

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(повна назва факультету)

Кафедра комп'ютерних систем та мереж
(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

Магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: *Методи та програмно-апаратні засоби аналізу дихання людини
комп'ютеризованою системою*

Виконав: студент(ка) 6 курсу, групи СІм-62
спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія»

(шифр і назва спеціальності)

Пенцак А.Я.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Керівник Лецишин Ю.З.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Нормоконтроль Тиш Є.В.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри Осухівська Г.М.
(підпис) (прізвище та ініціали)

Рецензент
(підпис) (прізвище та ініціали)

Тернопіль
2025

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(повна назва факультету)

Кафедра комп'ютерних систем та мереж
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри
Осухівська Г.М.
(підпис) (прізвище та ініціали)
«17» листопада 2025 р.

ЗАВДАННЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 123 «Комп'ютерна інженерія»
(шифр і назва спеціальності)

студенту Пенцаку Аміру Ясеровичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Методи та програмно-апаратні засоби аналізу дихання людини
комп'ютеризованою системою

Керівник роботи Лецишин Юрій Зіновійович, к.т.н.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 14 » листопада 2025 року № 4/7-987

2. Термін подання студентом завершеної роботи 16 грудня 2025 р.

3. Вихідні дані до роботи Затверджена тема кваліфікаційної роботи

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

Вступ

1 Огляд методів та програмно-апаратних засобів аналізу дихання людини

2 Математичні моделі та методи аналізу дихання людини

3 Побудова та тестування комп'ютерної системи аналізу дихання людини

4 Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

Висновки

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

1. Актуальність і мета дослідження.

2. Завдання, об'єкт і предмет, наукова новизна і практична цінність дослідження.

3. Огляд методів

4. Математична модель

5. Структурна схема

6. Алгоритм

7. Тестування

8. Висновки

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
<i>Охорона праці</i>	<i>Осухівська Г.М., зав.каф. КС</i>	<i>04.12.2025</i>	
<i>Безпека в надзвичайних ситуаціях</i>			

7. Дата видачі завдання 17.11.2025р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	<i>Огляд літературних джерел. Постановка завдання на кваліфікаційну роботу.</i>	<i>17.11.2025р. – 23.11.2025р.</i>	<i>Викон.</i>
2.	<i>Математичні моделі та методи аналізу дихання людини</i>	<i>24.11.2025р. – 02.12.2025р.</i>	<i>Викон.</i>
3.	<i>Побудова та тестування комп'ютерної системи аналізу дихання людини</i>	<i>03.12.2025р. – 10.12.2025р.</i>	<i>Викон.</i>
4.	<i>Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях</i>	<i>04.12.2025р. – 10.12.2025р.</i>	<i>Викон.</i>
5.	<i>Оформлення пояснювальної записки і графічного матеріалу</i>	<i>11.12.2025р. – 19.12.2025р.</i>	<i>Викон.</i>
6.	<i>Попередній захист кваліфікаційної роботи магістра</i>	<i>16.12.2025р.</i>	<i>Викон.</i>
7.	<i>Захист кваліфікаційної роботи магістра</i>	<i>23.12.2025р.</i>	<i>Викон.</i>

Студент

(підпис)

Пенцак А. Я.

(прізвище та ініціали)

Керівник роботи

(підпис)

Лецишин Ю.З.

(прізвище та ініціали)

АНОТАЦІЯ

Пенцак А. Я. Методи та програмно-апаратні засоби аналізу дихання людини комп'ютеризованою системою: робота на здобуття кваліфікаційного ступеня магістра: спец. 123 — комп'ютерна інженерія / наук. кер. Лещишин Ю.З. Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2025.

Ключові слова: комп'ютерна система, дихання людини, шуми, вбудована система, STM32.

Кваліфікаційна робота присвячена дослідженню методів та програмно-апаратних засобів аналізу дихання людини. За результатами аналізу існуючих методів і аналогів розроблено систему, що будується на базі мікроконтролера до якого приєднані мікрофон з якого передача даних відбувається по шині I²S, що захищає від появи шумів на лінії зв'язку по шляху до мікроконтролера. Також на грудях пацієнта розміщується акселерометр який фіксує рух грудної клітки при диханні людини, ці дані використовуються жалі для сегментації сигналу дихання на вдих і видих.

Мікроконтролер виконує функцію отримання і попередньої підготовки сигналу (фільтрація від завад і артефактів) і наступної підготовки для передачі даних на мобільний телефон через Bluetooth модуль.

ANNOTATION

Pentsak A. Ya. Methods and hardware–software tools for analyzing human breathing with a computerized system. Master's Graduation Thesis: speciality 123 — Computer engineering / supervisor Leshchyshyn Yu.Z. Ternopil: Ternopil Ivan Puluj National Technical University, 2025.

Keywords: computer system, human respiration, noise, embedded system, STM32.

The Master's graduation thesis is devoted to the study of methods and software and hardware for the analysis of human respiration. Based on the results of the analysis of existing methods and analogues, a system was developed based on a microcontroller to which a microphone is connected, from which data is transmitted via the I2S bus, which protects against noise on the communication line on the way to the microcontroller. Also, an accelerometer is placed on the patient's chest, which records the movement of the chest during human respiration, these data are used to segment the respiratory signal into inhalation and exhalation.

The microcontroller performs the function of receiving and preliminary preparation of the signal (filtering from interference and artifacts) and subsequent preparation for data transmission to a mobile phone via the Bluetooth module.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ	8
ВСТУП	9
РОЗДІЛ 1 ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ПРОГРАМНО-АПАРАТНИХ ЗАСОБІВ АНАЛІЗУ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ.....	11
1.1 Огляд методів аналізу дихання людини.....	11
1.2. Огляд методів комп'ютерного аналізу дихальних шумів.....	13
1.3. Огляд апаратних засобів аналізу дихання людини	16
1.4. Висновки до розділу 1.....	19
РОЗДІЛ 2 МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ ТА МЕТОДИ АНАЛІЗУ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ	21
2.1. Формування дихальних звуків людини.....	21
2.2. Математичні моделі дихальних звуків людини	22
2.3. Методи комп'ютерного аналізу дихальних шумів	24
2.4. Методи цифрової фільтрації дихальних звуків	28
2.4.1 Проектування смугового фільтра для дихальних звуків.....	28
2.4.2 Проектування фільтра Калмана для аналізу дихання.....	30
2.5. Висновки до розділу 2.....	32
РОЗДІЛ 3 ПОБУДОВА ТА ТЕСТУВАННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ АНАЛІЗУ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ.....	33
3.1. Побудова структури комп'ютерної системи аналізу дихання людини	33
3.2. Обґрунтування апаратної платформи для побудови комп'ютерної системи	34
3.2.1 Обґрунтування вибору мікроконтролера	34
3.2.2 Обґрунтування вибору MEMS-мікрофона.....	36
3.2.3 Обґрунтування вибору акселерометра	37
3.2.4 Обґрунтування вибору модуля Bluetooth.....	38
3.3. Побудова алгоритму роботи комп'ютерної системи аналізу дихання людини	39

3.4. Побудова програми роботи комп'ютерної системи аналізу дихання людини	42
3.5. Тестування комп'ютерної системи аналізу дихання людини.....	45
3.6. Висновки до розділу 3.....	47
РОЗДІЛ 4 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	48
4.1 Охорона праці	48
4.2. Джерела виникнення шуму і вібрацій. Заходи і засоби захисту від шуму і вібрацій, гігієнічні та допустимі норми	51
ВИСНОВКИ	54
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	55
Додаток А Тези конференцій	58
Додаток Б Скрипт програми.....	63

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ

КАДШ – комп'ютерного аналізу дихальних шумів

ЦОС – цифрової обробки сигналів

ШПФ – швидкого перетворення Фур'є

DMA — Direct Memory Access (прямий доступ до пам'яті)

DSP – Digital Signal Processor

I2C — Inter-Integrated Circuit (послідовна шина даних)

FFT – Fast Fourier Transform

RTOS — Real-Time Operating System (операційна система реального часу)

ВСТУП

Актуальність роботи. Аналіз дихальних шумів є надзвичайно актуальним напрямом сучасної медицини, оскільки він дозволяє неінвазивно, швидко та достовірно оцінювати стан дихальної системи людини. Дихальні звуки відображають механіку проходження повітря через трахеобронхіальне дерево, і зміни їх спектра, амплітуди чи ритму є раннім індикатором порушень вентиляції, бронхіальної обструкції, запальних процесів або рестриктивних змін у легенях. Такий аналіз особливо важливий для раннього виявлення хронічних захворювань, зокрема бронхіальної астми та хронічного обструктивного захворювання легень, які часто проявляються появою характерних хрипів задовго до розвитку тяжкої клінічної симптоматики [1-6].

Після пандемії COVID-19 важливість аналізу дихальних шумів зросла ще більше, оскільки саме зміна звучання дихальних рухів і поява специфічних шумів можуть свідчити про ураження легеневої тканини на ранніх стадіях. Крім того, у разі пацієнтів із постковідними ускладненнями тривале відстеження акустичних характеристик дихання дає змогу оцінювати динаміку одужання та своєчасно виявляти погіршення.

Таким чином, актуальність аналізу дихальних шумів визначається його ключовою роллю у ранній діагностиці респіраторних захворювань, об'єктивізації медичного контролю, розвитку телемедичних технологій і підвищенні точності спостереження за пацієнтами у реальному часі. Це робить акустичний моніторинг дихання важливою складовою сучасної клінічної практики та перспективним напрямом наукових досліджень.

Метою кваліфікаційної роботи є розроблення методів та програмно-апаратних засобів аналізу дихання людини комп'ютеризованою системою.

Завдання кваліфікаційної роботи:

- проаналізувати існуючі методи і засоби аналізу дихання людини комп'ютеризованою системою.
- визначити ефективні засоби аналізу дихання людини комп'ютеризованою системою

— визначити ефективні алгоритми аналізу дихання людини комп'ютеризованою системою.

— розробити алгоритми, програмне забезпечення та апаратні засоби для реалізації комп'ютеризованої системи аналізу дихання людини

Об'єкт дослідження: процес аналізу дихання людини комп'ютеризованою системою.

Предмет дослідження: є методи та програмно-апаратні засоби аналізу дихання людини комп'ютеризованою системою.

Методи дослідження. У роботі використано методи спектрального аналізу сигналів для цифрового опрацювання сигналів, а також методи об'єктно-орієнтованого програмування для реалізації програмного забезпечення на основі операційної системи реального часу FreeRTOS.

Наукова новизна одержаних результатів. Отримав подальший розвиток метод цифрової фільтрації за допомогою фільтру Калмана, який на відміну від існуючих використовує дані попередніх значень сигналу, що дозволяє розділення двох подібних за спектром сигналів дихання і шумів серця.

Практичне значення одержаних результатів. Запропоновані методи та розроблена система є ефективним інструментом для діагностики легеневих захворювань із можливістю подальшого аналізу отриманих сигналів за допомогою портативних обчислювальних пристроїв.

Публікації. Результати дослідження апробовано на XIV міжнародній наук.-техн. конференції молодих учених та студентів Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Актуальні задачі сучасних технологій» [7-8].

Структура роботи. Робота складається з пояснювальної записки та графічної частини. Пояснювальна записка складається із вступу, 4 розділів, висновків, списку використаних джерел та додатків.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД МЕТОДІВ ТА ПРОГРАМНО-АПАРАТНИХ ЗАСОБІВ АНАЛІЗУ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ

1.1 Огляд методів аналізу дихання людини

Аналіз дихання людини є фундаментальним інструментом у сучасній медицині, що дозволяє оцінювати функціональний стан легенів, виявляти патології на ранніх стадіях та проводити моніторинг критичних станів. Сучасна діагностика класифікується за декількома основними напрямками: механічним, акустичним та хімічним аналізом, а також моніторинг динаміки дихання [1-5].

1. Механічні та функціональні методи аналізу

Ця група методів зосереджена на вимірюванні фізичних параметрів повітряного потоку та об'ємів легень.

Спірометрія та спірографія базується на реєстрації об'єму повітря, що видихається за певний проміжок часу. Ключовими показниками є життєва ємність легень та об'єм форсованого видиху за першу секунду. Сучасні цифрові спірометри використовують ультразвукові або турбінні датчики для миттєвого обчислення потоків.

