж ряд інших методів дефектоскопії;
- Відсутність протипоказань;
- Висока інформативність;
- Безпека. Ультразвукове випромінювання не надає негативного впливу на оператора, який проводить дослідження;
- Мобільність. Портативні апарати для дефектоскопії дозволяють проводити перевірку на виїзді. Це істотно розширює сфери його використання;
- Неруйнівний вплив. Вироби зберігаються в своєму первозданному вигляді, що дозволяє уникнути додаткових фінансових витрат;
- Чудова чутливість;
- Висока точність оцінки спектра частот доплерівського зсуву і спектра швидкостей кровотоку;
- Відносна простота технічної реалізації.

Але існують і недоліки, їх не так багато, але слід виділити наступні:

- Залежність від кута. Інформація про потік крові залежить від кута ультразвукового сканування, а судини, які розташовані перпендикулярно до датчика, взагалі не отримують свого відображення.
- Виникають артефакти, які плутають колірну картинку.

									Лист
									26
Изм.	Лист	№ докум.		Дата					

ПК71.19.0000.000 ПЗ

- Проблема з дрібними судинами. Неможливо отримувати зображення дрібних судин, які мають дуже малу швидкість кровотоку в них.

### 1.5. Методи доплерографії

Існує кілька основних різновидів проведення доплерографії [2]:

- неперервний доплер;
- імпульсний доплер;
- кольорове доплерівське картування;
- енергетичний доплер;
- тканинний доплер.

Кожен з цих методів має свої особливості, які доцільно використовувати в тому чи іншому випадку, залежно від того, що треба діагностувати і який результат ми хочемо отримати.

Неперервний доплер, його ще називають постійно-хвильовим, на відміну від інших режимів ультразвукового дослідження, заснований на постійному випромінюванні і постійному прийомі відбитих ультразвукових хвиль. Постійно-хвильовий доплер дозволяє вимірювати швидкість потоків крові уздовж всієї лінії проникнення променя.

Імпульсний доплер заснований на періодичному випромінюванні імпульсів ультразвукових хвиль, які, відбившись від клітин крові, послідовно сприймаються тим же датчиком [3]. На відміну від неперервного доплера за допомогою імпульсної доплерографії можна провести дослідження конкретної ділянки судини або серця, в якому ми реєструємо спектр кровотоку.

Метод кольорового доплерівського картування заснований на кодуванні в кольорі середнього значення доплерівського зсуву випромінюваної частоти. Методика забезпечує пряму візуалізацію потоків крові в серці і у відносно великих судинах. При цьому кров, що рухається до датчика, забарвлюється в червоний колір, а від датчика – в синій, турбулентні

					<b>ПК71.19.0000.000 ПЗ</b>	<i>Лист</i>
						27
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>		<i>Дата</i>		

потоки позначаються білим або зеленим кольорами, а кровоток, спрямований перпендикулярно до датчика – чорним [4]. Інтенсивність кольору зростає зі збільшенням швидкості кровотоку. Темні відтінки цих кольорів відповідають низьким швидкостям, світлі відтінки – високим.

Енергетичний доплер базується на оцінці низькошвидкісного кровотоку в дрібних судинах. Цей метод є модифікацією кольорового доплерівського картування і відрізняється від нього тим, що енергетичний доплер відображає рух в досліджуваній області і його інтенсивність, але інформація про швидкість і напрям при цьому відсутня.

Тканинний доплер аналогічний методу імпульсного доплера, але замість швидкості потоку крові, в ньому вимірюється швидкість руху тканин, при цьому сигнали від судин відкидаються. Часто є можливість будувати графіки не тільки швидкості, але і інших вимірюваних величин в реальному часі.

Кожен з методів має недоліки, які не дозволяють повною мірою діагностувати організм, тому метод обирається в залежності від поставленої задачі.

Так головним недоліком неперервної доплерографії є неможливість аналізу потоків в строго визначеному місці. Також частота відбитого сигналу змінюється не тільки внаслідок руху крові в досліджуваній судині, але і через будь-яких інших рухомих структур, які зустрічаються на шляху падаючої ультразвукової хвилі. Таким чином, визначається сумарна швидкість руху цих об'єктів без можливості виділення окремих ділянок внаслідок відсутності роздільної здатності по глибині. Цього недоліка позбавлений імпульсний метод, завдяки якому можна провести дослідження конкретної ділянки судини або серця, в якому ми реєструємо спектр кровотоку. Тобто цей метод позбавлений від головного недоліку постійно-хвильового доплера – відсутності роздільної здатності по глибині. При цьому, щоб домогтися гарної роздільної здатності, імпульси повинні бути якомога коротше.

У випадку, коли потрібно проводити сканування на великій глибині і працювати з великими швидкостями, то імпульсний доплер програє неперервному, оскільки він має обмеження у вимірюванні швидкостей на достатніх глибинах сканування. Для кожної частоти датчика і глибини, на якій ми досліджуємо кровоток, є певна максимальна швидкість, доступна для вимірювання. Якщо швидкість кровотоку перевищує цю межу, на спектрі він не поміщається. Тому в таких випадках доцільно використовувати неперервний доплер.

Як вже раніше зазначалося, тканинний доплер – те саме, що і імпульсний, але використовується для вимірювання швидкості руху тканин, тим самим здобуваючи здатність отримання ізольованого зображення серцевого м'яза без зображення крові, що міститься в порожнинах серця.

У кольоровому доплерівському картуванні недоліком є неможливість отримання зображення дрібних кровоносних судин з маленькою швидкістю кровотоку. За допомогою цієї методики не можна визначити розрахункові індекси. Але він незамінний у випадках, коли потрібно охарактеризувати особливості кровотоку в органі та простежити хід судин, тобто, їх напрямки. Також даний метод має яскраво виражену залежність від величини доплерівського кута, чого в свою чергу позбавлений імпульсний метод, його головною перевагою є незалежність отримання зображення кровотоку від кута сканування. Це дозволяє візуалізувати кровоток навіть в судинах, які лежать перпендикулярно напрямку скануючого променя. Також енергетичний доплер має найвищу чутливість, дозволяє досліджувати дрібні кровоносні судини і має більшу частоту кадрів в порівнянні з іншими доплерівськими методами. Але і він має свої недоліки: велика чутливість до будь-якого руху датчика і досліджуваного об'єкта, не дає інформацію про середню швидкість кровотоку в окремих елементах зображення, а реєструє факт наявності кровотоку.

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
						29
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		

У кожного виду доплерівського дослідження є своя перевага в чомусь перед іншими. В такому випадку кожне з них використовується для конкретного завдання, в залежності від ділянки, яку потрібно діагностувати.

Наприклад, режим неперервного доплеру має особливу цінність при дослідженнях високошвидкісних потоків. Такий кровоток є в серці, тому даний режим найбільш затребуваний саме в кардіології.

Але в основному дані методи використовують комбіновано. Часто кольоровий і імпульсний доплер використовуються разом: кольоровий – для знаходження судини, імпульсний – для оцінки швидкості кровотоку в ній. Це дуже корисно при ультразвуковому дослідженні під час вагітності. Колірний і енергетичний доплер допомагають у виявленні кіст і пухлин, оскільки внутрішній вміст кістки позбавлене судин. Тканинний доплер застосовується спільно з імпульсним доплером в ехокардіографії для оцінки скорочувальної здатності міокарда.

Таким чином, використовуючи доплерівські методи спільно, можна дати точну оцінку діагностування організму в різних випадках.

Так як в даному дипломному проекті ми будемо міряти лише швидкість кровотоку, а інші дані нас не цікавлять, то доцільніше буде зупинитися на неперервному та імпульсному методах і надалі обрати той, що більше підходить під поставлену задачу.

### 1.5.1. Неперервний доплер

Неперервний доплер (continuous wave – CW) є першим методом доплерівської ехографії. У цьому режимі випромінюються і приймаються безперервні синусоїдальні сигнали. Насправді тривалість луна-сигналів обмежена в часі, так як є необхідність вимірювати доплерівський зсув частоти з певним періодом.

Для неперервного режиму випромінювання і прийом забезпечується віддаленими ультразвуковими перетворювачами. На рисунку нижче (рис. 1.6) зображений двохелементний CW-датчик олівцевого типу. Випромінювач і

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
						30
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		

приймач датчика зображені у вигляді п'єзокерамічних напівдисків, які відокремлені один від одного акустично і електрично. Випромінювач і приймач формують передаючий та приймальний промінь відповідно [5]. Таким чином для дослідження необхідних судин осі променів направлені так, щоб вони перетиналися на деякій глибині.

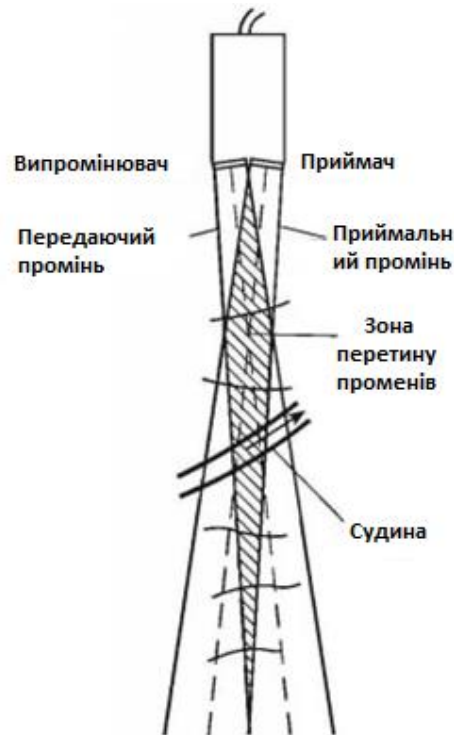


Рис. 1.6. Олівцевий датчик для неперервного доплеру

На випромінювач надходить неперервний синусоїдальний електричний сигнал з певною частотою  $f_0$ . Там цей сигнал перетворюється в синусоїдальний ультразвуковий з тією ж частотою [5]. Заштрихована зона на малюнку означає зону перетину передаючого та приймального променів – ця зона вважається найбільш сприятливою для дослідження та називається контрольним обсягом.

Датчики даного типу використовуються в доплерівських приладах, в яких відсутній В-режим (режим двовимірного сірошкального сканування), а також можуть застосовуватися як додаткові датчики в ультразвукових сканерах, в яких В-режим є основним.

У більш досконаліх ультразвукових системах використовуються дуплексні датчики, що працюють в В-режимі та CW-режимі (рис. 1.7.). Це можуть бути конвексні, лінійні чи фазовані датчики електронного сканування.

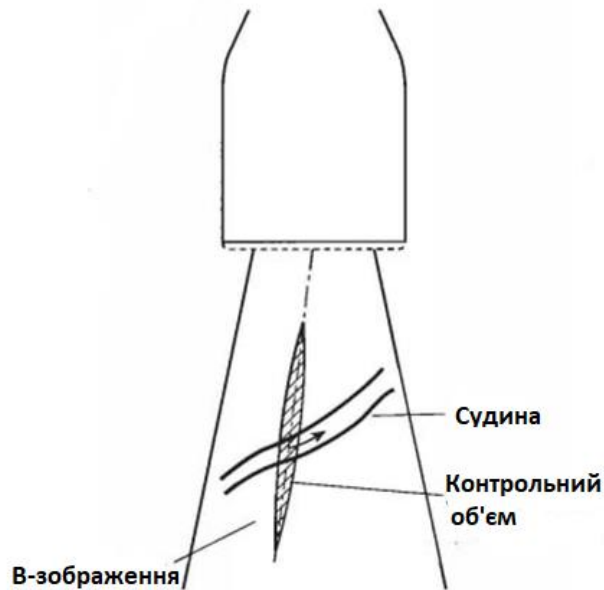


Рис. 1.7. Олівцевий датчик для неперервного доплера

Схема випромінювання і обробки сигналів в CW-режимі показана на рис. 1.8.

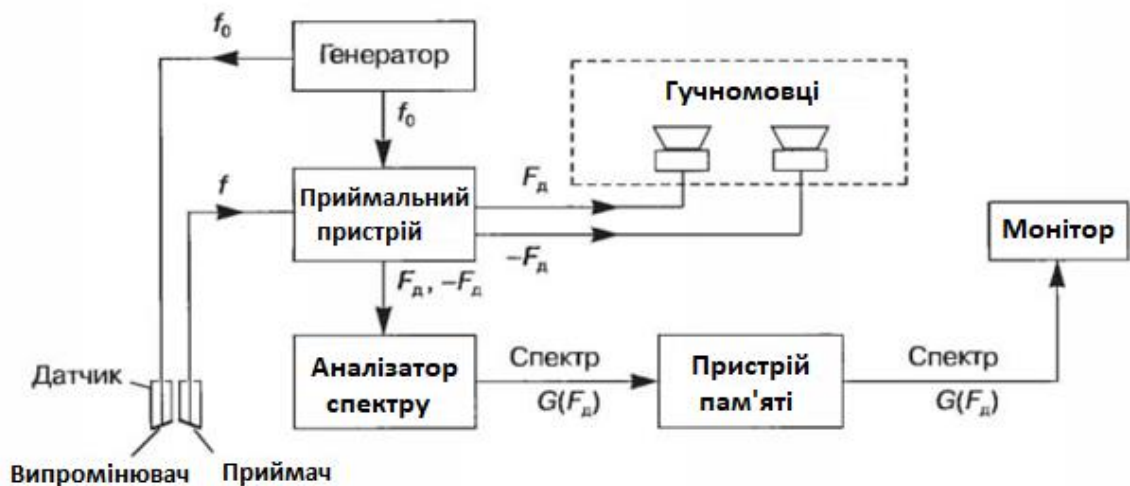


Рис. 1.8. Схема та основні елементи системи неперервного доплера



Основний внесок в сумарний сигнал, який приймається датчиком, вносять луна-сигнали від нерухомих неоднорідностей. Частота цих луна-сигналів дорівнює частоті випромінюваного сигналу  $f_0$ .

Якщо приймально-передаючий промінь датчика перетинає судину, то в сумарній складовій з'являються складові з доплерівськими зсувами частоти. Таким чином, крім луна-сигналів з частотою  $f_0$  в сумарному сигналі містяться луна-сигнали з частотами  $f = f_0 + f_d$ .

З виходу датчика прийнятий ультразвуковий сигнал подається в приймач, в якому сигнал посилюється і перетворюється таким чином, що на виході залишаються складові луна-сигналу на частоті доплерівського зсуву, тобто з частотами  $f_d = f - f_0$ . Одночасно з цим визначається знак зсуву частоти: якщо зсув позитивний, то кровоток називається прямим, якщо негативний – зворотним.

З виходу приймального пристрою сигнали надходять на аналізатор спектру частот і одночасно на гучномовець. Гучномовець потрібен тому, що частоти доплерівського зсуву в основному лежать в діапазоні чутних звукових частот, тому вони можуть сприйматися людським вухом, будучи відтворені ними. Зазвичай застосовуються два гучномовця: на один подаються доплерівські сигнали прямого кровотоку, на інший – зворотного.

Сигнали з доплерівським зсувом частоти після обробки в аналізаторі спектру запам'ятовуються в пристрої пам'яті і потім у вигляді спектру частот доплерівського зсуву відображаються на моніторі.

Розглянемо більш детально спектр частот доплерівського зсуву і як його прийнято відображати. Для цього перш за все ознайомимось з малюнком (рис. 1.9.), на якому показані випромінений і приймальний сигнали, а також частині спектри цих сигналів. Випромінений сигнал (рис. 1.9а) – протяжна в часі синусоїда з частотою  $f_0$ . Його спектр (рис. 1.9б) має вигляд дуже вузького піка, центр якого розташований на осі частот в точці  $f_0$ . Це означає, що в сигналі присутня практично тільки одна частотна складова.

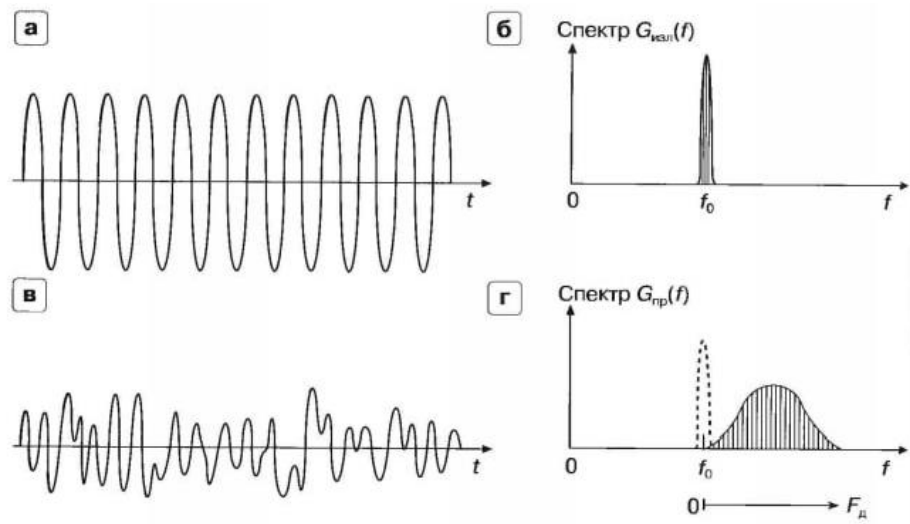


Рис. 1.9. Вид сигналів CW на часовій осі і відповідний вид спектру частот цих сигналів. а – випромінений сигнал. б – спектр випроміненого сигналу. в – приймальний луна-сигнал. г – спектр приймального луна-сигналу

На рисунку (рис. 1.9. в) зображений вид приймального луна-сигналу, відбитого від рухомих елементів крові в судині. Внаслідок того, що елементи крові рухаються на різних швидкостях, відбитий сигнал має складний вид, так як це сума синусоїд з різною частотою і різною амплітудою. Вид частотного спектра цього сигналу ілюструє рис. 1.9. г. Спектр сигналу, відбитого нерухомими частинками, який аналогічний спектру випроміненого сигналу, показаний пунктиром (рис. 1.9. г).

Частотний спектр луна-сигналів від рухомих частинок крові, або доплерівський спектр, зміщений відносно частоти  $f_0$  вправо, якщо доплерівські зсуви  $f_d$  позитивні (прямий кровоток), або вліво, якщо доплерівські зсуви негативні (зворотній кровоток).

На рис. 1.9. г зображено, як виглядає спектр луна-сигналу на вході приймального пристрою, а на виході виділяється доплерівський зсув частоти, тобто вид спектра залишається таким же, але початок координати частот зміщується в точку  $f_0$ .

Нижче наведено рисунок (рис. 1.10) з прикладами спектрів доплерівських зсувів частоти. Зображені спектр випромінюваного сигналу (рис. 1.10. а),

спектр луна-сигналів в разі руху відбивачів з однієї і тієї ж швидкістю, спектр луна-сигналів в разі прямого кровотоку в судині (елементи рухаються з різними швидкостями). На цьому ж малюнку показані види спектрів зворотного і турбулентного кровотоку.

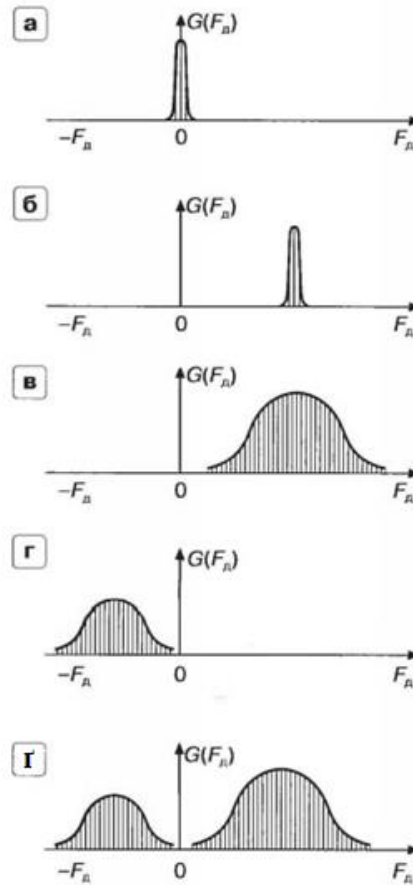


Рис. 1.10. Приклади спектрів частот доплерівського зсуву  $G(f_d)$ . а – спектр частот випроміненого безперервного сигналу (збігається за формою спектр луна-сигналів від нерухомих відбивачів). б – спектр частот луна-сигналів від відбивачів, які рухаються з однаковою швидкістю. в – спектр частот ехосигналів прямого кровотоку. г – спектр частот ехосигналів зворотного кровотоку. ґ – спектр частот луна-сигналу при турбулентному кровотоку

Приклади наведені вище характеризують спектр на певному короткому інтервалі часу, що не дозволяє вважати його незмінним. Такий спектр частот називається миттєвим спектром.

Вимірювання виду миттєвого спектра в часі має суттєве значення для діагностики. На рисунку нижче (рис. 1.11) приблизний вид спектра частот доплерівського зсуву або спектра швидкостей в різні моменти часу за допомогою тривимірного графіка. На відміну від спектрів частот на попередньому рисунку (рис. 1.10) тут присутня ось по часу  $t$ , так що можна аналізувати зміну спектра в залежності від фаз серцевого циклу.

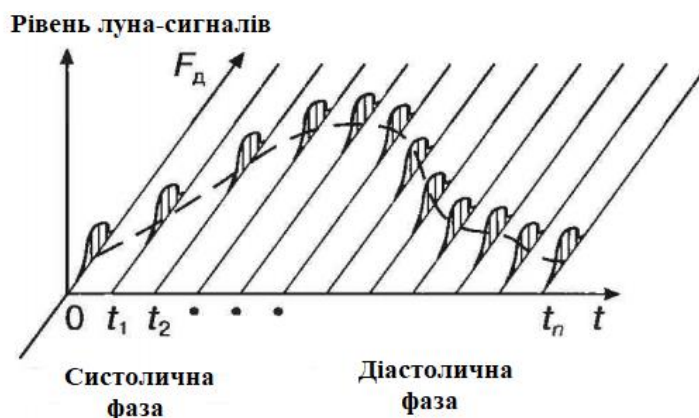


Рис. 1.11. Зміна спектра частот доплерівського зсуву у часі

У циклічному функціонуванні серця розрізняють дві фази: систолу (скорочення) і діастолу (розслаблення). Під час систоли порожнини серця звільняються від крові, а під час діастолу заповнюються кров'ю.