Плетизмографія всього тіла це метод, що дозволяє виміряти загальну ємність легень, включаючи залишковий об'єм, який неможливо визначити спірометрією. Пацієнт перебуває у герметичній кабіні, де реєструються зміни тиску, спричинені дихальними рухами.

2. Акустичний аналіз (аускультация)

Акустичний метод аналізу дихальних шумів пройшов еволюцію від традиційного стетоскопа до складних систем комп'ютерного аналізу дихальних шумів (КАДШ).

Класична аускультация є первинним методом огляду, проте вона сильно залежить від суб'єктивного досвіду лікаря та обмежена чутливістю людського вуха.

Цифрова аускультация та КАДШ базується на використанні електронних

сенсорів та алгоритмів цифрової обробки сигналів (ЦОС) дозволяє візуалізувати звуки у вигляді спектрограм. Завдяки застосуванню віконних функцій та швидкого перетворення Фур'є (ШПФ), стає можливим виявлення специфічних частотних патернів, характерних для хрипів, крепітації чи стридору. Сучасні системи використовують нейронні мережі для автоматичної класифікації цих звуків, що робить діагностику об'єктивною.

3. Хімічний аналіз (капнографія та газоаналіз)

Хімічні методи аналізують склад повітря, що видихається, що дає уявлення про метаболізм та ефективність газообміну.

Капнографія це неперервне вимірювання та графічне відображення концентрації вуглекислого газу у повітрі, що видихається. Це критично важливий метод у реаніматології та анестезіології для контролю адекватності вентиляції.

Аналіз видихуваного оксиду азоту (FeNO) використовується як маркер еозинофільного запалення дихальних шляхів, що є незамінним при діагностиці та контролі лікування бронхіальної астми.

Електронний ніс це новітня технологія, що використовує матриці хімічних сенсорів для розпізнавання "летких органічних сполук". Певні хвороби, такі як рак легенів або туберкульоз, змінюють хімічний "відбиток" видиху, що дозволяє проводити неінвазивний скринінг.

4. Моніторинг динаміки дихання

Окремим класом методів є моніторинг частоти та ритму дихання в реальному часі.

Імпедансна пневмографія полягає у вимірюванні змін електричного опору грудної клітки під час дихального циклу. Цей метод часто інтегрується в пристрої на базі мікроконтролерів для тривалого моніторингу пацієнтів.

Радарні та оптичні методи що використовують мікрохвильове випромінювання або аналіз відеозображення для відстеження рухів грудної стінки, що особливо актуально для неонатології та моніторингу апное сну.

Сучасна діагностика дихання рухається в бік мультимодальності, поєднуючи класичні фізіологічні вимірювання з високотехнологічним акустичним та хімічним

аналізом. Інтеграція штучного інтелекту та портативної електроніки дозволяє перенести ці методи з клінік безпосередньо до пацієнтів для постійного та точного моніторингу здоров'я.

1.2. Огляд методів комп'ютерного аналізу дихальних шумів

Комп'ютерний аналіз дихальних шумів є однією з найбільш перспективних галузей цифрової медицини, що спрямована на об'єктивізацію процесу аускультатії. На відміну від традиційного прослуховування стетоскопом, яке значною мірою залежить від суб'єктивного досвіду та гостроти слуху лікаря, комп'ютерні методи дозволяють кількісно оцінювати акустичні параметри дихання, виявляти приховані патологічні патерни та проводити тривалий моніторинг пацієнтів у режимі реального часу [6-9].

Процес аналізу починається з реєстрації звуку за допомогою високочутливих мікрофонів або п'єзоелектричних датчиків, після чого сигнал проходить три основні стадії:

- Попередня обробка та фільтрація (див.рис. 1.1), оскільки дихальні шуми є низькочастотними (зазвичай від 100 до 2000 Гц), тому першим кроком є видалення артефактів — шумів тертя датчика об шкіру, сторонніх звуків приміщення та, що найважливіше, шумів серця.

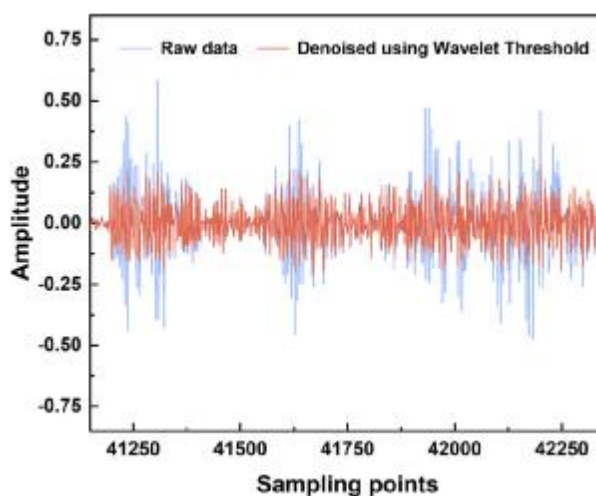


Рис. 1.1 Попередня обробка звуку легень за допомогою вейвлет фільтрів.

Для цього використовуються адаптивні фільтри та методи вейвлет-денуайзингу, які дозволяють очистити сигнал, зберігаючи корисну інформацію про дихання.

– Виділення інформативних ознак, коли часовий сигнал перетворюється на набір математичних параметрів за допомогою ШПФ, яке дозволяє отримати спектрограму звуку. Однак, оскільки дихальні шуми є нестационарними, часто застосовується Вейвлет-перетворення (DWT/CWT), яке забезпечує чудову роздільну здатність як у часовій, так і у частотній областях. Також використовуються мел-кепстральні коефіцієнти, які моделюють сприйняття звуку людським вухом.

– Класифікація отриманих результатів, коли отримані ознаки подаються на вхід алгоритмів машинного навчання для автоматичного виявлення патологій (хрипів, крепітації, стридору).

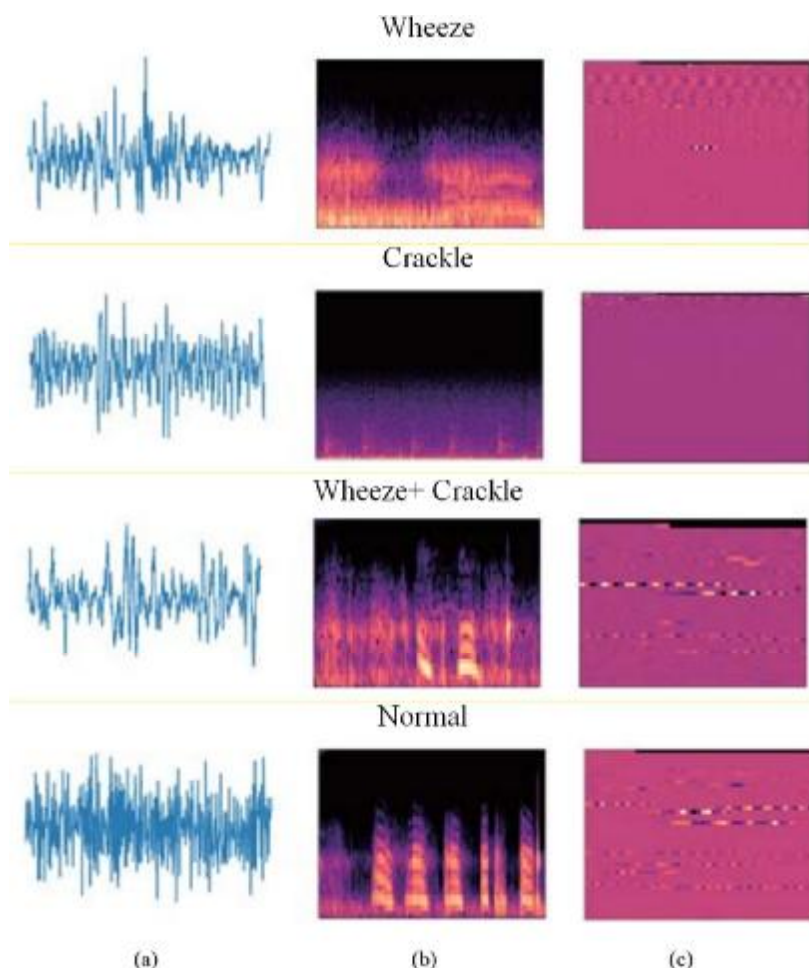


Рис. 1.2 Візуалізація виявлення патологій: (a) вихідний звуковий сигнал, (b) спектрограма, (c) вейвлет-згенерована спектрограма звуків легень.

Сучасні системи КАДШ використовують такі методи аналізу або комбінацію

декількох:

Спектральний аналіз дозволяє визначити домінуючі частоти. Зокрема, сухі хрипи (wheezes) візуалізуються на спектрограмі як неперервні горизонтальні лінії, що відповідає їх музикальному характеру, тоді як крепітація (crackles) виглядає як короткі вертикальні сплески енергії.

Аналіз фаз дихання (див рис.1.3) виконується за допомогою автоматичного розділення фаз вдиху та видиху. Комп'ютерні алгоритми аналізують амплітудну обвідну сигналу, що дозволяє локалізувати шуми в дихальному циклі, що є критичним для диференціальної діагностики (інспіраторні хрипи часто вказують на фіброз, а експіраторні — на астму).

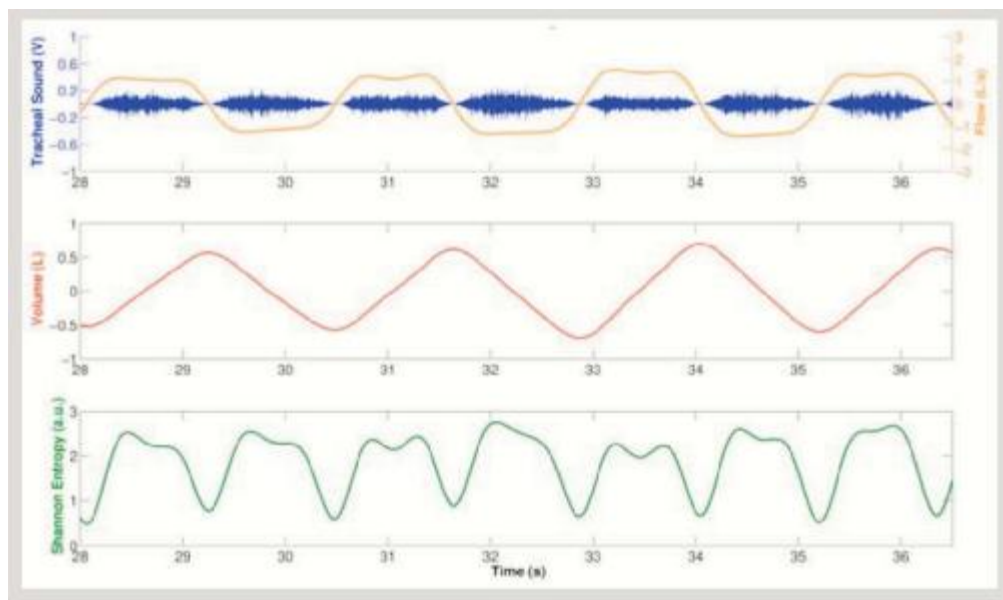


Рис. 1.3 Аналіз фаз дихання

Методи глибокого навчання базується на використанні згорткових нейронних мереж (CNN), що здійснило революцію в КАДШ. Нейромережі навчаються безпосередньо на зображеннях спектрограм, розпізнаючи складні патерни хвороб так само, як вони розпізнають обличчя на фото. Це дозволяє досягати точності класифікації понад 90-95% для таких захворювань, як пневмонія, ХОЗЛ та бронхіт.

Комп'ютерний аналіз дихальних шумів трансформує традиційну аускультацию в точну цифрову дисципліну та відкриває нові можливості для телемедицини та персоналізованого моніторингу. Поєднання сучасних методів цифрової обробки

сигналів з потужністю штучного інтелекту забезпечує високу точність діагностики, роблячи її доступною та швидкою, що є критично важливим для сучасної охорони здоров'я.

1.3. Огляд апаратних засобів аналізу дихання людини

Розвиток цифрових технологій призвів до появи широкого спектру систем, що дозволяють перетворити акустичну інформацію дихання на об'єктивні діагностичні дані. Ці системи класифікуються за функціональним призначенням, мобільністю та глибиною автоматизації аналізу — від складних стаціонарних комплексів до мобільних додатків для пацієнтів [6-10].