Як вже раніше зазначалося, на екрані доплерівського приладу зміну спектра в часі зображують у вигляді двомірного графіка – доплерівського зсуву частот від часу (рис. 1.12). Рівень ехосигналів для різних частот при цьому відображається у вигляді рівня яскравості, відповідного амплітуді ехосигналів. Тут використовується такий же метод яскравості, як і при побудові акустичних зображень в В-режимі. Найчастіше замість значень частоти на осі доплерівських зсувів частоти можна побачити розрахункові значення швидкості елементів кровотоку. Тоді на моніторі відображається зміна у часі спектра швидкостей кровотоку або спектра проєкцій швидкостей кровотоку.

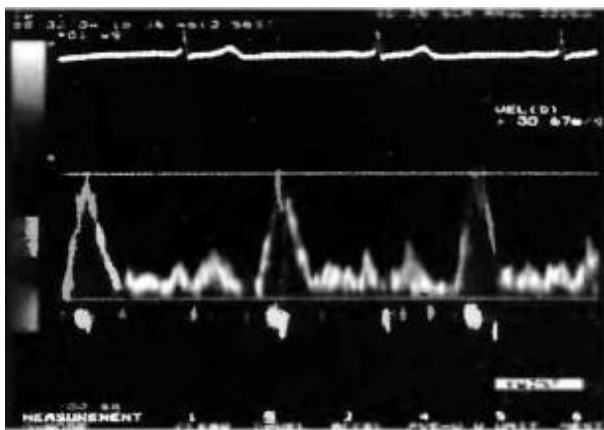


Рис. 1.12. Відображення спектра доплерівського зсуву, який змінюється у часі, у виді вертикальних смуг с модуляцією яскравості

У дуплексних ультразвукових системах, де є можливість спостерігати двомірне акустичне зображення, можна отримати зображення судини, в перерізі якого можна оцінити спектр частот доплерівського зсуву, і обчислити кут між віссю судини і напрямком на доплерівський датчик.

На спостережуваний спектр швидкостей кровотоку має великий вплив пульсації стінок серця і судин. Для виключення з картини спектра так званих паразитних складових використовують спеціальні фільтри пульсацій стінок судин, котрі не пропускають частоти доплерівського зсуву від 0 до деякої максимальної частоти, рівної, наприклад, 80 або 120 Гц. При спостереженні кровотоку в венах цей фільтр може взагалі відключатися [5].

Крім пульсацій стінок судин додатковий вплив на спектр частот ехосигналів впливають фізичні причини. В силу дуже малого розміру відбитих елементів крові (еритроцитів) рівень відбитих ними ультразвукових сигналів більше, якщо робоча частота сигналів, випромінених датчиком, вище. Це призводить до деякого зсуву спектра частот ехосигналів (навіть за відсутності доплерівського зсуву) в сторону більш високих частот. внаслідок частотозалежного характеру затухання ультразвукових коливань луна-сигнали з великими частотами затухають сильніше, ніж луна-сигнали з малими частотами. Це призводить до того, що спектр частот зсувається в сторону дещо нижчих значень швидкості.

На закінчення розгляду методу неперервного доплеру виділимо його позитивні якості [5]:

- чудова чутливість;
- можливість отримати кількісні характеристики кровотоку, що мають велику діагностичну інформативність;
- висока точність оцінки спектра частот доплерівського зсуву і спектра швидкостей кровотоку;
- однозначність вимірювання доплерівських зсувів частоти і спектра швидкостей кровотоку у всьому діапазоні їх можливих значень;
- відносна простота технічної реалізації.

Недоліками методу вважається [5]:

- відсутність роздільної здатності по глибині, тобто отримання сумарної інформації у всьому діапазоні глибин відбувається без можливості виділення окремих ділянок;
- залежність можливості оцінки спектра швидкостей та її точності від кута  $\alpha$  між віссю ультразвукового променя і напрямком кровотоку;
- складність роботи для лікаря у необхідності маніпулювання датчиком і його орієнтацією для того, щоб в ультразвуковий промінь датчика потрапив тільки одна спостережувана судина і був обраний потрібний кут спостереження.

Можна виділити також області застосування методу CW-методу до яких відносяться дослідження проходження кровотоку в периферійних судинах, аналіз атріовентрикулярного і аортального кровотоку.

#### 1.4.2. Імпульсний доплер

Імпульсний доплер (pulse wave Doppler -PW), як вже раніше зазначалося, позбавлений головного недоліка неперервного методу, а саме відсутності роздільної здатності по глибині. Імпульсні, тобто короткі за часом, сигнали

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
						38
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		

дають можливість спостерігати окремі ділянки по глибині. При цьому чим коротше в часі імпульси, тим краща роздільна здатність по глибині.

Малюнок нижче (рис. 1.13) пояснює сказане вище, зображуючи луна-сигнали, відбиті від різних акустичних неоднорідностей, для двох типів сигналів – довгих і коротких.

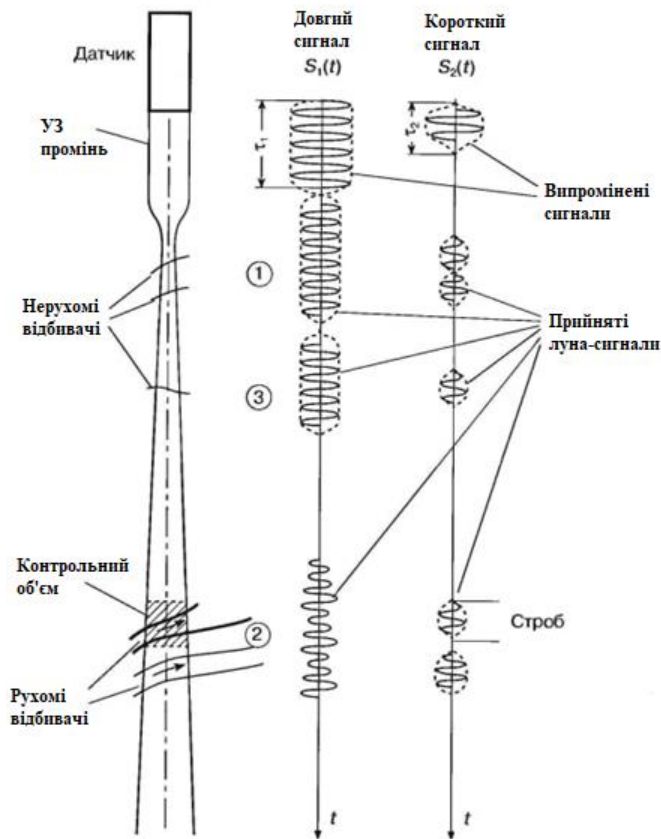


Рис. 1. 13. Вплив дальності випромінених сигналів на роздільну здатність по глибині: при довгому сигналі роздільна здатність гірша, ніж при короткому

Якщо ультразвуковий датчик випромінює довгі імпульсні сигнали  $S_1(t)$ , то відбиті луна-сигнали накладаються один на одного в тих випадках, коли відбивачі знаходяться близько один до одного: наприклад, в випадку «1» для нерухомих відбивачів і в випадку «2» для рухомих. В цих випадках також відсутня роздільна здатність відбивачів по глибині. Якщо відбивач знаходиться далеко від інших, як у випадку «3», луна-сигнал від нього сприймається окремо і відбивач у такому разі дозволяється [5].

Якщо ж датчик випромінює короткі імпульси  $S_2(t)$ , то луна-сигнали, відбиті окремими структурами у випадках «1» і «2», будуть сприйматися окремо на осі  $t$  (рис. 1.13). можна побачити, що роздільна здатність по глибині тут істотно вища, ніж при довгому імпульсному сигналу. Мінімальний інтервал за часом між елементами, при якому луна-сигнали сприймаються окремо, дорівнює тривалості сигналу за часом  $\tau$ . Таким чином, мінімальна відстань по глибині між елементами, при якому вони сприймаються окремо, дорівнює:

$$\Delta L = \frac{C\tau}{2}$$

Для того щоб виділити тільки один інтервал по глибині, необхідно взяти певний інтервал у часі – строб, або ворота, і аналізувати луна-сигнали, що приходять у стробі. Положення строба на осі часу  $t$  визначається глибиною, на якій розташовані судини. Ширина строба обирається рівною або більшою за тривалість імпульсу  $\tau$ .

Контрольний об'єм в імпульсному доплері характеризується областю, обмеженою шириною приймально-передаючого ультразвукового променя і довжиною стробу (рис. 1.13), а як відомо, в цій області оцінюється спектр швидкостей кровотоку [5]. Довжина і положення строба в часі і по глибині пов'язані з розмірами і положенням контрольного обсягу. Тому замість терміна «строб» використовується поняття контрольного обсягу. На початку діагностики, наприклад в тих випадках, коли ведеться пошук судини, довжина строба може обиратися більшою за довжину імпульсу. Відповідно область аналізу ехосигналів досить велика.

При дослідженні швидкостей у профілі судини або в якійсь локальній області серця величина строба обирається мінімальною, тобто майже рівною або трохи більшою, ніж довжина імпульсу випромінювання. В цьому випадку контрольний обсяг мінімальний (рис. 1.14), і, послідовно пересуваючи строб по глибині, можна аналізувати спектр швидкостей в кожному з малих об'ємів.



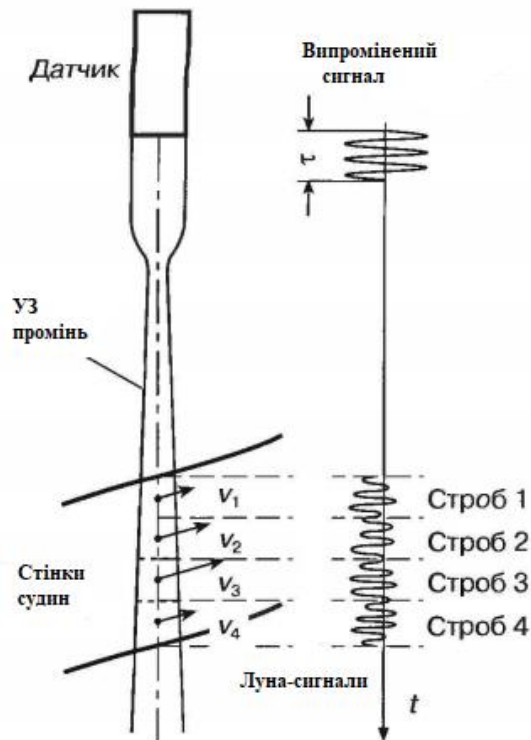


Рис. 1.14. Стробування

Наведені вище приклади дозволяють пояснити той факт, що для виміру доплерівських зсувів частоти на окремих інтервалах по глибині доцільно застосовувати короткі імпульсні сигнали. Але слід зауважити, що при використанні коротких сигналів виходить набагато нижча точність вимірювання, ніж при довгих сигналах. По-перше, це пояснюється тим, що короткі імпульси мають нижчий рівень енергії, і, отже, завжди мають місце бути шуми і перешкоди. По-друге, зі зменшенням тривалості сигналу розширюється відповідний йому спектр частот і відповідно це дає ускладнення виміру доплерівських зсувів частоти, що в свою чергу призводить до зниження точності.