Професійні клінічні діагностичні системи призначені для глибокого аналізу дихання людини з детальним описом фізіологічних процесів що спостерігаються при обстеженні.

Найбільш потужними є багатоканальні системи, які використовують матриці датчиків для побудови акустичних карт легень. Одним із лідерів у цьому сегменті є система Stethographics, яка дозволяє не лише реєструвати звуки, а й візуалізувати їх у реальному часі за допомогою спектрограм. Такі комплекси здатні автоматично виявляти та кількісно оцінювати крепітацію та хрипи, розділяючи їх за фазами дихального циклу.

Іншим важливим представником є система Vibration Response Imaging. Хоча вона технічно реєструє вібрації, спричинені повітряним потоком, вона забезпечує динамічне зображення розподілу енергії звуку в легенях. Це дозволяє лікарям бачити зони зниженої вентиляції або обструкції, що раніше було можливо лише за допомогою рентгенографії або КТ, але без променевого навантаження.

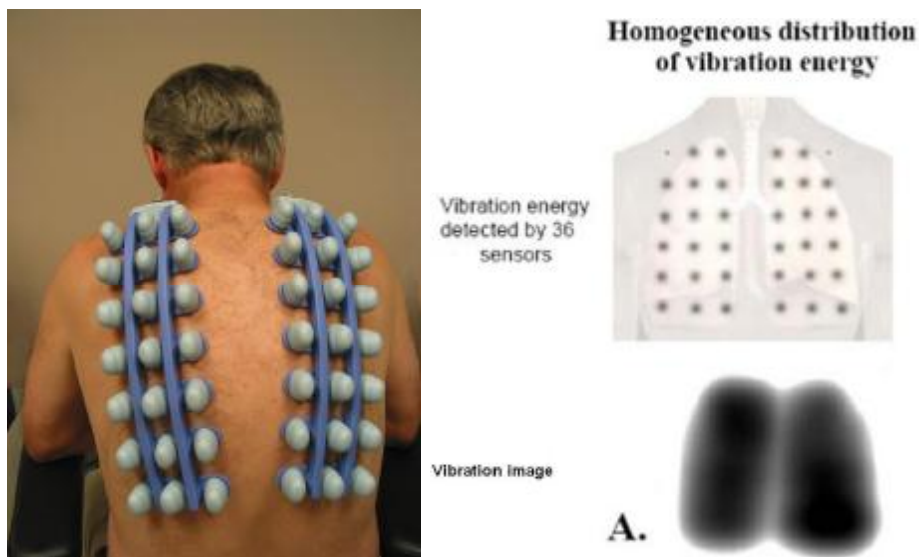


Рис. 1.4 Система Vibration Response Imaging та результати її аналізу

Цифрові та "розумні" стетоскопи це найбільш масовий сегмент систем, який інтегрує традиційну аускультацию з цифровою обробкою.

ЗМ Littmann Core пристрій що поєднує класичну акустику з електронним підсиленням та активним шумозаглушенням. Система підключається до мобільного додатка Еко, який використовує алгоритми штучного інтелекту для виявлення шумів серця та патологічних дихальних звуків.



Рис. 1.5 Цифровий стетоскоп ЗМ Littmann Core

Thinklabs One пристрій, який відомий своєю високою якістю звуку та можливістю підключення до будь-яких пристроїв запису, що робить його ідеальним інструментом для збору бази даних дихальних шумів для подальшого аналізу.



Рис. 1.6 Універсальний цифровий стетоскоп Thinklabs One

StethoMe спеціалізована система, орієнтована на педіатрію. Вона складається з бездротового електронного стетоскопа та додатка, який автоматично класифікує звуки (хрипи, свисти) у дітей, надаючи батькам рекомендації щодо необхідності візиту до лікаря.



Рис. 1.7 Побутовий цифровий стетоскоп StethoMe

Спеціалізовані системи моніторингу та телемедицини що призначені для пацієнтів з хронічними захворюваннями, такими як астма або ХОЗЛ, існують системи тривалого спостереження.

ADAMM (Automated Device for Asthma Monitoring and Management) це портативний переносний датчик, який пацієнт кріпить до грудної клітки. Система безперервно аналізує дихальні шуми, кашель та серцебиття протягом дня і ночі, виявляючи ранні ознаки нападу астми.



Рис. 1.8 Система тривалого моніторингу дихання ADAMM

ResApp Health унікальна програмна система, яка дозволяє проводити діагностику респіраторних захворювань (пневмонії, бронхіту) лише за звуком кашлю, записаного на звичайний смартфон. Вона використовує складні алгоритми машинного навчання для диференціації звукових сигналів без потреби в додатковому обладнанні.

Дослідницькі та відкриті програмні платформи є платформою для наукового аналізу, такі як CoughVID або спеціалізовані бібліотеки на мовах програмування Python та MATLAB. Вони дозволяють дослідникам застосовувати методи вейвлет-перетворення, аналізу вищих порядків спектра та глибокі нейронні мережі для створення власних моделей діагностики.

Сучасний ринок систем комп'ютерного аналізу дихальних шумів рухається в бік мініатюризації та автоматизації. Поєднання високочутливих датчиків із хмарними обчисленнями та штучним інтелектом дозволяє створювати екосистеми, де діагностика стає швидкою, об'єктивною та доступною не лише в умовах стаціонару, а й безпосередньо вдома у пацієнта.

1.4. Висновки до розділу 1.

Сучасна діагностика дихання рухається в бік мультимодальності, поєднуючи класичні фізіологічні вимірювання з високотехнологічним акустичним та хімічним

аналізом. Інтеграція штучного інтелекту та портативної електроніки дозволяє перенести ці методи з клінік безпосередньо до пацієнтів для постійного та точного моніторингу здоров'я.

Комп'ютерний аналіз дихальних шумів трансформує традиційну аускультацию в точну цифрову дисципліну та відкриває нові можливості для телемедицини та персоналізованого моніторингу. Поєднання сучасних методів цифрової обробки сигналів з потужністю штучного інтелекту забезпечує високу точність діагностики, роблячи її доступною та швидкою, що є критично важливим для сучасної охорони здоров'я.

Сучасний ринок систем комп'ютерного аналізу дихальних шумів рухається в бік мініатюризації та автоматизації. Поєднання високочутливих датчиків із хмарними обчисленнями та штучним інтелектом дозволяє створювати екосистеми, де діагностика стає швидкою, об'єктивною та доступною не лише в умовах стаціонару, а й безпосередньо вдома у пацієнта.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНІ МОДЕЛІ ТА МЕТОДИ АНАЛІЗУ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ

2.1. Формування дихальних звуків людини

Формування дихальних звуків є результатом складної взаємодії анатомічних структур дихальної системи та фізичних процесів руху повітря. Під час вдиху і видиху повітря проходить через носову порожнину, гортань, трахею, бронхи та бронхіоли до альвеол, і на кожному з цих рівнів виникають коливання, що формують акустичні явища (див рис.2.1). Основним джерелом дихальних звуків є турбулентний рух повітря, який з'являється в місцях звуження або розгалуження дихальних шляхів, а також у зонах зміни швидкості потоку. Стінки трахеї та бронхів, маючи еластичні властивості, починають коливатися під дією повітряного струменя, що додатково підсилює звук. У периферичних відділах легень, зокрема в альвеолах, рух повітря є більш ламінарним, тому звуки тут тихіші і мають м'який, шумоподібний характер. Сформовані звукові хвилі поширюються через легеневу тканину, плевру, грудну клітку та м'які тканини до поверхні тіла, де вони можуть бути сприйняті вухом або зареєстровані стетоскопом чи електронними системами. Характер дихальних звуків залежить від швидкості повітряного потоку, глибини дихання, прохідності дихальних шляхів і фізичних властивостей тканин.

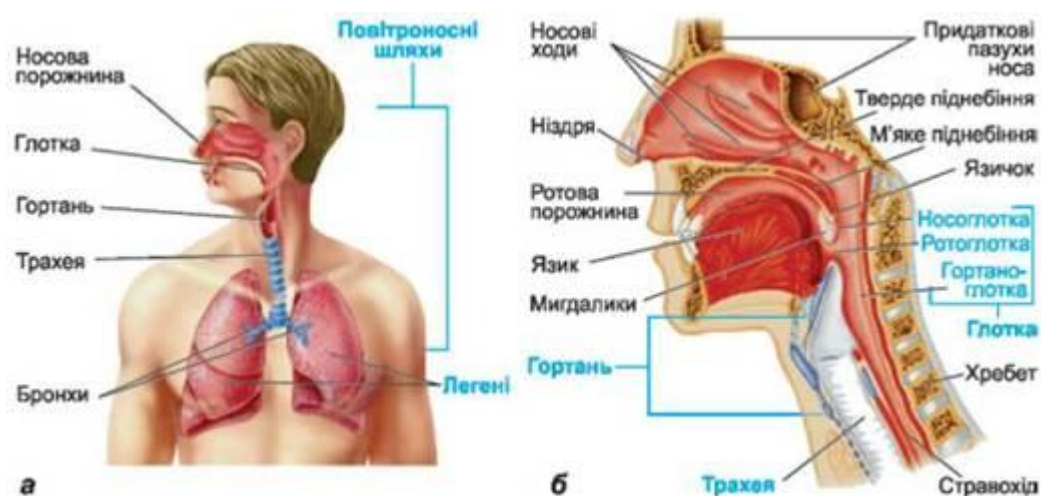


Рис. 2.1 Будова дихального апарату людини

За наявності патологічних змін, таких як звуження бронхів, накопичення секрету або ущільнення легеневої тканини, умови поширення повітря і коливань змінюються, що призводить до появи додаткових або змінених дихальних шумів.

2.2. Математичні моделі дихальних звуків людини

Математичне моделювання дихальних (респіраторних) звуків є міждисциплінарною галуззю, що поєднує фізіологію дихання, акустику та цифрову обробку сигналів. Дихальні звуки є складними нестаціонарними сигналами, природа яких залежить від швидкості повітряного потоку, геометрії дихальних шляхів та властивостей легеневої тканини.

1. Моделі на основі аналізу часових рядів (AR/ARMA)

Одним із класичних підходів є представлення нормального дихального звуку як стаціонарного випадкового процесу на коротких проміжках часу (20–50 мс). Найбільш поширеними є авторегресійні (AR) моделі.

Математично AR-модель порядку p записується як:

$$x(n) = \sum_{i=1}^p a_i x(n-i) + e(n) \quad (2.1)$$

де $x(n)$ — поточне значення амплітуди звуку; a_i — коефіцієнти авторегресії, що характеризують резонансні властивості дихальних шляхів; $e(n)$ — білий шум (помилка передбачення або джерело збудження).

Ці моделі дозволяють отримати гладкі оцінки енергетичного спектра та виділити ознаки для автоматичної класифікації станів легень.

2. Моделювання патологічних звуків

Патологічні звуки, такі як хрипи та крепітація, вимагають специфічних моделей через свою переривчасту або тональну природу.

Хрипи — це патологічні дихальні шуми в легенях, що виникають через порушення руху повітря та поділяються на сухі (свист, дзижчання, від спазму

бронхів або мокротиння) та вологі (булькання, тріск, від рідини в альвеолах чи бронхах, як при пневмонії чи серцевій недостатності). Їх поява вказує на серйозні проблеми, як-от астма, ХОЗЛ, бронхіт, пневмонія, серцева недостатність, і вимагає негайної консультації лікаря для точної діагностики та лікування, оскільки це симптом різних захворювань, а не самостійний діагноз. Хрипи моделюються як вузькосмугові сигнали (синусоїди з часовою зміною частоти). Модель має вигляд:

$$s(t) = A(t) \cdot \sin(2\pi \int f(t)dt + \phi) \quad (2.2)$$

де $A(t)$ — амплітудна обвідна, а $f(t)$ — миттєва частота, яка зазвичай лежить у межах від 100 до 2000 Гц.

Крепітація — це короткі вибухові звуки. Тобто крепітація це характерний тріскучий шум, схожий на звук розривання волосини або розсипання солі, який чути при аускультатії (прослуховуванні стетоскопом) легень, що вказує на патологію, найчастіше рідину в альвеолах (при пневмонії, серцевій недостатності), або розкриття спавшихся альвеол і бронхіол при фізіологічній крепітації (після тривалого лежання). Вона виникає через тертя стінок альвеол, що злипаються, під час вдиху. Найвідомішою моделлю для них є *expanded Gaussian source (EGS)* або затухаючі коливання:

$$c(t) = A \cdot t^k \cdot e^{-t/T} \cdot \cos(2\pi f_0 t) \quad (2.3)$$

Ця функція дозволяє описати різкий початок та поступове затухання звуку при відкритті спалих альвеол.

3. Частотно-часові моделі (вейвлет-аналіз)

Оскільки дихальні звуки нестационарні, класичне перетворення Фур'є часто поступається вейвлет-перетворенню (WT). Математична модель у цьому випадку базується на розкладанні сигналу за набором базисних функцій:

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi^* \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (2.4)$$

Це дозволяє аналізувати звук одночасно у часовій та частотній областях, що критично важливо для виявлення короточасних артефактів та фаз дихального циклу.

4. Гідродинамічні моделі

Ці моделі пов'язують акустичні параметри з фізикою руху повітря. Основна залежність описує зв'язок між середньоквадратичним значенням амплітуди звуку P_{rms} та швидкістю потоку V :

$$P_{rms} = k \cdot V^n$$

де k — константа, що залежить від щільності повітря та геометрії бронхів; n — показник степеня, який зазвичай становить приблизно 2 для трахеальних звуків, що свідчить про турбулентну природу генерації звуку.

5. Сучасні нейромережеві моделі

Останнім часом фізичне моделювання доповнюється "чорними скриньками" на основі глибокого навчання (CNN, RNN). Сигнал перетворюється на мел-спектрограму (MFCC — Mel-frequency cepstral coefficients), яка математично моделює сприйняття звуку людським вухом:

$$Mel(f) = 2595 \cdot \log_{10}(1 + f/700) \quad (2.5)$$

Ці коефіцієнти стають векторами ознак для моделей, що здатні розрізняти астму, пневмонію та ХОЗЛ з високою точністю.

Існуючі математичні моделі дихального звуку — це симбіоз статистичного аналізу, фізики турбулентних потоків та алгоритмів машинного навчання.

Використання цих моделей дозволяє створювати "розумні" цифрові стетоскопи та системи дистанційного моніторингу пацієнтів.

2.3. Методи комп'ютерного аналізу дихальних шумів

Комп'ютерний аналіз дихальних шумів базується на поєднанні методів цифрової обробки сигналів, статистичного аналізу та машинного навчання і спрямований на об'єктивне виявлення, класифікацію та інтерпретацію акустичних ознак дихання. Першим етапом зазвичай є попередня обробка сигналу, яка включає фільтрацію для видалення низькочастотних артефактів руху та високочастотних шумів, нормалізацію амплітуди та сегментацію сигналу на фази вдиху і видиху. Далі застосовуються спектральні методи аналізу, зокрема швидке перетворення Фур'є, спектрограми та оцінка спектральної щільності потужності, що дозволяє дослідити частотний склад дихальних шумів і виявити характерні піки, пов'язані з патологічними процесами. Для кращого відображення нестационарних властивостей сигналу використовуються часово-частотні методи, такі як вейвлет-перетворення, які дають змогу аналізувати короткочасні події, наприклад хрипи або крепітацію. Важливу роль відіграє виділення ознак, де з акустичного сигналу обчислюються параметри, що описують його енергію, спектральний нахил, ентропію, коефіцієнти мел-частотного кепстрального аналізу та інші інформативні характеристики. Отримані ознаки піддаються статистичному аналізу або подаються на вхід алгоритмів машинного навчання, таких як метод опорних векторів, випадкові ліси чи нейронні мережі, для автоматичної класифікації дихальних шумів і розпізнавання патологій. У більш складних системах застосовуються глибокі нейронні мережі, які працюють безпосередньо зі спектрограмами та здатні самостійно формувати ознаки. Доповненням до цього є методи просторового аналізу, що використовують дані з кількох мікрофонів для оцінки локалізації джерел звуку та асиметрії вентиляції легень. Сукупність цих методів дозволяє створювати інтелектуальні системи комп'ютерного аналізу дихальних шумів, які підвищують об'єктивність діагностики

та можуть бути використані як у клінічній практиці, так і в телемедицині та наукових дослідженнях.

Комп'ютерний аналіз дозволяє об'єктивізувати дані, які раніше залежали виключно від досвіду лікаря. Нижче наведено поглиблений опис кожного етапу обробки сигналу.

1. Попередня обробка та очищення сигналу

Перед аналізом необхідно виділити "корисний" сигнал із суміші шумів навколишнього середовища та внутрішніх звуків організму. Для цього використовується:

Цифрова фільтрація за допомогою фільтрів високих частот відсікає частоти нижче 60-100 Гц, щоб прибрати артефакти руху пацієнта та м'язові шуми. Фільтрація за допомогою фільтрів низьких частот відсікає частоти вище 2000-3000 Гц, де корисний сигнал дихання зазвичай зникає, а залишається лише шум електроніки.

Видалення шумів серця, цей звук значно потужніший за дихання і перекриває діапазон 20-150 Гц. Використовується адаптивна фільтрація на основі фільтра Калмана або алгоритми аналізу незалежних компонент (ICA), які розділяють звукову суміш на два окремі джерела.

Нормалізація це процес вирівнювання амплітуди запису, щоб забезпечити коректну роботу класифікаторів незалежно від того, наскільки гучно пацієнт дихав.

2. Аналіз у часовій області, тобто це вивчення звукової хвилі як функції часу $f(t)$.

Аналіз огинаючої використовується для точного визначення меж вдиху та видиху (див рис.2.2). Це важливо для розрахунку співвідношення фаз дихання (подовжений видих при астмі).

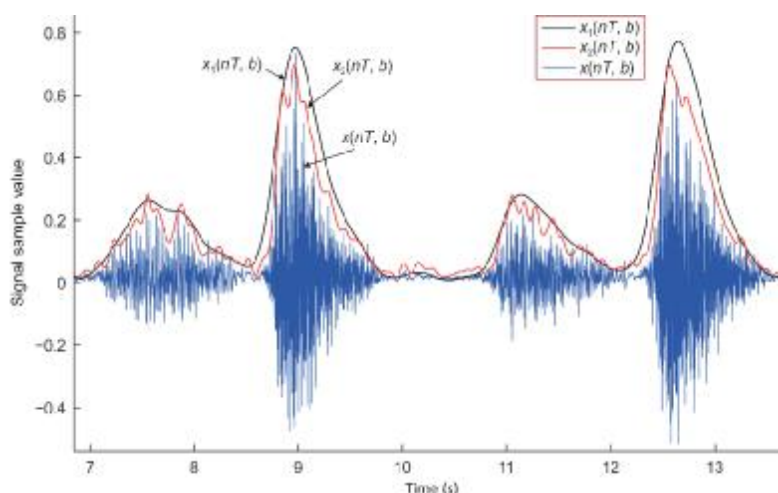


Рис. 2.2 Аналіз огинаючої дихальних звуків

Підрахунок кількості разів, коли сигнал проходить через нуль (Zero Crossing Rate). Високий ZCR вказує на наявність високочастотного шуму (свисту), низький — на низькочастотні везикулярні звуки.

Розрахунок енергії сигналу або середньоквадратичної потужності допомагає виявити "зони тиші" (апноє або зони поганої вентиляції легень).

3. Частотний аналіз (спектральні методи) це переведення сигналу з часової області у частотну за допомогою перетворення Фур'є.

Спектральна щільність потужності показує розподіл енергії по частотах. У здорових легенях енергія зосереджена в низьких частотах. При патологіях з'являються характерні "піки" на високих частотах.

Спектрограма це 2D-зображення, де по одній осі час, по іншій частота, а яскравість відображає інтенсивність. Це основний інструмент для візуальної та автоматичної детекції хрипів.

Кепстральний аналіз це виділення ознак, що базуються на нелінійному сприйнятті звуку людським вухом (шкала Мелів). Кепстральний аналіз дозволяє стиснути дані сигналу до 13-20 коефіцієнтів, які найкраще описують форму дихальних шляхів.

4. Часо-частотний аналіз (вейвлет-обробка) пов'язаний з тим що традиційний Фур'є-аналіз має проблему, він не може одночасно дати точний час і точну частоту. Вейвлети вирішують це.

Дискретне вейвлет-перетворення це розкладання сигналу на рівні деталізації. Дозволяє відокремити короточасні транзйентні звуки (дрібнопухирчасті хрипи) від постійного фонового шуму.

Безперервне вейвлет-перетворення створює "скалограми", на яких патологічні звуки (крепітація при фіброзі) виглядають як чіткі вертикальні лінії, що дозволяє автоматично підраховувати їхню кількість.

5. Методи детекції патологічних звуків, що використовують алгоритми, налаштовані на специфічні фізичні характеристики шумів:

Сухі хрипи, які алгоритми шукають як "тональні компоненти" — частотні піки, що існують тривалий час (понад 100 мс) і мають високу енергію порівняно з фоном.

Крепітація виявляється за результатами аналізу форми хвилі. Тріск — це різкий сплеск з подальшим затуханням. Метод Teager Energy Operator дозволяє миттєво виявляти такі енергетичні сплески на фоні спокійного дихання.

6. Класифікація за допомогою штучного інтелекту коли система виносить діагноз.

Convolutional Neural Networks це найефективніший метод на сьогодні. Спектрограму розглядають як картинку. Нейромережа навчається бачити на цій картинці специфічні патерни, характерні для COVID-19, пневмонії або ХОЗЛ.

Recurrent Neural Networks ці мережі "пам'ятають" попередні фази вдиху, а оскільки дихання — це процес тривалий і періодичний у часі, це допомагає відрізнити випадковий шум у кімнаті від циклічного хрипу пацієнта.

Існуючі методи комп'ютерного аналізу дихальних шумів будують на відповідних моделях і дозволяють оцінити функціонування дихальної системи людини та виявити патології. Одночасне використання кількох моделей і методів використовують для зменшення кількості хибнопозитивних результатів.

2.4. Методи цифрової фільтрації дихальних звуків

2.4.1 Проектування смугового фільтра для дихальних звуків.

Смуговий фільтр пропускає частоти в межах визначеного діапазону $[f_{\text{low}}, f_{\text{high}}]$ і пригнічує все, що знаходиться поза ними.

1. Вибір специфікацій

Для аускультатії легень обираємо наступні критичні точки:

Нижня частота зрізу (f_{low}) 80 Гц. Це компроміс коли відсікаємо основний тон серця (20-150 Гц), але зберігаємо початок спектру везикулярного дихання.

Верхня частота зрізу (f_{high}) 2000 Гц. Вище цієї межі корисна інформація (крепітація або свисти) зазвичай затухає, поступаючись місцем білому шуму електроніки.

Частота дискретизації (f_s) зазвичай 4000 Гц або 8000 Гц.

2. Математична модель фільтра Баттерворта

Використовуємо фільтр Баттерворта, тому що він має максимально плоску амплітудну характеристику (Passband Ripple = 0). Це важливо, щоб не спотворювати відносну гучність різних типів хрипів.

Фільтр описується передавальною функцією з коефіцієнтами b (чисельник) та a (знаменник):

$$H(z) = \frac{b_0 + b_1 z^{-1} + \dots + b_n z^{-n}}{1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_n z^{-n}} \quad (2.6)$$

3. Кроки побудови

Нормалізація частот коли частоти зрізу конвертуються у відносні одиниці (від 0 до 1, де 1 — це частота Найквіста $f_s/2$).

$$W_n = [f_{\text{low}}/(f_s/2), f_{\text{high}}/(f_s/2)] \quad (2.7)$$

Розрахунок порядку (n) для дихальних звуків оптимальним є порядок 4 або 6. Вищий порядок дає крутіший спад, але може спричинити нестабільність (дзвін) на перехідних процесах.

Використовується метод "forward-backward" (подвійна фільтрація), тобто Zero-phase Filtering, щоб результуючий фазовий зсув дорівнював нулю. Це дозволяє зберегти часові співвідношення між вдихом та видихом.

4. Графічне представлення (АЧХ)

Спад амплітуди за межами 80-2000 Гц має становити не менше -24 дБ на октаву для 4-го порядку.