Логічно, що для вимірювання доплерівських зсувів частоти використовуються не просто короткі імпульсні сигнали, а періодичні послідовності імпульсів, так звані пачки імпульсів. Використання таких пачок дозволяє усунути згадані недоліки, так як енергія пачки зростає зі збільшенням кількості імпульсів, а спектр стає більш вузьким. Таким чином, пачка

імпульсів дає можливість зберегти основні переваги довгого сигналу, що підвищує точність вимірювання доплерівського зсуву частоти. З іншого боку, пачка таких коротких імпульсів надає можливість забезпечити таку ж роздільну здатність по глибині, що і один короткий імпульс.

На рисунку нижче (рис. 1.15. а) показаний довгий синусоїдальний сигнал, з якого формується пачка імпульсів (рис. 1.15. б) шляхом відсікання коротких сигналів тривалістю  $\tau_{и}$ , кожен, віддалених один від одного на інтервал  $T$ . Інтервал  $T$  називається періодом повторення імпульсів. Дуже важливою характеристикою імпульсних доплерівських сигналів є зворотна величина  $F=1/T$ , яка називається частотою повторення імпульсів.

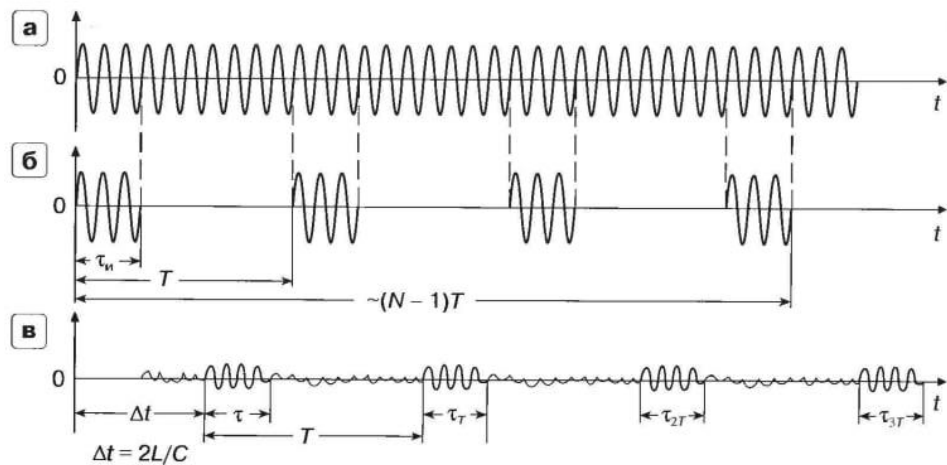


Рис. 1.15. Імпульсний доплер. а – сигнал генератора з частотою  $f_0$ . б – сформована пачка з  $N$  імпульсів з періодом повторень  $T$ . в – пачка луна-імпульсів, відбитих від рухомих структур

Тут  $\tau, \tau_T, \tau_{2T}, \tau_{3T}$  – строби, в яких здійснюється прийом луна-сигналів з глибини  $L$ .

Схема і основні пристрої випромінювання і обробки сигналів в системі імпульсного доплеру показані на рисунку нижче (рис. 1.16). Пачка імпульсів утворюється з неперервного сигналу генератора з частотою  $f_0$  за допомогою формувача пачки і подається на п'єзоперетворювач датчика, в якому електричні сигнали трансформуються в механічні коливання ультразвукової частоти і випромінюються в напрямленні променя датчика. Цей же

п'єзоперетворювач служить для прийому відбитих ехосигналів також. У цьому принципова відмінність датчиків для імпульсного доплеру від датчиків для неперервного, де для випромінювання і прийому використовуються окремі п'єзоперетворювачі.

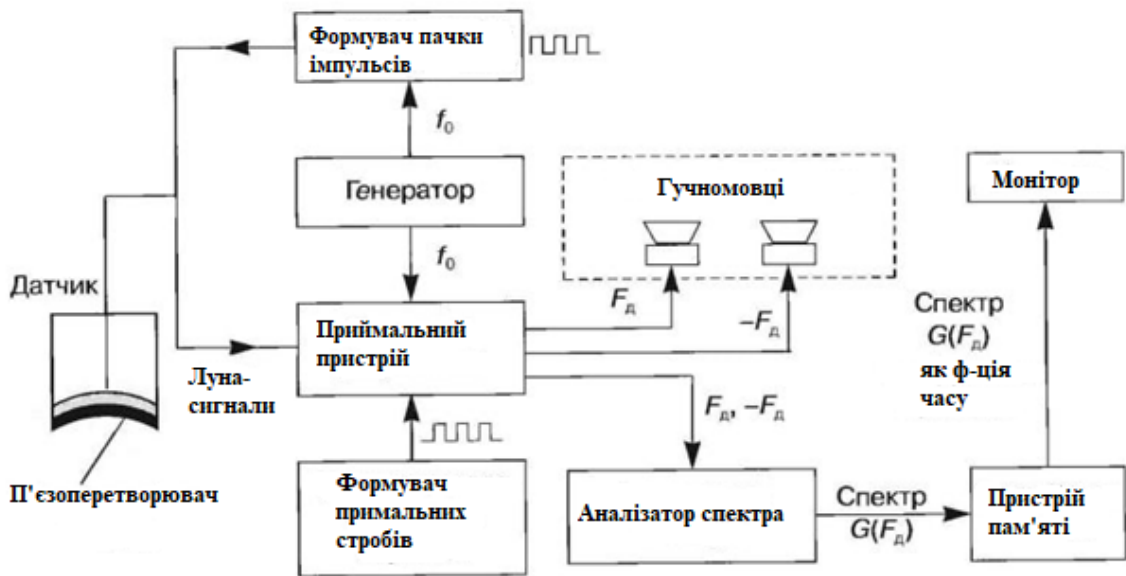


Рис. 1.16. Імпульсний доплер. Схема і основні пристрої системи випромінювання і обробки сигналів

Прийняті датчиком акустичні луна-сигнали перетворюються в електричні і надходять на приймальний пристрій (рис. 1.16). Луна-сигнал від кожного відбиваючого елемента біологічних структур також представляє собою пачку імпульсів, зсунуту (запізнені) по часу щодо випроміненої пачки на величину  $\Delta t = \frac{2L}{c}$ , де L-глибина відбивача щодо поверхні датчика (рис. 1.15. в). Коли елементарних відбивачів багато і вони розташовані близько один до одного, що має місце при обстеженні біологічних структур, луна-сигнали від них утворюють неперервний шумоподібний сигнал. Для виділення імпульсних луна-сигналів, що відповідають одному елементу, прийом здійснюється в стробах, позначених на рисунку (рис. 1.15. в) буквами  $\tau$ ,  $\tau_T$ ,  $\tau_{2T}$  тощо. Строби встановлюються із зсувом у часі щодо кожного з

випромінюваних імпульсів пачки на величину  $\Delta t$ , при цьому часовий інтервал між сусідніми стробами дорівнює  $T$ .

Як вже було сказано, глибина  $L$  відповідає очікуваному розташуванню обстежуваного об'єкта, наприклад судини або частини його січення. Формування приймальних стробів є функцією одного з пристроїв системи (рис. 1.16). Після виділення луна-сигналу його частота порівнюється з частотою  $f_0$  генератора, і якщо ехосигнал утворений завдяки рухомих структурам (кровотоку), то виділяють складові луна-сигналу з частотами доплерівського зсуву  $f_d$  (позитивними або негативними). Луна-сигнали на частоті доплерівського зсуву надходять на два гучномовця, принцип яких аналогічний неперервному доплеру. Ці ж луна-сигнали подаються на аналізатор спектра, що обчислює спектр частоти доплерівського зсуву  $G(f_d)$ . Спектр запам'ятовується в пристрої пам'яті і відображається на моніторі приладу (рис. 1.15) у вигляді зображення.

Для того щоб не було неоднозначності визначення глибини, необхідно виконання наступної умови для величини періоду повторення імпульсів в пачці:

$$T > \frac{2L_{max}}{c},$$

де  $L_{max}$  – максимальна глибина, в межах якої треба забезпечити однозначні вимірювання.

До речі, ця вимога завжди виконується в В-режимі, де теж в про- процесі сканування періодично випромінюються короткі імпульси.

## ВИСНОВКИ ДО 1 РОЗДІЛУ

У даному розділі було достатньо детально розглянуто ультразвук та особливості його розповсюдження у біологічних тканинах. Підсумовуючи, можна зробити висновок, що для точної діагностики організму треба враховувати деякі фактори, що можуть впливати на точність результатів. До таких факторів можна віднести, наприклад затухання чи правильний вибір кута нахилу датчика. Знаючи і регулюючи, можна проводити діагностування організму з великою точністю.

Також було розглянуто класифікацію ультразвукових методів неруйнівного контролю та методів доплерографії. На основі цього можна зробити висновок, що кожен з цих методів корисний по-своєму і таким чином, використовуючи ці методи спільно, можна дати точнішу оцінку діагностування організму у різних випадках.

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
						45
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		

## 2. РОЗРАХУНКОВА ЧАСТИНА

### 2.1. Розрахунок п'єзоелементу

В ультразвуковій діагностиці використовують діапазон частот 2 – 15 МГц. При цьому, чим вище частота (відповідно менше довжина хвилі), тим вище роздільна здатність ультразвукового апарату, тобто здатність побачити більш дрібні деталі на зображенні. З іншого боку - чим вище частота, тим менше проникаюча здатність або глибинний сканування.

Для нашого проекту нам не потрібна велика глибина проникнення, але враховуючи вплив згасання на результат, оберемо робочу частоту 5 МГц.

Співвідношення даної частоти, довжини хвилі і глибини проникнення ультразвуку в м'яких тканинах організму приблизно складає:

$$f = 5 \text{ МГц} - h = 15 \text{ см} - \lambda = 0.32 \text{ мм}$$

Матеріал для п'єзоелементу обираємо ЦТС-19.

Враховуючи, що швидкість ультразвуку для матеріала п'єзоелемента ЦТС-19 дорівнює 3300 м/с, його товщина розраховується за формулою:

$$h = \frac{\lambda_{\text{ПЕ}}}{2} = \frac{C_{\text{ПЕ}}}{2f} = \frac{3300 \text{ м/с}}{2 * 5 * 10^6 \text{ Гц}} = 0.33 \text{ мм}$$

Виходячи з рекомендацій слід вибрати співвідношення поперечного розміру до товщини близько 10, тобто

$$\frac{2a}{h} \approx 10$$

$$\text{Отже } 2a = 10 * h = 10 * 0.33 \text{ мм} = 3.3 \text{ мм}$$

Вибираємо  $2a = 4 \text{ мм}$

Таким чином, розміри п'єзоелементу складають  $2a \times d = 4.0 \times 0.33 \text{ мм}$

### 2.2. Розрахунок акустичного тракту

Щоб провести діагностування кровотоку в організмі людини, ультразвуковій хвилі потрібно пройти деякий шлях.

Такий шлях складається з:

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		46

1. Матеріал п'єзоелементу – ЦТС-19;
2. Контактна рідина – вода;
3. Шкіра;
4. Жирова тканина;
5. Стінки судин - вен;
6. Кров.

Середовище	Швидкість звуку, м/с	Густина, кг/м <sup>3</sup>	Коефіцієнт згасання на частоті 1 МГц, дБ/см
ЦТС-19	3300	7400	-
Контактна рідина	1500	1110	0.0019
Шкіра	1700	1065	3.5
Жирова тканина	1450	850	0.65
Стінки судин	1540	1060	0.19
Кров	1570	1050	0.1

Табл. 2.1 Швидкість ультразвукових хвиль і густина в різних середовищах

Розрахуємо акустичні імпеданси для цих середовищ:

$$z_{\text{цтс}} = C_{\text{цтс}} \rho_{\text{цтс}} = 2.442 * 10^7 \left( \frac{\text{кг}}{\text{с} * \text{м}^2} \right)$$

$$z_{\text{контакт.рідина}} = C_{\text{контакт.рідини}} \rho_{\text{контакт.рідини}} = 1.665 * 10^6 \left( \frac{\text{кг}}{\text{с} * \text{м}^2} \right)$$

$$z_{\text{шкіра}} = C_{\text{шкіри}} \rho_{\text{шкіри}} = 1.811 * 10^6 \left( \frac{\text{кг}}{\text{с} * \text{м}^2} \right)$$

$$z_{\text{жир.тканина}} = C_{\text{жир.тканини}} \rho_{\text{жир.тканини}} = 1.232 * 10^6 \left( \frac{\text{кг}}{\text{с} * \text{м}^2} \right)$$

$$z_{\text{стінки судин}} = C_{\text{стінки судини}} \rho_{\text{стінки судини}} = 1.632 * 10^6 \left( \frac{\text{кг}}{\text{с} * \text{м}^2} \right)$$

$$z_{\text{кров}} = C_{\text{крові}} \rho_{\text{крові}} = 1.649 * 10^6 \left( \frac{\text{кг}}{\text{с} * \text{м}^2} \right)$$

В трактах доплерівських методів, як правило, використовуються роздільні, або роздільно-суміщені перетворювачі. В нашому випадку ми

будемо використовувати тракти з одностороннім доступом із застосуванням роздільно-суміщеного перетворювача, формула коефіцієнту якого має вигляд:

$$K_{AT} = \frac{K_{\Phi} S^1 S}{\lambda^2 h^2} \left( \prod_{i=1}^N T_i \right) R_p e^{-2 \sum_{i=1}^N h \delta_p} * \sin \alpha,$$

де  $K_{\Phi}$  – коефіцієнт форми, що враховує відбивну здатність циліндрової поверхні і приблизно рівний 0.1;

$S^1$  – площа перетину контрольного об'єму вздовж руху;

$S$  – площа п'єзоперетворювача;

$\lambda$  – довжина хвилі;

$h$  – глибина проникання хвилі;

$T_i$  – коефіцієнт проходження по інтенсивності;

$R_p$  – коефіцієнт віддзеркалення по тиску;

$\delta_p$  – коефіцієнт згасання по тиску.

Визначимо площу перетину контрольного об'єму вздовж руху, вважаючи, що діаметр судини рівний 1 мм:

$$S_c = \pi \frac{d^2}{4} = \pi \frac{1^2 \text{мм}^2}{4} = 0.785 \text{ (мм}^2\text{)}$$

Так як відбиватись хвиля буде не від самої крові, а від згустків у ній, розмір яких будемо приймати як 15% від площі перетину самої судини, то площу перетину контрольного об'єму вздовж руху визначаємо таки чином:

$$S^1 = S_c * 0.1 = 0.785 \text{ мм}^2 * 0.1 = 0.0785 \text{ (мм}^2\text{)}$$

Площа п'єзоперетворювача:

$$S = \pi a^2 = \pi * 3^2 = 12.566 \text{ (мм}^2\text{)}$$

Довжина хвилі:

$$\lambda = \frac{C_{\text{крові}}}{f} = \frac{1570 \text{ м/с}}{5 * 10^6 \text{ Гц}} = 0.000314 \text{ (м)} = 0.314 \text{ (мм)}$$

Глибина проникання хвилі визначається з урахуванням товщин усіх шарів.

$$h_{\text{контакт.рідини}} = 0.1 \text{ мм}$$

$$h_{\text{шкіри}} = 1 \text{ мм}$$



$$h_{\text{жир.тканини}} = 2 \text{ мм}$$

$$h_{\text{стінки судини}} = 0.3 \text{ мм}$$

$$h_{\text{крові}} = 2.5 \text{ мм}$$

Еквівалентна довжина акустичного тракту розраховується наступним чином:

$$h = h_{\text{екв}}$$

$$= h_{\text{крові}} + \frac{C_{\text{конт.рідина}}}{C_{\text{крові}}} h_{\text{конт.рідина}} + \frac{C_{\text{шкіри}}}{C_{\text{крові}}} h_{\text{шкіри}} + \frac{C_{\text{жир.ткан.}}}{C_{\text{крові}}} h_{\text{жир.ткан.}} + \frac{C_{\text{стінки судини}}}{C_{\text{крові}}} h_{\text{стінки судини}} = 5.82 \text{ (мм)}$$

Розрахуємо коефіцієнти проходження по інтенсивності через межі:

$$T_{\text{цтс-контакт.рідина}} = \frac{4z_{\text{цтс}}z_{\text{контакт.рідина}}}{(z_{\text{цтс}} + z_{\text{контакт.рідина}})^2} = 0.239$$

$$T_{\text{контакт.рідина-шкіра}} = \frac{4z_{\text{контакт.рідина}}z_{\text{шкіра}}}{(z_{\text{контакт.рідина}} + z_{\text{шкіра}})^2} = 0.998$$

$$T_{\text{шкіра-жир.тканина}} = \frac{4z_{\text{шкіра}}z_{\text{жир.тканина}}}{(z_{\text{шкіра}} + z_{\text{жир.тканина}})^2} = 0.964$$

$$T_{\text{жир.тканина-стінки судини}} = \frac{4z_{\text{жир.тканина}}z_{\text{стінки судини}}}{(z_{\text{жир.тканина}} + z_{\text{стінки судини}})^2} = 0.981$$

$$T_{\text{стінки судини-кров}} = \frac{4z_{\text{стінки судини}}z_{\text{кров}}}{(z_{\text{стінки судини}} + z_{\text{кров}})^2} = 1$$

Приймаємо коефіцієнт віддзеркалення акустичної хвилі по тиску  $R_p = 10\%$ .

Коефіцієнт згасання по тиску беремо з таблиці (табл. 2.1.). Але наш прилад працює на робочій частоті 5 МГц, тому треба перерахувати коефіцієнт. Як було зазначено, для більшості біологічних тканин коефіцієнт згасання майже лінійно залежить від частоти, тому для розрахунку його значення на робочій

частоті при відомому її значенні на тестовій частоті 1 МГц можна використати просту пропорцію:

$$\delta_{\text{конт.рідина}} = \delta_{\text{конт.рідина}}^T \frac{f_p}{f_T} = 0.0019 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} * \frac{5 \text{ МГц}}{1 \text{ МГц}} = 0.0095 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} \approx 0.0001 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$$

$$\delta_{\text{шкіра}} = \delta_{\text{шкіра}}^T \frac{f_p}{f_T} = 3.5 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} * \frac{5 \text{ МГц}}{1 \text{ МГц}} = 17.5 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} \approx 0.2 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$$

$$\delta_{\text{жир.ткан.}} = \delta_{\text{жир.ткан.}}^T \frac{f_p}{f_T} = 0.65 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} * \frac{5 \text{ МГц}}{1 \text{ МГц}} = 3.25 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} \approx 0.037 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$$

$$\delta_{\text{стінки судини}} = \delta_{\text{стінки судини}}^T \frac{f_p}{f_T} = 0.19 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} * \frac{5 \text{ МГц}}{1 \text{ МГц}} = 0.95 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} \approx 0.011 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$$

$$\delta_{\text{кров}} = \delta_{\text{кров}}^T \frac{f_p}{f_T} = 0.1 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} * \frac{5 \text{ МГц}}{1 \text{ МГц}} = 0.5 \frac{\text{дБ}}{\text{см}} \approx 0.0058 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}}$$

Кут  $\alpha$  приймаємо  $45^\circ$ .

Маючі усі дані, можемо розрахувати коефіцієнт акустичного тракту:

$$K_{AT} = \frac{K_\Phi S^1 S}{\lambda^2 h^2} \left( \prod_{i=1}^N T_i \right) R_p e^{-2 \sum_{i=1}^N h \delta_p} * \sin \alpha,$$

$$= \frac{0.1 * 0.0785 \text{ мм}^2 * 78.54 \text{ мм}^2}{0.314^2 \text{ мм}^2 * 7.481^2 \text{ мм}^2} * 0.239 * 0.998 * 0.964 * 0.981 * 1$$

$$* 0.1 * e^{-2 \left( 0.1 \text{ мм} * 0.0001 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}} + 1.5 \text{ мм} * 0.2 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}} + 3 \text{ мм} * 0.037 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}} + 0.5 \text{ мм} * 0.011 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}} + 2.5 \text{ мм} * 0.0058 \frac{\text{Нп}}{\text{мм}} \right)}$$

$$* \sin 45 = 0.39 * 10^{-3}$$

Коефіцієнт акустичного тракту дозволяє зрозуміти на скільки прийнятий тиск буде менший за випромінюючий. Тепер, знаючи коефіцієнт ослаблення акустичного тракту, ми будемо розуміти, наприклад, які коефіцієнти підсилення потрібно використовувати для компенсації падіння амплітуди цього сигналу в електронному тракті дефектоскопу. Також ми будемо розуміти яким чином ми будемо обробляти сигнал на фоні завад – на скільки він більший/менший, ніж завади.

									Лист
									50
Изм.	Лист	№ докум.		Дата					

### 2.3. Розрахунок напруги

Розраховані значення коефіцієнту акустичного тракту дають змогу приблизно оцінити напруги випроміненого та прийнятого сигналів, які задовольняють заданим вимогам. Напруга прийнятого суміщеним перетворювачем луно-сигналу визначається як:

$$U_{\Pi} = U_{\text{В}} K_{\text{АТ}} K_{\text{ПП}},$$

де  $U_{\text{В}}$  – напруга випромінювача;

$K_{\text{ПП}}$  – коефіцієнт подвійного перетворення.

Для п'єзoeлементa ЦТС-19 коефіцієнт подвійного перетворення знаходиться в межах  $K_{\text{ПП}} = 0.1 \dots 0.3$ .

Прийmemo  $K_{\text{ПП}} = 0.3$ .

Також важливо забезпечити умови виявлення сигналу на фоні завад. Для цього повинна виконуватись умова:

$$U_{\text{Пmin}} \geq nU_{\text{З}},$$

де  $U_{\text{Пmin}}$  – мінімальна прийнята напруга ПЕ;

$U_{\text{З}}$  – максимальне значення напруги завад, яке дорівнює 100 мкВ;

$n$  – ціле число.

$$U_{\text{Пmin}} \geq 10 * 0.0001 \text{ В} = 0.001 \text{ В}$$

Тоді мінімальна напруга випромінювача буде дорівнювати:

$$U_{\text{В}} = \frac{U_{\text{П}}}{K_{\text{АТ}} K_{\text{ПП}}} = \frac{0.001 \text{ В}}{0.39 * 10^{-3} * 0.3} = 8.58 \text{ В}$$

Прийmemo  $U_{\text{В}} = 10 \text{ В}$

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Дата			51

## ВИСНОВОК ДО 2 РОЗДІЛУ

У цьому розділі було обрано робочу частоту, матеріал п'єзоелементу та на основі цього зроблені розрахунки його розмірів.