За цим алгоритмом спроектовано смуговий фільтр Баттерворта АЧХ і ФЧХ, якого змодельовано в Matlab, рис.2.3.

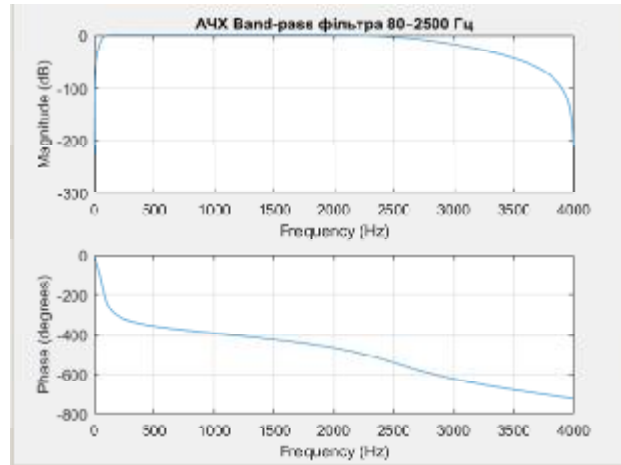


Рис. 2.3 АЧХ і ФЧХ смуговий фільтр Баттерворта

Відфільтрований сигнал дихальних шумів очищено від низькочастотних і високочастотних шумів.

2.4.2 Проектування фільтра Калмана для аналізу дихання.

Фільтр Калмана — це рекурсивний алгоритм, який оцінює стан динамічної системи на основі серії зашумлених вимірювань.

1. Стан системи (State Space)

Для обробки аудіосигналу можемо розглядати миттєву амплітуду або параметри авторегресійної моделі. Найпростіша модель для очищення сигналу:

Рівняння стану:

$$x_k = Ax_{k-1} + w_k \quad (2.8)$$

де x — чистий сигнал

Рівняння спостереження:

$$z_k = Hx_k + v_k \quad (2.9)$$

де z — сигнал з мікрофона

w_k — шум процесу (Q).

v_k — шум вимірювання (R).

2. Параметри фільтра для дихальних звуків

A (Transition matrix) зазвичай дорівнює 1 для стаціонарного сигналу.

H (Observation matrix) дорівнює 1, оскільки вимірюємо амплітуду безпосередньо.

Q (Process variance) наскільки швидко може змінюватися "справжній" звук. Для дихання це значення має бути малим (10^{-5}), щоб згладжувати різкі стрибки шуму.

R (Measurement variance) декларована дисперсія шуму мікрофона. Визначається експериментально під час тиші.

3. Алгоритм роботи

Передбачити наступний стан на основі попереднього. Із наступною корекцією, тобто порівняти прогноз із реальним значенням з мікрофона та оновити оцінку з певним коефіцієнтом (Kalman Gain).

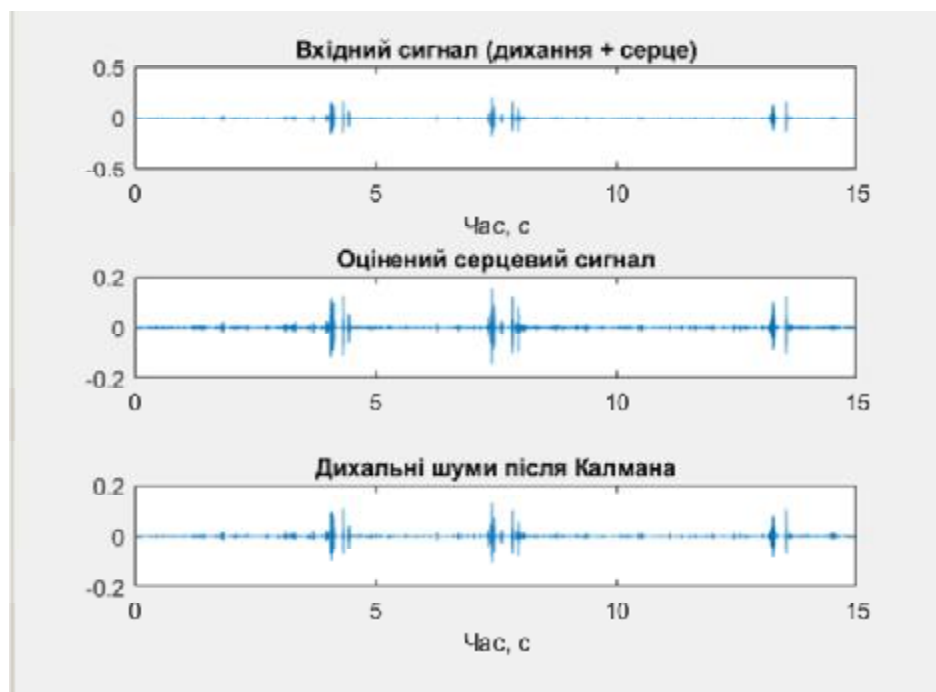


Рис. 2.4 Результат роботи фільтра Калмана по фільтрації дихальних шумів.

Спроектовані смуговий фільтр Баттерворта та фільтр Калмана підтвердили свою ефективність при фільтрації шумів і артефактів при моделюванні в Matlab і будуть використані в комп'ютерній системі для попередньої фільтрації дихальних звуків.

2.5. Висновки до розділу 2

Сформовані звукові хвилі поширюються через легеневу тканину, плевру, грудну клітку та м'які тканини до поверхні тіла, де вони можуть бути сприйняті вухом або зареєстровані стетоскопом чи електронними системами.

Характер дихальних звуків залежить від швидкості повітряного потоку, глибини дихання, прохідності дихальних шляхів і фізичних властивостей тканин. За наявності патологічних змін, таких як звуження бронхів, накопичення секрету або ущільнення легеневої тканини, умови поширення повітря і коливань змінюються, що призводить до появи додаткових або змінених дихальних шумів.

Існуючі математичні моделі дихального звуку — це симбіоз статистичного аналізу, фізики турбулентних потоків та алгоритмів машинного навчання. Використання цих моделей дозволяє створювати "розумні" цифрові стетоскопи та системи дистанційного моніторингу пацієнтів.

Існуючі методи комп'ютерного аналізу дихальних шумів будують на відповідних моделях і дозволяють оцінити функціонування дихальної системи людини та виявити патології. Одночасне використання кількох моделей і методів використовують для зменшення кількості хибнопозитивних результатів.

Спроектовані смуговий фільтр Баттерворта та фільтр Калмана підтвердили свою ефективність при фільтрації шумів і артефактів при моделюванні в Matlab і будуть використані в комп'ютерній системі для попередньої фільтрації дихальних звуків.

РОЗДІЛ 3

ПОБУДОВА ТА ТЕСТУВАННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ АНАЛІЗУ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ

3.1. Побудова структури комп'ютерної системи аналізу дихання людини

Схема електрична структурна комп'ютерної системи аналізу дихання людини будується на базі моделей дихальних звуків і методів їх цифрового опрацювання (див. рис.3.1).

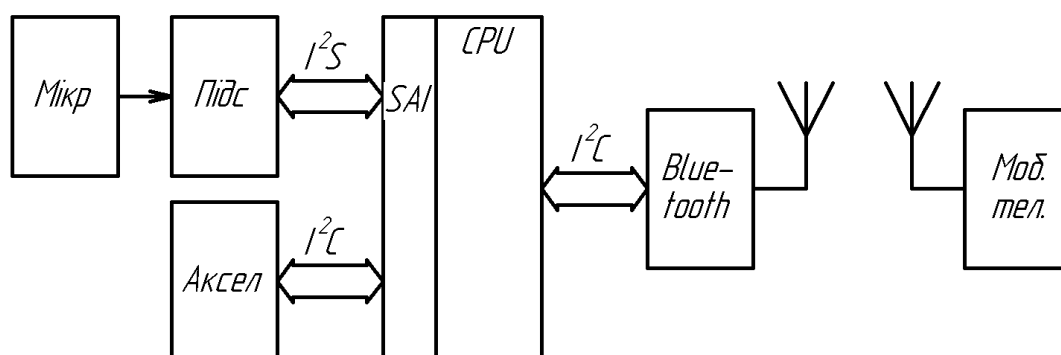


Рис. 3.1 Схема електрична структурна комп'ютерної системи аналізу дихання людини

Комп'ютерна система аналізу дихання людини будується на базі мікроконтролера до якого приєднані мікрофон з підсилювачем мініатюрного розміру що виготовлені за MEMS технологією, їх розміщують на грудях пацієнта і передача даних відбувається по шині I²S що захищає від появи шумів на лінії зв'язку по шляху до мікроконтролера. Також на грудях пацієнта розміщується акселерометр який фіксує рух грудної клітки при диханні людини, ці дані використовуються жаль для сегментації сигналу дихання на вдих і видих.

Мікроконтролер виконує функцію отримання і попередньої підготовки сигналу (фільтрація від завад і артефактів) і наступної підготовки для передачі даних на мобільний телефон через Bluetooth модуль.

Розроблена структура комп'ютерної системи аналізу дихання людини містить

мінімальну кількість модулів і відповідно компонент, що дозволяє створити мікромініатюрний пристрій, що буде зручно використовувати для лікаря під час обстеження пацієнта.

3.2. Обґрунтування апаратної платформи для побудови комп'ютерної системи

3.2.1 Обґрунтування вибору мікроконтролера.

Ключові апаратні вимоги до мікроконтролера для побудови комп'ютерної системи аналізу дихання людини.

Наявність DSP розширення (Digital Signal Processing Instructions). Це спеціальний набір інструкцій у ядрі процесора, який дозволяє виконувати типові для DSP операції (наприклад, "множення з накопиченням" - MAC) за один такт. Для FFT, де таких операцій тисячі, це прискорює обчислення в рази.

Апаратна підтримка FPU (Floating-Point Unit). Це апаратний блок для операцій з числами з плаваючою комою. Обчислення FFT часто проводяться саме в такому форматі. Наявність FPU дозволяє уникнути повільної програмної емуляції і є критично важливою для продуктивності.

Висока тактова частота, оскільки чим швидше працює ядро, тим більше обчислень воно може виконати в реальному часі. Це дозволяє аналізувати ширший спектр частот або використовувати більші "вікна".

Достатній обсяг SRAM (статичної оперативної пам'яті): Для FFT потрібно зберігати вхідний масив даних, масив коефіцієнтів віконної функції та вихідний масив комплексних чисел. Це потребує значного обсягу швидкої пам'яті.

Наявність прямого доступу до пам'яті DMA (Direct Memory Access). Контролер прямого доступу до пам'яті, який може переміщати дані з АЦП (від мікрофона) в пам'ять без участі процесора. Це звільняє ядро для виконання основних обчислень.

Підтримка роботи периферією, тобто швидкий та точний аналого-цифровий перетворювач для оцифровки сигналу з аналогового мікрофона. Та підтримка протоколу I²S (Inter-IC Sound). Це інтерфейс для прямого підключення цифрових

MEMS-мікрофонів, які одразу видають цифровий сигнал високої якості.

Вибір мікроконтролера STM32F769 (див. рис.3.2) для комп'ютерного аналізу дихальних шумів є надзвичайно вдалим рішенням завдяки поєднанню високої обчислювальної потужності ядра ARM Cortex-M7 та розвиненої периферії для роботи з аналоговими сигналами.