Також було розраховано акустичний тракт, завдяки чому ми дізналися, що при проходженні ультразвукової хвилі через гель та біологічні середовища тіла людини відбувається згасання у 1000 разів.

Наприкінці, розраховано потрібну напругу випромінювача.

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Дата			52

### 3. РОЗРОБКА СХЕМИ ПРИЛАДУ

#### 3.1. Розробка структурної схеми

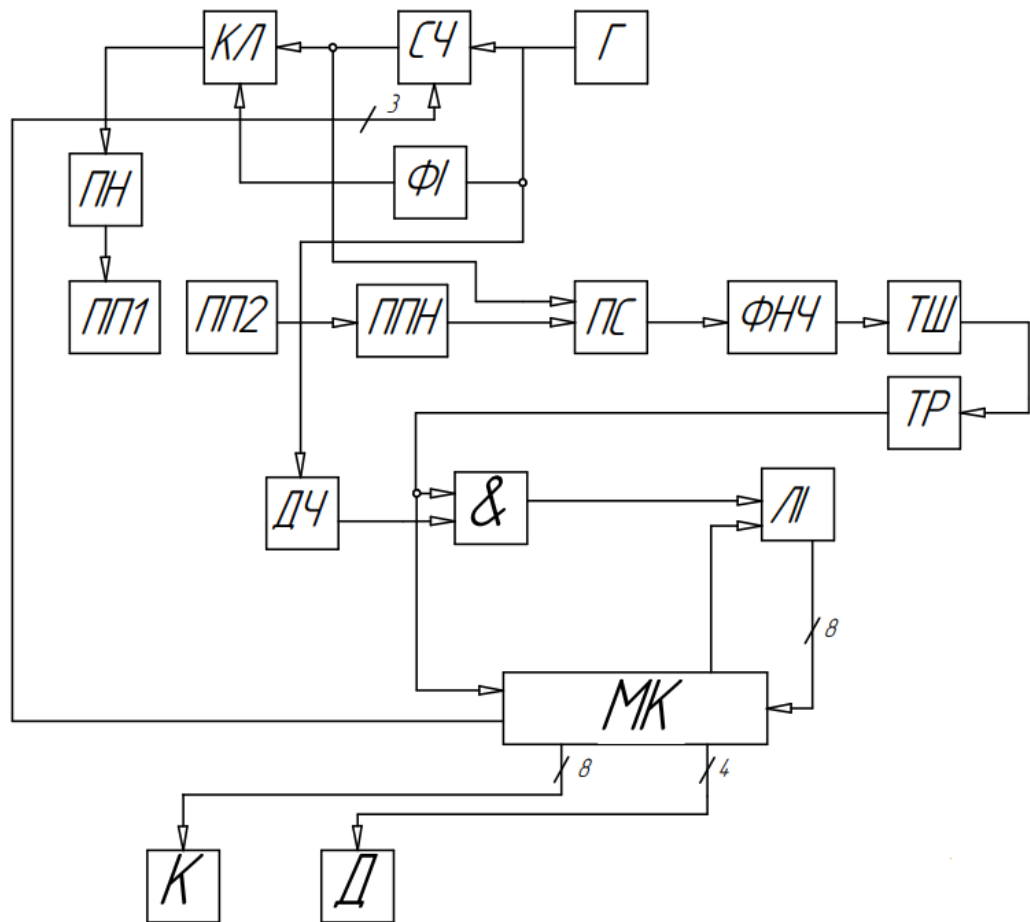


Рис. 3.1. Структурна схема приладу

Г – генератор сигналу;

СЧ – синтезатор частоти;

ФІ – формувач імпульсів;

КЛ – ключ;

ПН – підсилювач напруги;

ПП1-ПП2 – п'єзоперетворювачі: вимпромінювач і приймач відповідно;

ППН – попередній підсилювач напруги;

ПС – помножувач сигналів;

ФНЧ – фільтр низьких частот;

ТШ – тригер Шмітта;

ТР – jk-тригер;

Изм.	Лист	№ докум.		Дата

ДЧ – дільник частоти;  
 & – ключ ;  
 ЛІ – лічильник імпульсів;  
 МК – мікроконтроллер;  
 К – клавіатура;  
 Д – дисплей.

З генератора Г подається неперервний синусоїдальний сигнал ,далі за допомогою синтезатора частоти СЧ, який керується мікроконтроллером МК, ми синтезуємо робочу частоту 5 МГц. Ця частота одночасно подається на ключ КЛ та на помножувач сигналів ПС. За допомогою формувача імпульсів ФІ на вхід управління ключа КЛ подаються сформовані імпульси. Коли ключ КЛ відкривається, то сигнал, який підсилюється підсилювачем напруги ПН, подається на п'єзоперетворювач ПП1, який виступає в ролі випромінювача. Другий п'єзоперетворювач ПП2 виступає у ролі приймача, сигнал від якого підсилюється попереднім підсилювачем напруги ППН та подається на помножувач сигналів ПС. Таким чином, сигнали з синтезатора частоти СЧ та приймача ПП2 перемножуються і за допомогою фільтра низьких частот ФНЧ ми отримуємо різницеву частоту. Надалі формуємо вимірювальний інтервал часу тригером Шмітта ТШ, а за допомогою jк-тригера ТР існує можливість міряти не півперіода, а весь. Цей сигнал подаємо на ключ КЛ, в якості якого виступає схема «&». Сигнал, що прийшов з генератора Г на дільник частоти ДЧ, також подаємо на ключ КЛ. Результуючий сигнал подається на лічильник імпульсів ЛІ, який керується в свою чергу мікроконтроллером МК, та з якого ми отримуємо інформацію. Далі за допомогою мікроконтроллера МК ми виконуємо операції, які дозволять нам побачити на дисплеї Д отриману частоту.

## 3.2. Вибір та розрахунок елементів принципової схеми

### 3.2.1. Генератор

В якості генератора було обрано генератор LTC6905 (рис. 3.2). Він здатний працювати в діапазоні частот 17-170 МГц. В такому випадку, цей генератор в змозі надати на потрібну частоту 50 МГц.

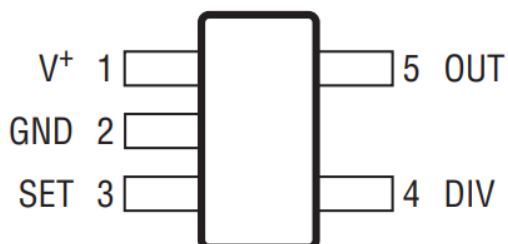


Рис. 3.2. Схема LTC6905

Генератор генерує безперервний синусоїдальний сигнал з частотою  $f_{\Gamma} = 50$  МГц.

### 3.2.2. Синтезатор частоти

В якості синтезатору частоти було обрано мікросхему AD9833 (рис. 3.3).

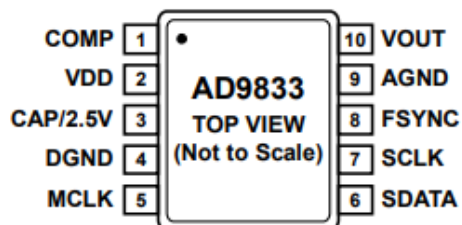


Рис. 3.3. Схема AD9833

На виході синтезатора отримуємо робочу частоту  $f_0 = 5$  МГц.

### 3.2.3. Формувач імпульсів

Формувач імпульсів побудуємо на основі мікросхеми K155IE9 (рис. 3.4). Схема K155IE9 представляє собою універсальний десятковий лічильник з синхронної записом інформації.

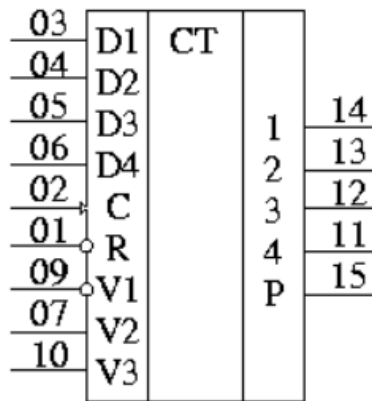


Рис. 3.4. Схема К155ИЕ9

Формувач імпульсів потрібен для того, щоб сформувати імпульси з частотою  $f_{\Phi I} = 100$  кГц. Тобто нам потрібно сформувати такий коефіцієнт ділення:

$$K_{\Phi I} = \frac{f_{\Gamma}}{f_{\Phi I}} = \frac{50 * 10^6 \text{ Гц}}{100 * 10^3 \text{ Гц}} = 500$$

Так як лічильник у нас десятковий, то задаємося коефіцієнтом ділення формувача імпульсів:

$$K_{\Phi I} = 1\ 000$$

Після формувача імпульсів ставимо jк-тригер, який сформує нам меандр. Таким чином загальний коефіцієнт ділення формувача імпульсів буде дорівнювати:

$$K_{з\Phi I} = \frac{K_{\Phi I}}{2} = 500$$

### 3.2.4. Ключ

В якості ключа оберемо мікросхему 590КН3 (рис. 3.5).



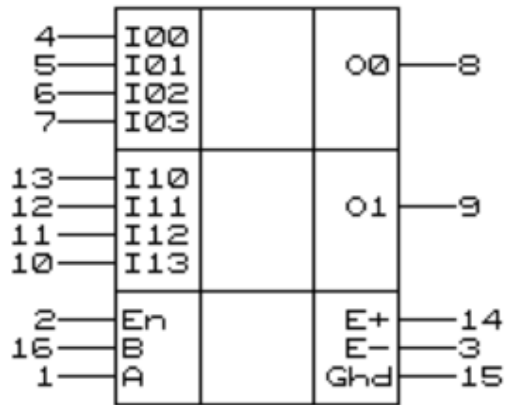


Рис. 3.5. Схема 590KN3

Ключ відкривається на час, коли формувач імпульсів подає на його вхід управління сигнал і далі пропускає його на п'єзоперетворювач ПП1 через підсилювач напруги.

### 3.2.5. Підсилювач напруги

В якості підсилювача напруги виступає AD8628 (рис. 3.6).

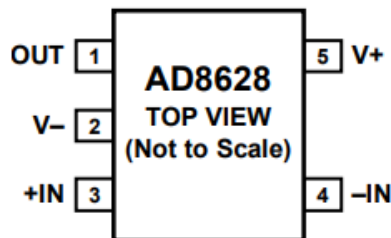


Рис. 3.6. Схема AD8628

З його допомогою ми підсилюємо сигнал, який прийшов з ключа і передаємо його на випромінювач. Так як на вході випромінювача повинна бути напруга  $U_B = 10 \text{ В}$ , то потрібно використати підсилювач напруги. На його вході напруга буде  $5 \text{ В}$ . Тоді коефіцієнт підсилення напруги буде дорівнювати:

$$K_{\text{пн}} = \frac{U_B}{5 \text{ В}} = \frac{10 \text{ В}}{5 \text{ В}} = 2$$

Задаємося  $R_5 = 1 \text{ кОм}$

Знайдемо  $R_6$ :

$$K_{\text{пн}} = \frac{R_6}{R_5} + 1$$

$$R_6 = (K_{\text{пн}} + 1) * R_5 = (4 - 1) * 1 \text{ кОм} = 3 \text{ кОм}$$

### 3.2.6. Попередній підсилювач напруги

Мікросхема AD797 (рис. 3.7) буде слугувати попереднім підсилювачем напруги. AD797 – це операційний підсилювач з дуже низьким рівнем шуму, який ідеально підходить для використання в якості попереднього підсилювача.