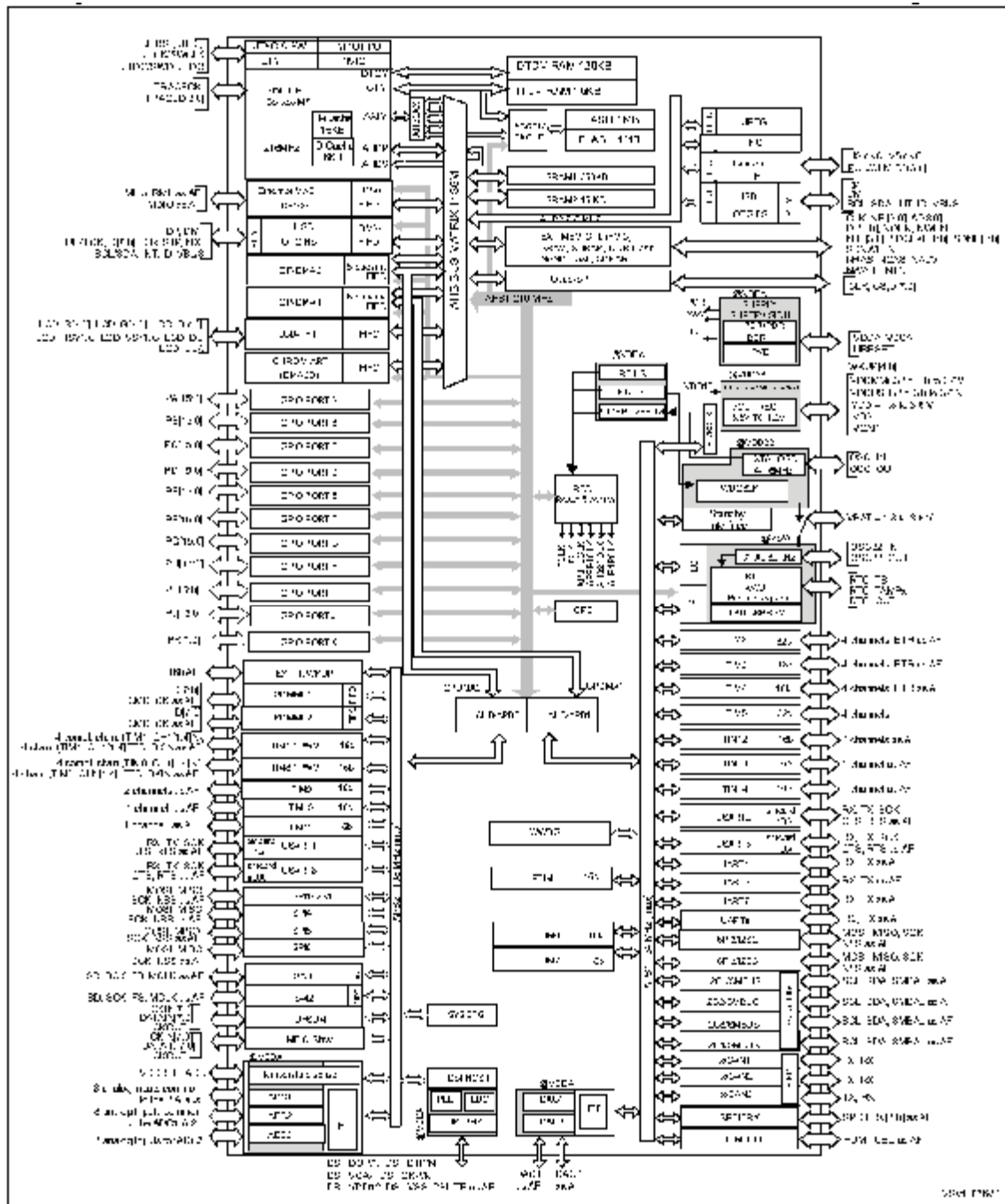


Рис. 3.2 Мікроархітектура мікроконтролера STM32F769

Ядро Cortex-M7, що працює на частотах до 216 МГц, має вбудований блок

обчислень із плаваючою комою подвійної точності (FPU) та підтримку інструкцій DSP (цифрової обробки сигналів), що є критично важливим для виконання швидкого перетворення Фур'є (FFT), вейвлет-аналізу та цифрової фільтрації в реальному часі без затримок, характерних для менш потужних систем. Наявність великого об'єму оперативної пам'яті (512 КБ SRAM) та підтримка кеш-пам'яті першого рівня (L1 cache) для інструкцій та даних дозволяє ефективно маніпулювати великими масивами аудіоданих, які виникають під час безперервного моніторингу респіраторних циклів.

Особливу цінність для медичних застосувань становить високоякісна підсистема збору даних: STM32F769 оснащений швидкісними 12-бітними АЦП, а також інтерфейсами DFSDM (Digital Filter for Sigma-Delta Modulators), які дозволяють підключати цифрові MEMS-мікрофони напряму, забезпечуючи високе співвідношення сигнал/шум та стійкість до електромагнітних завад. Наявність вбудованого графічного прискорювача Chrom-ART та інтерфейсу MIPI-DSI дозволяє створювати портативні діагностичні пристрої з візуалізацією спектрограм або амплітудних графіків безпосередньо на кольоровому дисплеї, не перевантажуючи при цьому основне процесорне ядро. Крім того, низьке енергоспоживання у порівнянні з повноцінними мікропроцесорами робить цей контролер ідеальним серцем для автономних смарт-стетоскопів, здатних проводити первинний аналіз патологічних шумів (хрипів, крепітації) за допомогою вбудованих алгоритмів машинного навчання, таких як TensorFlow Lite for Microcontrollers.

3.2.2 Обґрунтування вибору MEMS-мікрофона.

Модуль датчика MEMS-мікрофона для ESP32 є компактним електронним вузлом, призначеним для високоякісного перетворення акустичних коливань у цифровий або аналоговий сигнал з подальшою обробкою мікроконтролером. В основі такого модуля лежить MEMS-мікрофон, виготовлений за мікроелектромеханічною технологією, який поєднує мікроскопічну рухома мембрану та інтегровану електроніку підсилення і фільтрації на одному кристалі. Звукові хвилі, потрапляючи на мембрану, викликають її коливання, що перетворюються у зміну електричних параметрів, а потім у сигнал, придатний для

обробки. Для роботи з ESP32 такі модулі зазвичай використовують цифровий інтерфейс I2S або, рідше, аналоговий вихід, що забезпечує сумісність з вбудованими периферійними блоками мікроконтролера та мінімізує вплив шумів. ESP32 приймає дані з MEMS-мікрофона, виконує їх оцифрування, синхронізацію та подальшу програмну обробку, таку як фільтрація, аналіз спектра або виявлення характерних акустичних подій.

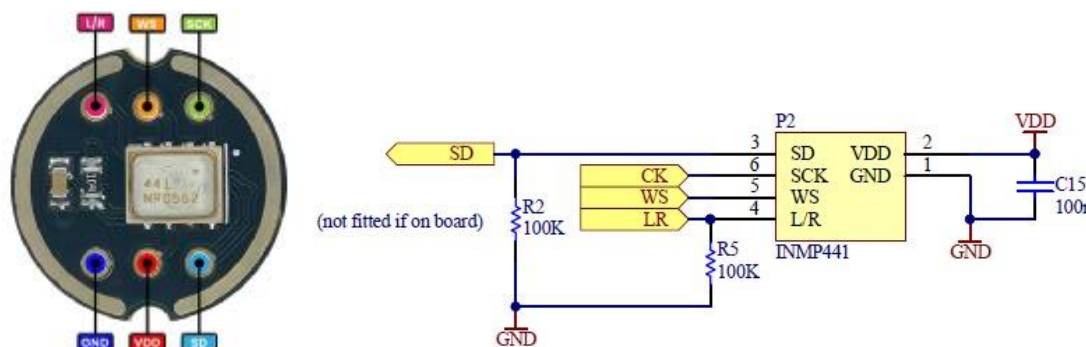


Рис. 3.3 MEMS-мікрофон та схема його включення

Завдяки малим розмірам, низькому енергоспоживанню та стабільним параметрам MEMS-мікрофонні модулі широко застосовуються у системах голосового керування, акустичного моніторингу, медичних та освітніх пристроях, а також у вбудованих системах збору даних. У поєднанні з ESP32, який має достатню обчислювальну потужність і бездротові інтерфейси, такий модуль дозволяє створювати компактні автономні рішення для реєстрації, аналізу та передачі звукової інформації в реальному часі.

3.2.3 Обґрунтування вибору акселерометра.

MMA8451 і ADXL326 є акселерометрами, однак вони належать до різних поколінь і мають відмінні принципи взаємодії з електронними системами, що суттєво впливає на їх застосування. MMA8451 є цифровим тривісним MEMS-акселерометром з інтерфейсом I2C, який безпосередньо передає виміряні значення прискорення у цифровому вигляді, зменшуючи вплив шумів і спрощуючи підключення до мікроконтролерів. Він підтримує кілька діапазонів вимірювання, має вбудовані функції обробки, такі як виявлення орієнтації, удару або вільного

падіння, а також відзначається низьким енергоспоживанням, що робить його придатним для портативних і батарейних пристроїв. ADXL326, у свою чергу, є аналоговим тривісним акселерометром, виходи якого формують безперервну напругу, пропорційну прискоренню по кожній осі, тому для його використання потрібні аналогово-цифрові перетворювачі та додаткові схеми фільтрації. Він розрахований на вимірювання значно більших прискорень і має ширший динамічний діапазон, що робить його більш придатним для систем, пов'язаних з вібраціями, ударами або рухом з високими перевантаженнями.

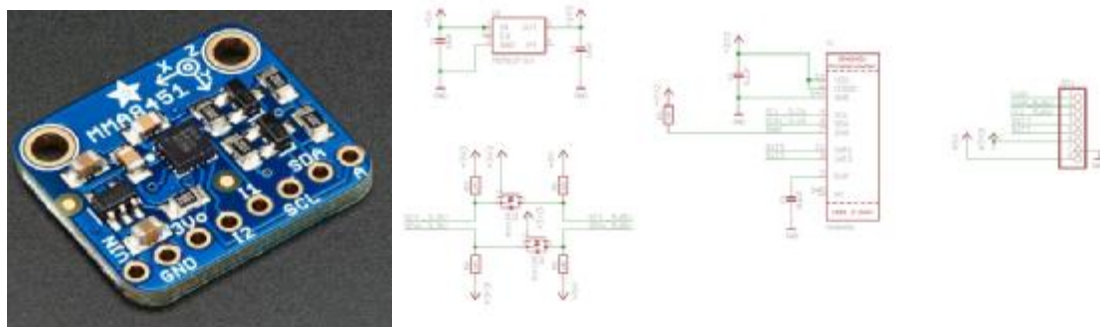


Рис. 3.4 Акселерометр MMA8451 та схема його включення

Таким чином, MMA8451 краще підходить для точних вимірювань положення, орієнтації та малих прискорень у компактних і енергоефективних системах, тоді як ADXL326 доцільно використовувати там, де потрібна реєстрація швидких і потужних механічних впливів, навіть ціною складнішої аналогової обробки сигналу.

3.2.4 Обґрунтування вибору модуля Bluetooth.

Модуль Bluetooth 4.0 на базі CC2541, відомий як HM-10, є компактным бездротовим пристроєм, призначеним для реалізації енергоефективного зв'язку за стандартом Bluetooth Low Energy між мікроконтролерами та зовнішніми електронними системами. В його основі використовується мікросхема CC2541, яка поєднує радіотракт, 8051-сумісний мікроконтролер та вбудований стек протоколів Bluetooth, що забезпечує стабільну роботу та зменшує потребу у зовнішніх компонентах. HM-10 зазвичай підключається до керуючого пристрою через інтерфейс UART, що дозволяє легко інтегрувати його з різними платформами розробки та вбудованими системами. Модуль підтримує конфігурацію за

допомогою AT-команд, завдяки яким можна налаштовувати параметри з'єднання, швидкість обміну даними, ім'я пристрою та режими роботи.



Рис. 3.5 Модуль Bluetooth 4.0 на базі CC2541

Важливою особливістю НМ-10 є низьке енергоспоживання, що робить його придатним для автономних і батарейних пристроїв, а також невеликі габарити, які дозволяють використовувати його у компактних конструкціях. У практичних застосуваннях модуль Bluetooth 4.0 на CC2541 широко використовується у системах збору та передачі даних, носимій електроніці, медичних і навчальних проєктах, де необхідні надійний бездротовий зв'язок, простота налаштування та сумісність із сучасними мобільними пристроями.

3.3. Побудова алгоритму роботи комп'ютерної системи аналізу дихання людини

На початковому етапі після подачі живлення мікроконтролер STM32F769 виконує ініціалізацію апаратних ресурсів, включаючи налаштування системної тактової частоти, контролерів пам'яті та переривань. Далі ініціалізується периферія: інтерфейс SAI конфігурується для приймання цифрового аудіосигналу з MEMS-мікрофона з заданою частотою дискретизації та розрядністю, інтерфейс I2C1 — для обміну даними з акселерометром MMA8451, а інтерфейс I2C2 — для зв'язку з модулем Bluetooth 4.0 на базі CC2541. Після цього модуль Bluetooth переводиться в робочий режим та встановлюється готовність до передавання даних на мобільний пристрій (див.рис. 3.6).