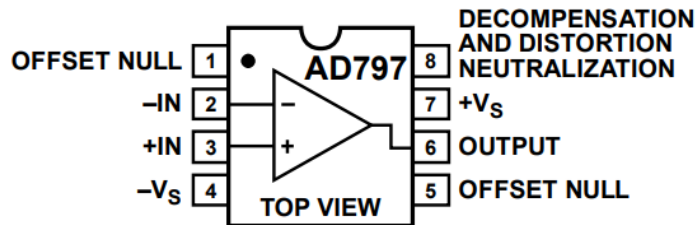


Рис. 3.7. Схема AD797

Через затухання у 1000 разів на виході приймача ми отримаємо напругу  $U_{\text{п}} = 10 \text{ мВ}$ . Але для того, щоб помножувач сигналів добре працював нам потрібно мати на вході напругу мінімум 2-3 В. Тоді за допомогою попереднього підсилювача напруги підсилимо напругу хоча б до 3 В:

$$K_{\text{пнн}} = \frac{3 \text{ В}}{U_{\text{п}}} = \frac{3 \text{ В}}{0.01 \text{ В}} = 300$$

Отже, на вхід помножувача напруги буде подаватись напруга  $U_{\text{пнн}} = K_{\text{пнн}} * U_{\text{п}} = 300 * 10 \text{ мВ} = 3 \text{ В}$ , що задовольняє умові.

Задаємося  $R_7 = 10 \text{ Ом}$

Знайдемо  $R_9$ :

$$K_{\text{пнн}} = \frac{R_9}{R_7} + 1$$

$$R_9 = (K_{\text{пнн}} + 1) * R_7 = (300 - 1) * 10 \text{ Ом} = 3 \text{ кОм}$$

### 3.2.7. Помножувач сигналів

В якості помножувача добре підійде AD734 (рис. 3.8).

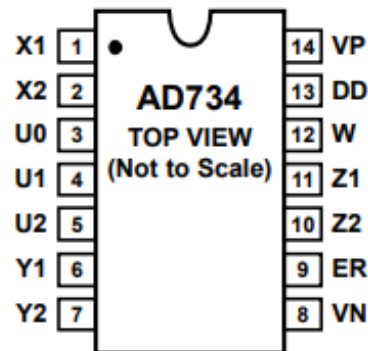


Рис. 3.8. Схема AD734

На помножувач надходять два синусоїдальні сигнали з синтезатора частоти і фактично з приймача. Відомо, що при перемноженні синусоїдальних сигналів на виході будемо мати вираз:

$$U_1 \sin(A) * U_2 \sin(B) = \frac{1}{2} U_1 U_2 [\cos(A - B) + \cos(A + B)],$$

де  $A = \omega_1 t$  ;

$B = \omega_2 t$  .

### 3.2.8. Фільтр нижніх частот

В якості фільтру низьких частот використаємо RC-ланцюжок. На виході ми отримаємо різницеву частоту, яку і потрібно виміряти. Тобто:

$$\frac{1}{2} U_1 U_2 [\cos(\omega_1 t - \omega_2 t)]$$

Щоб обрати номінали для резистора та конденсатора треба скористались формулою частоти зрізу фільтра:

$$f_d = \frac{1}{2\pi RC}$$

З розділу вище (розділ 1.3.1.) ми вже знаємо що таке доплерівська частота зсуву і як її розраховувати:

$$f_d = 2f_0 \frac{v}{c}$$

Знаючи, що  $f_0 = 5$  МГц,  $c = 1570 \frac{м}{с}$ , а швидкість кровотоку задаємо максимальною. В такому випадку обираємо швидкість крові в аорті  $v = 1.5 \frac{м}{с}$

$$f_d = 2f_0 \frac{v}{c} = 2 * 5 * 10^6 \text{ Гц} \frac{1.5 \frac{м}{с}}{1570 \frac{м}{с}} = 9554 \text{ Гц} \approx 10 \text{ кГц}$$

Максимальна різницева частота, яку можна отримати після фільтру низьких частот, дорівнюватиме приблизно 10кГц.

Задаємося  $R_{10} = 10$  кОм

Знайдемо  $C_1$ :

$$f_d = \frac{1}{2\pi R_{10} C_1}$$

$$C_1 = \frac{1}{2\pi R_{10} f_d} = \frac{1}{2\pi * 10 \text{ кОм} * 10 \text{ кГц}} = 1.6 \text{ нФ}$$

### 3.2.9. Тригер Шмітта

Для тригеру Шмітта обираємо мікросхему К155ТЛ1 (рис. 3.9).

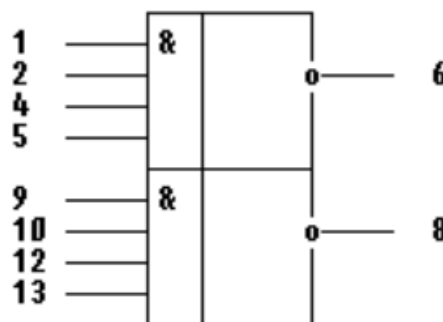


Рис. 3.9. Схема К155ТЛ1

За допомогою тригера Шмітта формуємо імпульси.

### 3.2.10. jk-тригер

Я якості jk-тригера використаємо мікросхему К1554ТВ15 (рис. 3.10), яка містить у собі два таких тригера.

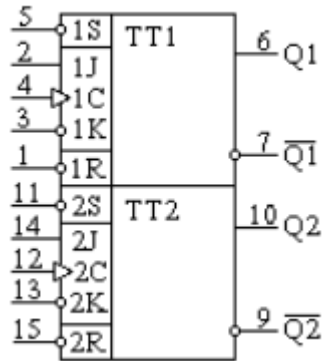


Рис. 3.10. Схема К1554ТВ15

У випадку, коли він стоїть після тригера Шмітта, він дозволяє нам міряти не півперіода, а весь період. Таким чином ми формуємо вимірювальний інтервал період якого дорівнює:

$$T = \frac{1}{f_d} = \frac{1}{10 \text{ кГц}} = 0.0001 \text{ с} = 100 \text{ мкс}$$

У іншому випадку, якщо ми його не ставимо після формувача імпульсів, то ми отримуємо короткі імпульси, а так як ключ буде відкриватись на короткий проміжок часу, то це не зовсім ефективно, тому після формувача доречно поставити тригер для того, щоб формувався меандр.

### 3.2.11. Дільник частоти

В якості лічильника імпульсів використаємо мікросхему К155ІЕ10 (рис. 3.11). Така схема представляє собою універсальний двійковий лічильник з синхронним записом інформації.

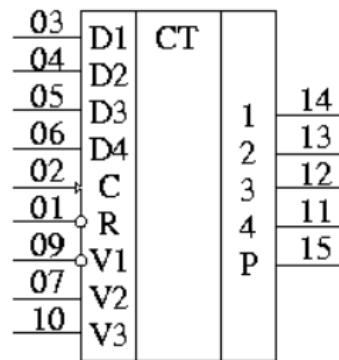


Рис. 3.11. Схема К155ИЕ10

В даному випадку буде достатньо однієї схеми. На дільник частоти ми повинні подати таку частоту, щоб у 100 мкс відклалося хоча б 100 імпульсів. Щоб цього досягти треба задатись коефіцієнтом дільника частоти:

$$K_{дч} = 16$$

Тоді на виході дільника частоти повинна бути частота:

$$f_{вдч} = \frac{50 \text{ МГц}}{16} = 3.125 \text{ МГц}$$

Далі інтервал часу сформований на тригері Шмітта ми заповнюємо частотою 3.125 МГц і міряємо кожен період.

### 3.2.12. Лічильник імпульсів

В якості лічильника імпульсів було обрано ту ж саму мікросхему К155ИЕ10 (рис. 3.12), як і для дільника частоти.

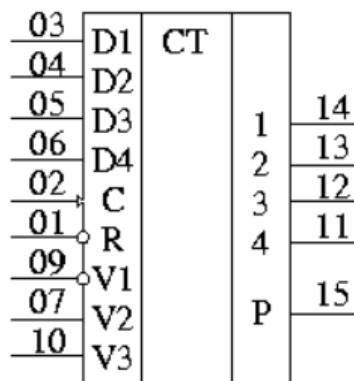


Рис. 3.12. Схема К155ИЕ10

З лічильника ми повинні зняти інформацію. Якщо ми хочемо робити це з точністю до 1%, то лічильник треба зробити на 4096. Для того, щоб сформувавши такий лічильник беремо 3 такі мікросхеми.

Код з нього подається на мікроконтролер, потім цим же мікроконтролером ми обнуляємо лічильник і далі теж саме.

### 3.2.13. Мікроконтролер

В якості мікроконтролера будемо використовувати STM32F103C8T6 (рис. 3.13). Нижче у таблиці (табл. 3.1) наведено деякі характеристики мікоконтролеру.

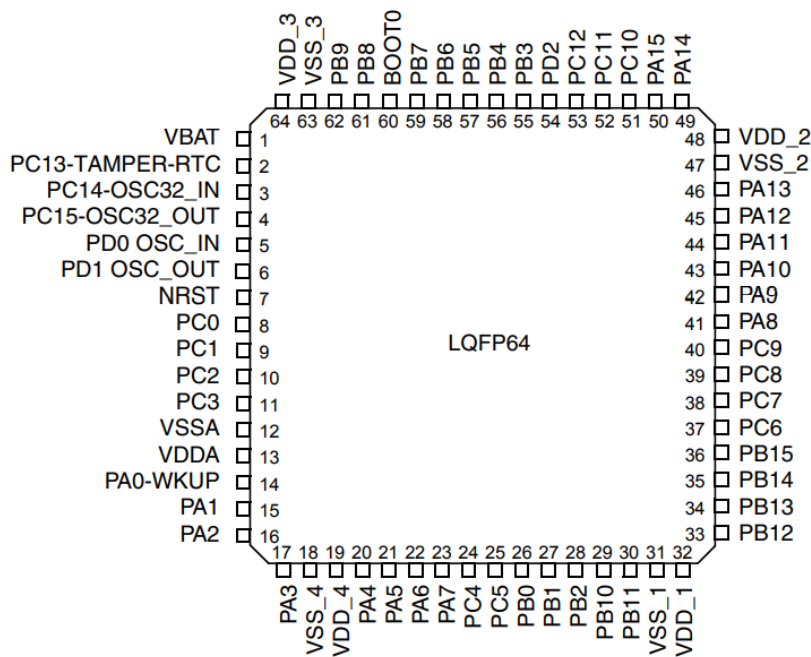


Рис. 3.13. Схема STM32F103C8T6

Робоча частота	72 МГц
Число розрядів	32 біти
Виводи	64
Напруга живлення мікроконтролера	2 ... 3,6 В
Пам'ять програм	64 кБ

Табл. 3.1. Характеристики STM32F103C8T6.

З його допомогою ми керуємо синтезатором частоти та лічильником імпульсів.

По кожному інтервалу визиваємо переривання і по цьому перериванню результат лічильника розраховується мікроконтролером. Він поміряє кожен інтервал і вирахе частоту. Так як ми міряли період, то за допомогою мікроконтролеру ми зробимо зворотній розрахунок до частоти.

Тобто ми поміряли один інтервал, подали імпульс – прийшов наступний імпульс, по наступному імпульсу в 8-розрядний код записали до мікроконтролеру. Як тільки мікроконтролер це порахував, він подає імпульс на вхід R і обнуляє лічильник.

### 3.3. Розробка ультразвукового датчика

В медичній діагностиці для контролю швидкості кровотоку використовуються роздільно-суміщені перетворювачі (рис.3.14.), в яких випромінювач і приймач ультразвуку розміщені в одному корпусі. Причому сам датчик розташовується під певним кутом до судини, а п'єзоелементи розташовані по інших сторонах електроакустичного екрану відносно один одного і встановлюються на різній висоті для зменшення можливості прямого електроакустичного взаємовпливу.



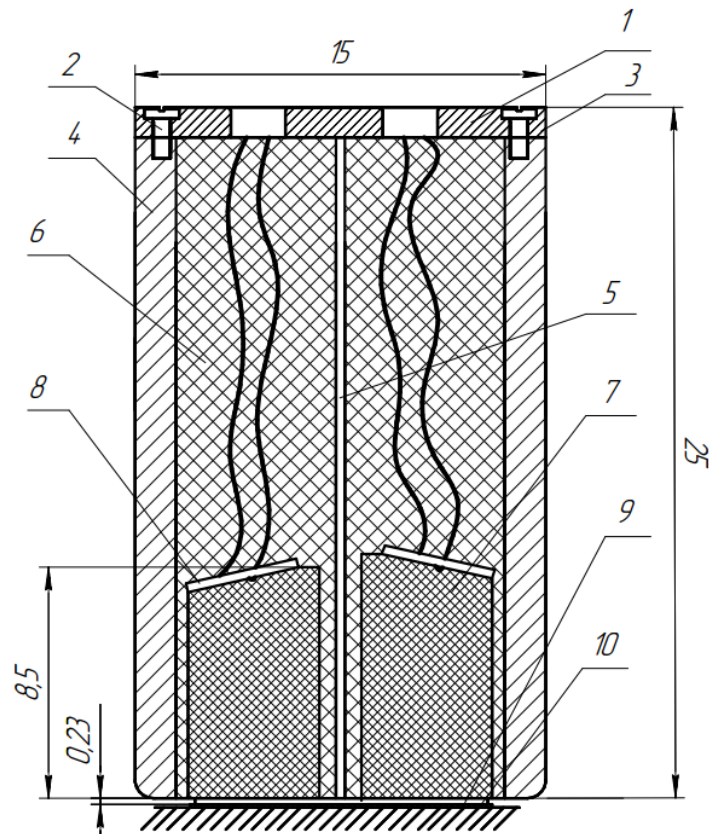


Рис.3.14. Роздільно-суміщений ультразвуковий датчик: 1 – електричний з'єднувач, 2 – гвинт, 3 – кришка, 4 – корпус, 5 – електроакустичний екран, 6 – гумоподібнаподібна маса, 7 – призма, 8 – п'єзоелемент, 9 – протектор, 10 – шар контактної рідини

Розміри п'єзоелементу складають  $2a \times d = 4.0 \times 0.33$  мм.

Габаритні розміри:

Висота  $H = 25$  мм;

Діаметр  $D = 15$  мм.

З електричних з'єднувачів ідуть провідники, призначені для підведення і зняття електричної напруги з п'єзоелемента. Провідники припаюють до електродів. Електроди призначені для рівномірного розподілу по поверхні пластини електричного заряду, що підводиться до пластини в режимі збудження або виникає на пластині в режимі прийому.

Изм.	Лист	№ докум.	Дата	

ПК71.19.0000.000 ПЗ

Лист

65

Корпус призначений для захисту елементів ПЕП від механічних пошкоджень і впливу зовнішнього середовища та компонування елементів ПЕП в форму, зручну для експлуатації. Корпус виготовим з металу.

Акустичний екран призначений для акустичної та електричної ізоляції. Акустичний екран виконують з пробки або пінопласту. Обираємо пінопласт.

Гумоподібна маса дозволяє зробити розв'язку від корпусу.

Призми служать для того, щоб забезпечити роботу перетворювача у дальній зоні. Зазвичай призму виготовляють з матеріалу з невеликою швидкістю поширення звуку. Оберемо матеріал – полістирол марки Rexolite 1422, який має низьке затухання (в 2-4 рази менше, ніж в оргскла) і низьку швидкість ультразвуку 2350 м/с.

Тоді розрахуємо довжину ближньої зони:

$$\lambda_{\text{рх}} = \frac{C_{\text{рх}}}{f_0} = \frac{2350 \frac{\text{м}}{\text{с}}}{5 \text{ МГц}} = 0.47 \text{ мм}$$

$$r_{\text{бл}} = \frac{a^2}{\lambda_{\text{рх}}} = \frac{2^2 \text{ мм}^2}{0.47 \text{ мм}} = 8.5 \text{ мм}$$

Отже, висота призми дорівнює:

$$h_{\text{прз}} = 8.5 \text{ мм}$$

Матеріал протектору обираємо кварц. Швидкість поширення ультразвуку у цьому матеріалі  $C_{\text{кв}} = 5760 \frac{\text{м}}{\text{с}}$ . Тоді довжина хвилі буде дорівнювати  $\lambda_{\text{кв}} =$

$$\frac{C_{\text{кв}}}{f_0} = \frac{5760 \frac{\text{м}}{\text{с}}}{5 \text{ МГц}} = 1.152 \text{ мм.}$$
 В такому випадку товщина протектора повинна бути

значно тоншою за довжину хвилі, щоб в протекторі не виникали резонанси.

$$h_{\text{пр}} = \frac{\lambda_{\text{кв}}}{4} = \frac{1.152 \text{ мм}}{4} = 0.288 \text{ мм} \approx 0.23 \text{ мм}$$

									Лист
									66
Изм.	Лист	№ докум.		Дата					

## ВИСНОВОК ДО 3 РОЗДІЛУ

У даному розділі було розроблено структурну схему приладу, враховуючи те, що ми використовуємо неперервний доплер, та описано принцип роботи цього приладу.

На основі структурної схеми було розроблено схему електричну принципову, було проведено вибір елементів цієї схеми та їх розрахунок.

Також було розраховано деякі параметри ультразвукового датчика та зроблено складальний кресленик, на якому ми позначили основні його складові.

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Дата			67

## ВИСНОВОК

Під час проектування даної роботи на тему «Ультразвуковий прилад для вимірювання швидкості кровотоку» було детально розглянуто властивості ультразвуку та особливості його розповсюдження у біологічних тканинах, сутність ефекту Доплера та методи доплерографії, що дозволило нам обрати метод з яким ми будемо працювати – неперервний доплер та сконструювати структурну схему, а по ній схему електричну принципову і надалі обрано її елементи та зроблено її розрахунок.

Також ми провели розрахунок розмірів п'єзоелементу та інших частин ультразвукового датчика, на основі чого було зроблено складальний кресленик роздільно-суміщеного п'єзоелектричного перетворювача.

Не менш важливим було зробити розрахунок акустичного тракту та напруги випромінювача для того, щоб врахувати згасання та розрахувати коефіцієнти підсилення підсилювачів напруги.

За допомогою мікроконтролеру нам вдалося зробити прилад більш сучаснішим та ефективнішим. Його використання дозволить нам накопичувати дані, передавати їх на відстань і в перспективі дозволить будувати графіки та складати протоколи вимірювання.

					ПК71.19.0000.000 ПЗ	Лист
Изм.	Лист	№ докум.		Дата		68

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Галаган Р. М. Теоретичні основи ультразвукового неруйнівного контролю: підручник / Р. М. Галаган. – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2019. – 263 с.
- [2] Цапенко В. К. Основи ультразвукового неруйнівного контролю / В. К. Цапенко, Ю. В. Куц. – Київ: НТУУ "КПІ", 2009. – 431 с.
- [3] Доплерографія [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://studopedia.org/5-55979.html>.
- [4] Ультразвуковое исследование [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: [https://ru.wikipedia.org/wiki/Ультразвуковое\\_исследование](https://ru.wikipedia.org/wiki/Ультразвуковое_исследование).
- [5] Осипов Л. В. Ультразвуковые диагностические приборы: практическое руководство пользователя / Л. В. Осипов. – М. : Видар, 1999. – 256 с.
- [6] Талецька В.А. Доплерографія в медицині / В.А. Талецька / XIV Науково-практична конференція студентів, аспірантів та молодих вчених «Погляд у майбутнє приладобудування», 18-19 травня 2021 р., м. Київ, Україна : збірник праць / КПІ ім. Ігоря Сікорського, ПБФ. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 339 с.
- [7] Пьезоэлектрические преобразователи [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://studopedia.info/5-105819.html>.
- [8] Ультразвуковая диагностика [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: [https://www.bsmu.by/downloads/kafedri/k\\_luch\\_diag/2016-1/new/usd.pdf](https://www.bsmu.by/downloads/kafedri/k_luch_diag/2016-1/new/usd.pdf).
- [9] Ультразвукові дослідження [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://diagra.org/info/ультразвукові-дослідження>.
- [10] LTC6905 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/6905fd.pdf>.
- [11] Low Power, 12.65 mW, 2.3 V to 5.5 V, Programmable Waveform Generator AD9833 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу:

<https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad9833.pdf>.

[12] Zero-Drift, Single-Supply, Rail-to-Rail Input/Output Operational Amplifier AD8628 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: [https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8628\\_8629\\_8630.pdf](https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8628_8629_8630.pdf).

[13] Ultralow Distortion, Ultralow Noise Op Amp AD797 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD797.pdf>.

[14] 10 MHz, Four-Quadrant Multiplier/Divider AD734 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD734.pdf>.

[15] Єременко В.С. Шляхи мінімізації сумарної похибки вимірювання швидкості ультразвуку в матеріалах з неоднорідною структурою / В.С. Єременко, Р.М. Галаган // Електротехнічні та комп'ютерні системи. Науково-технічний журнал. – Одеса. – 2012. – № 06 (82). – С. 39-45.

[16] Momot, A. Influence of architecture and training dataset parameters on the neural networks efficiency in thermal nondestructive testing / A. Momot, R. Galagan // Sciences of Europe. – 2019. – Vol. 1, No 44. – Pp. 20–25.

[17] Куц Ю.В. Застосування кругових статистик для виявлення сигналів ультразвукового неруйніного контролю / Куц Ю., Редька М., Лисенко Ю., Близнюк О.Д. //Технічна діагностика і неруйнівний контроль – Київ, 2018. – № 2. – С. 32-36

[18] Баженов В.Г. Дослідження ультразвукової системи для контролю кісток передпліччя при зламах / В.М. Богданов, В.Г. Баженов // Матеріали всеукраїнської науково-практичної конференції «Погляд у майбутнє приладобудування», – Київ, 2018. – С. 386-388.