У робочому режимі система здійснює безперервний збір даних з MEMS-

мікрофона через шину SAI. Аудіосигнал надходить до мікроконтролера у вигляді цифрового потоку та зберігається у буфері пам'яті за допомогою механізмів DMA, що зменшує навантаження на центральне ядро. Паралельно з цим з акселерометра MMA8451 через інтерфейс I2C зчитуються значення прискорень по трьох осях, які використовуються для контролю рухів грудної клітки та виявлення артефактів, пов'язаних із зміною положення тіла пацієнта.

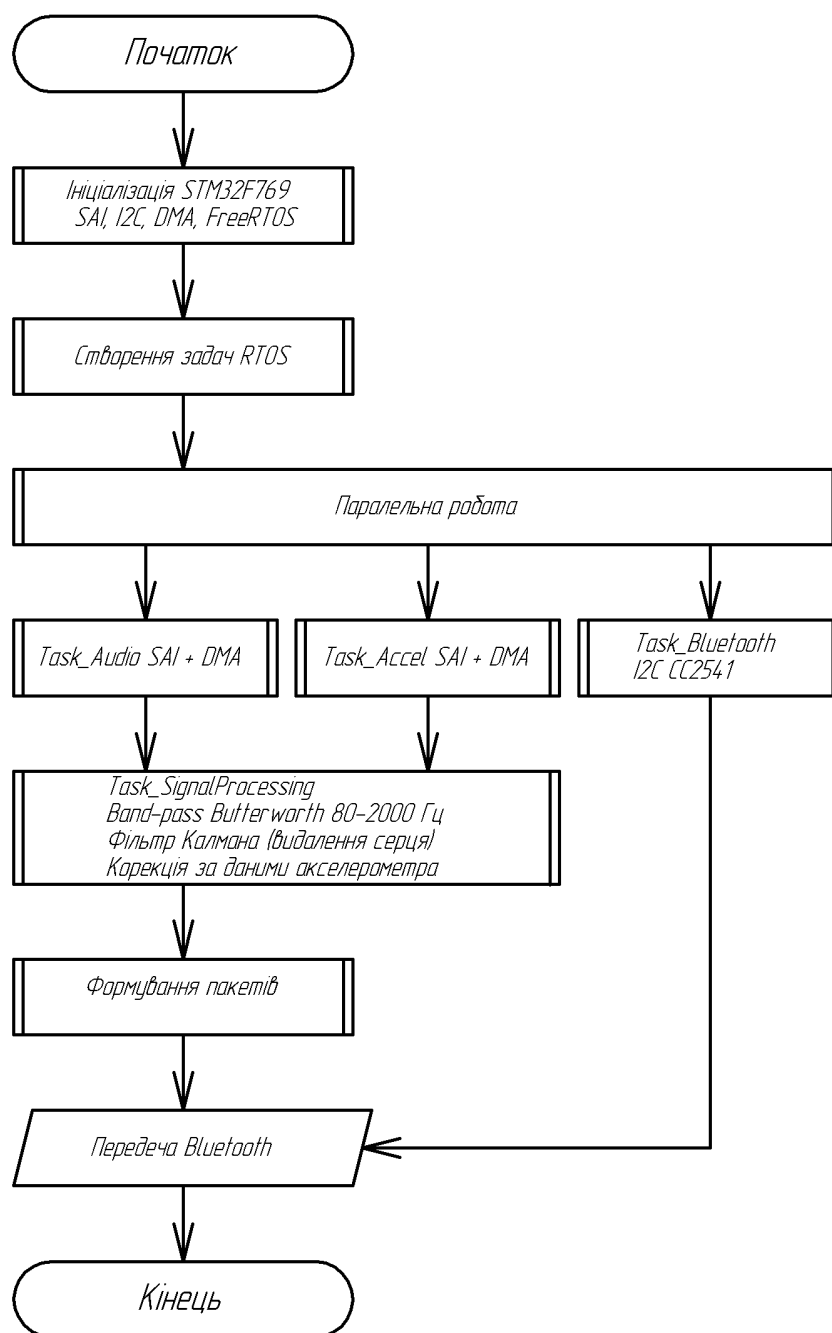


Рис. 3.6 Блок схема алгоритму роботи комп'ютерної системи аналізу дихання людини

Після накопичення необхідного обсягу аудіоданих виконується етап цифрової обробки сигналу. Спочатку до сигналу з MEMS-мікрофона застосовується смуговий фільтр Баттерворта четвертого порядку з нижньою частотою зрізу 80 Гц та верхньою частотою зрізу 2000 Гц. На цьому етапі пригнічуються низькочастотні артефакти руху, а також високочастотні шуми електроніки, зберігаючи при цьому інформативний спектр дихальних шумів. Далі відфільтрований сигнал подається на адаптивний фільтр Калмана, який використовується для оцінки та видалення серцевих тонів, що мають більшу амплітуду і перекривають корисний сигнал дихання. У результаті роботи фільтра Калмана формується очищений сигнал дихання, придатний для подальшого аналізу або візуалізації.

На основі даних з акселерометра здійснюється додаткова перевірка достовірності сигналу. У разі виявлення різких рухів або механічних впливів відповідні фрагменти аудіосигналу можуть маркуватися як зашумлені або виключатися з подальшої передачі. Це підвищує надійність та точність комп'ютерного аналізу дихання.

Отриманий очищений сигнал дихання, а також за потреби супровідна інформація (часові мітки, параметри руху, базові характеристики сигналу), формуються у пакети даних та передаються через інтерфейс I2C до модуля Bluetooth 4.0 CC2541. Далі дані бездротовим каналом Bluetooth Low Energy надсилаються на мобільний телефон, де можуть відображатися у вигляді осцилограм, спектрограм або використовуватися для подальшого програмного аналізу.

Описаний алгоритм забезпечує синхронізований збір акустичних і механічних даних, ефективну цифрову фільтрацію дихальних шумів та надійну передачу результатів на зовнішній мобільний пристрій, що робить систему придатною для використання в навчальних, дослідницьких і телемедичних застосуваннях.

3.4. Побудова програми роботи комп'ютерної системи аналізу дихання людини

Програмна реалізація комп'ютерної системи аналізу дихання на базі STM32F769. Тут розглянуто програмну реалізацію комп'ютерної системи аналізу дихання людини, побудованої на базі мікроконтролера STM32F769 з використанням операційної системи реального часу FreeRTOS. Система забезпечує паралельний збір, цифрову обробку та бездротову передачу біоакустичних сигналів дихання з урахуванням механічних рухів грудної клітки.

Програмне забезпечення реалізовано за багатозадачною архітектурою FreeRTOS, у якій кожна функціональна підсистема представлена окремою задачею. Це дозволяє забезпечити детермінований час реакції та стабільну обробку сигналів у реальному часі.

Створення та запуск задач FreeRTOS здійснюється у головній функції програми:

```
osThreadDef(AudioTask, StartAudioTask, osPriorityHigh, 0, 512);
audioTaskHandle = osThreadCreate(osThread(AudioTask), NULL);

osThreadDef(AccelTask, StartAccelTask, osPriorityNormal, 0, 256);
accelTaskHandle = osThreadCreate(osThread(AccelTask), NULL);

osThreadDef(DSPTask, StartDSPTask, osPriorityHigh, 0, 1024);
dspTaskHandle = osThreadCreate(osThread(DSPTask), NULL);

osThreadDef(BTTask, StartBTTask, osPriorityNormal, 0, 512);
btTaskHandle = osThreadCreate(osThread(BTTask), NULL);
```

Рис. 3.7. Лістинг головній функції програми

Задачі збору аудіо та цифрової обробки мають підвищений пріоритет, оскільки працюють з потоковими даними в реальному часі. Задачі акселерометра та Bluetooth мають середній пріоритет, що є достатнім для їх функціонування без втрати даних.

Ініціалізація системи та периферії. Після запуску мікроконтролера

виконується ініціалізація апаратних ресурсів і периферійних інтерфейсів. Для приймання аудіосигналу з MEMS-мікрофона використовується інтерфейс SAI у поєднанні з DMA.

```
MX_SAI1_Init();      // Ініціалізація SAI для MEMS-мікрофона
MX_I2C1_Init();      // I2C для MMA8451
MX_I2C2_Init();      // I2C для CC2541
MX_DMA_Init();       // DMA для аудіопотоку
```

Рис. 3.8. Лістинг програми ініціалізації DMA

Використання DMA дозволяє передавати аудіодані без безпосередньої участі ядра процесора, що суттєво зменшує обчислювальне навантаження та підвищує енергоефективність системи.

Збір даних з MEMS-мікрофона. Збір аудіосигналу реалізовано у вигляді окремої задачі FreeRTOS з високим пріоритетом. Приймання даних здійснюється блоками фіксованого розміру.

```
#define AUDIO_BUF_SIZE 1024
int16_t audioBuffer[AUDIO_BUF_SIZE];

HAL_SAI_Receive_DMA(&hsai_BlockA1,
                   (uint8_t*)audioBuffer,
                   AUDIO_BUF_SIZE);
```

Рис. 3.9. Лістинг програми запису з MEMS-мікрофона

Після заповнення буфера викликається callback-функція DMA, яка сигналізує задачі цифрової обробки про готовність даних:

```
void HAL_SAI_RxCpltCallback(SAI_HandleTypeDef *hsai)
{
    osSemaphoreRelease(audioSemHandle);
}
```

Рис. 3.10. Лістинг коду семафора у FreeRTOS

Семафор FreeRTOS використовується для синхронізації між задачею збору

аудіо та задачею цифрової обробки сигналу.

Збір і використання даних акселерометра MMA8451

Дані з акселерометра зчитуються періодично з частотою близько 50 Гц і використовуються для виявлення рухів пацієнта.

```
MMA8451_ReadXYZ(&ax, &ay, &az);

uint32_t motionFlag =
    (abs(ax) + abs(ay) + abs(az) > MOTION_THRESHOLD);
```

Рис. 3.11. Лістинг коду читання даних акселерометра MMA8451

У разі перевищення порогового значення формується ознака руху, яка передається через чергу FreeRTOS до задачі цифрової обробки сигналу для корекції або маркування зашумлених ділянок.

Цифрова обробка дихальних шумів. Цифрова обробка аудіосигналу включає смугову фільтрацію та адаптивне пригнічення серцевих тонів.

Смуговий фільтр Баттерворта реалізується у вигляді окремої функції:

Після цього застосовується фільтр Калмана:

```
Butterworth_BandPass(inputSignal,
                      filteredSignal,
                      AUDIO_BUF_SIZE);

for (int i = 0; i < AUDIO_BUF_SIZE; i++)
{
    filteredSignal[i] =
        Kalman_Update(&kalman, filteredSignal[i]);
}
```

Рис. 3.12. Лістинг коду фільтрації смуговим фільтром Баттерворта та фільтром Калмана

Функція оновлення фільтра Калмана має вигляд:

```

float Kalman_Update(KalmanState *k, float z)
{
    float x_pred = k->x;
    float P_pred = k->P + k->Q;

    float K = P_pred / (P_pred + k->R);

    k->x = x_pred + K * (z - x_pred);
    k->P = (1 - K) * P_pred;

    return z - k->x;
}

```

Рис. 3.13. Лістинг коду оновлення фільтра Калмана

Фільтр Калмана адаптивно оцінює серцеву компоненту сигналу та дозволяє відокремити її від дихальних шумів без жорсткого частотного вирізання.

Передавання даних через Bluetooth 4.0. Очищений сигнал дихання передається до задачі Bluetooth через чергу FreeRTOS:

```
osMessagePut(btQueueHandle, (uint32_t)filteredSignal, 0);
```

Передавання даних на мобільний пристрій здійснюється через модуль CC2541:

```
BT_SendData(filteredSignal, AUDIO_BUF_SIZE);
```

Використання Bluetooth Low Energy дозволяє передавати дані з низьким енергоспоживанням, що є важливим для портативних медичних пристроїв.

У розділі представлено програмну реалізацію комп'ютерної системи аналізу дихання на базі STM32F769 з використанням FreeRTOS. Наведені фрагменти коду підтверджують практичну реалізованість запропонованого алгоритму та демонструють використання сучасних методів цифрової обробки сигналів і багатозадачного програмування. Розроблена програмна архітектура є гнучкою, масштабованою та придатною для подальшого розвитку у напрямку інтелектуального аналізу біоакустичних сигналів.

3.5. Тестування комп'ютерної системи аналізу дихання людини

Використовуючи макет розробленої комп'ютерної системи аналізу дихання людини що використовує описані вище алгоритми і методи було проведено запис сигналів дихання людини з частотою дискретизації $F_s=8000$ Гц. Використовуючи додаткову функцію в коді програми, що передавала дані до виконання попередньої фільтрації, отримано сигнал до і після фільтрації.

Результати роботи комп'ютерної системи наведено на рис.3.7 і 3.8.

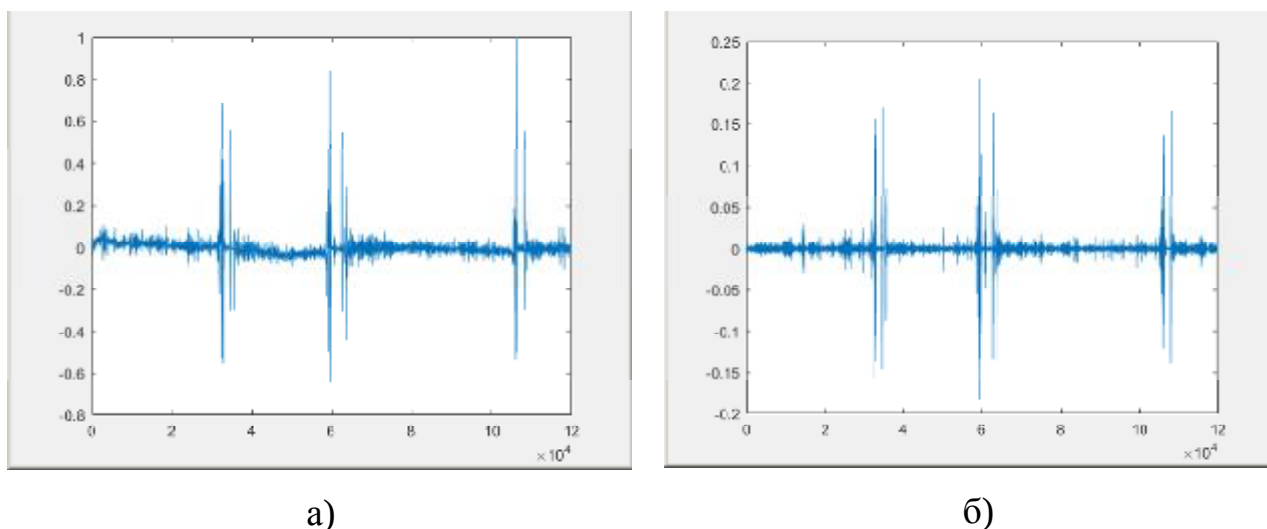


Рис. 3.7 Графік сигналу дихання людини: а) вхідний сигнал, б) відфільтрований сигнал

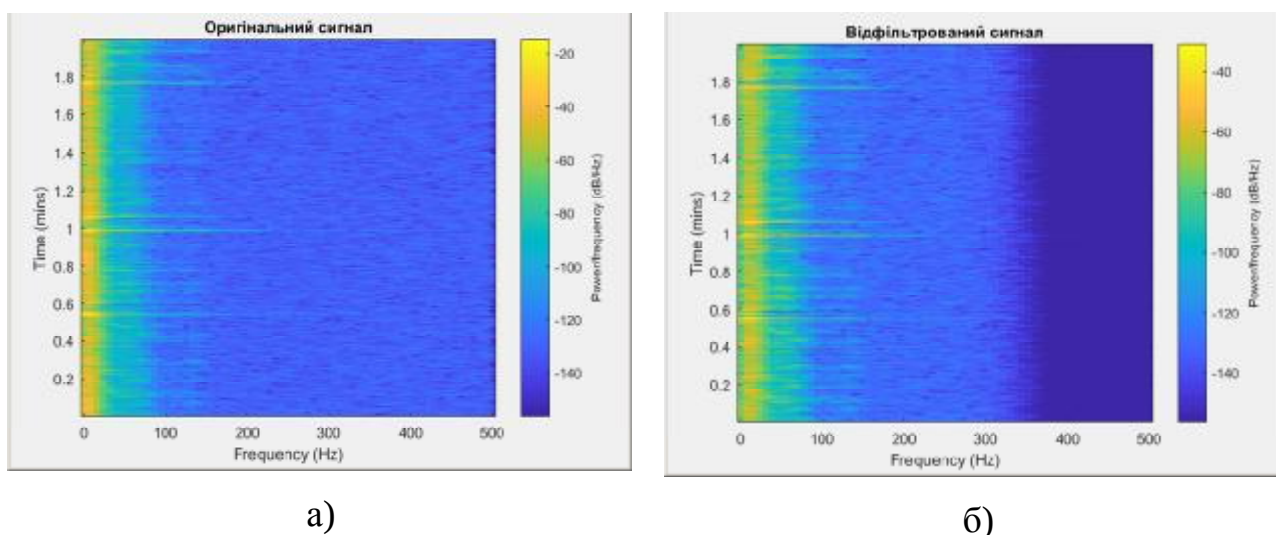


Рис. 3.8 Спектрограма дихальних звуків відфільтрована за допомогою смугового фільтра Баттерворта та фільтра Калмана: а) вхідний сигнал, б) відфільтрований сигнал

Результати тестування комп'ютерної системи аналізу дихання людини підтверджують працездатність вибраних методів та алгоритмів, а апаратне забезпечення, зокрема мікроконтролер STM32F769, що виконує програму під керівництвом операційної системи реального часу FreeRTOS справляється з обчислювальними задачами.

3.6. Висновки до розділу 3.

Розроблена структура комп'ютерної системи аналізу дихання людини містить мінімальну кількість модулів і відповідно компонент, що дозволяє створити мікромініатюрний пристрій, що буде зручно використовувати для лікаря під час обстеження пацієнта.

Описаний алгоритм забезпечує синхронізований збір акустичних і механічних даних, ефективну цифрову фільтрацію дихальних шумів та надійну передачу результатів на зовнішній мобільний пристрій, що робить систему придатною для використання в навчальних, дослідницьких і телемедичних застосуваннях.

Наведені фрагменти коду підтверджують практичну реалізованість запропонованого алгоритму та демонструють використання сучасних методів цифрової обробки сигналів і багатозадачного програмування. Розроблена програмна архітектура є гнучкою, масштабованою та придатною для подальшого розвитку у напрямку інтелектуального аналізу біоакустичних сигналів.

Результати тестування комп'ютерної системи аналізу дихання людини підтверджують працездатність вибраних методів та алгоритмів, а апаратне забезпечення, зокрема мікроконтролер STM32F769, що виконує програму під керівництвом операційної системи реального часу FreeRTOS справляється з обчислювальними задачами.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Кваліфікаційна робота магістра пов'язана із дослідженням методів та засобів побудови комп'ютерної системи для моніторингу сейсмічної активності земної кори, причому побудова системи та аналіз її роботи виконується на ПК, тому важливо дотримуватись вимог охорони праці при експлуатації ПК.

При розробці інструкції з охорони праці необхідно виконувати санітарні правила і норми ДСанПІН 3.3.2.007-98 “Державні санітарні правила і норми роботи з візуальними дисплейними терміналами електронно-обчислювальних машин”.

Заходи з безпеки працівників мають відповідати вимогам НПАОП 0.00-7.15-18 “Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями”.

Директива Ради Європейських Співтовариств 89/391/ЕЕС «Про впровадження заходів, що сприяють поліпшенню безпеки й гігієни праці працівників»

Для приладів, які працюють у складі складних вимірювальних комплексів, функціональних кабінетів, обчислювальних центрів, обладнаних різноманітною електронною технікою.

Розроблювана комп'ютерна система повинна бути безпечною при всіх передбачених функціональними можливостями і вказаних у правилах користування умовах її експлуатації. Захист досягається дотриманням таких основних вимог:

- 1) правильною конструкцією апарата, яка гарантує безумовну безпеку;
- 2) використанням спеціальних засобів зовнішнього захисту, які забезпечують умовну безпеку;
- 3) вказівкою умов, за яких робота з обладнанням є безпечною (описова безпека).

За способом захисту персоналу і пацієнта від електроудару і електротравми все устаткування, яке використовує зовнішнє живлення, ділиться на п'ять класів

(окремо виділяється устаткування з внутрішніми джерелами живлення, наприклад, батареями).

Роботодавець повинен створити для кожного працівника безпечні і нешкідливі умови праці шляхом належного облаштування робочих місць відповідно до Загальних вимог стосовно забезпечення роботодавцями охорони праці працівників, затверджених наказом Міністерства надзвичайних ситуацій України від 25 січня 2012 року № 67, зареєстрованих у Міністерстві юстиції України 14 лютого 2012 року за № 226/20539 (НПАОП 0.00-7.11-12).

Параметри мікроклімату в межах робочої зони повинні відповідати вимогам Санітарних норм мікроклімату виробничих приміщень ДСН 3.3.6.042-99. Рівень шуму на робочих місцях повинен відповідати нормам, встановленим Санітарними нормами виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку ДСН 3.3.6.037-99.

Загальні вимоги безпеки до захисту від шуму на робочих місцях, шумові характеристики машин та механізмів повинні відповідати вимогам. А роботодавець повинен здійснювати контроль рівня шуму відповідно до вимог ДСТУ 2867-94 «Шум. Методи оцінювання виробничого шумового навантаження. Загальні вимоги».

Рівень вібрації на робочих місцях не повинен перевищувати норм, встановлених Державними санітарними нормами виробничої загальної та локальної вібрації ДСН 3.3.6.039-99.

Параметри електромагнітних полів на робочих місцях повинні відповідати вимогам Державних санітарних норм і правил при роботі з джерелами електромагнітних полів, затверджених наказом Міністерства охорони здоров'я України від 18 грудня 2002 року № 476, зареєстрованих у Міністерстві юстиції України 13 березня 2003 року за № 203/7524 (ДСН 3.3.6.096-2002).

У робочій зоні виробничих приміщень вміст шкідливих речовин не повинен перевищувати граничнодопустимих концентрацій, встановлених ГОСТ 12.1.005-88 Загальні санітарно-гігієнічні вимоги до повітря робочої зони.

Забороняється захарашувати робочі місця готовою продукцією, матеріалами, деталями і предметами, які не використовуються у процесі виробництва.

Площа робочої поверхні столу повинна забезпечувати зручне розміщення технологічного устаткування, приладів та інструментів з урахуванням зони досяжності працівника в горизонтальній і вертикальній площинах.

Контрольно-вимірювальні прилади повинні відповідати вимогам ДСТУ EN 55011:2017 «Обладнання промислове, наукове та медичне. Характеристики радіочастотних завад. Норми та методи вимірювання».

Температура нагрітих поверхонь устаткування та огорожень не повинна перевищувати +43 °C згідно з вимогами ДСТУ EN 563-2001 «Безпечність машин. Температури поверхонь, доступних для дотику. Ергономічні дані для встановлення граничних значень температури гарячих поверхонь».

Не дозволяється виконання робіт з використанням легкозаймистих і горючих рідин у приміщеннях, які не обладнані припливно-витяжною вентиляцією.

Вимоги безпеки оточуючого середовища при експлуатації комп'ютера грають ключову роль у забезпеченні ефективності та безпеки робочого простору. Ось деякі основні вимоги які необхідно врахувати: вентиляція, температурний режим, контроль вологості, захист від статичної електрики, захист від води, стабільність живлення, безпека кабелів, електробезпека, освітлення, акустичний комфорт, система пожежогасіння.

Забезпечте ефективну систему вентиляції для уникнення перегріву комп'ютерної техніки. Займайтеся регулярним обслуговуванням та очищенням систем охолодження.

Утримуйте стабільний температурний режим в приміщенні, де знаходиться комп'ютерна техніка, для попередження перегріву чи надмірного охолодження.

Забезпечте стабільність напруги та струму в електромережі, використовуйте стабілізатори напруги, якщо потрібно.

Організуйте кабелі таким чином, щоб уникнути їхнього плутання та розтягування. Зафіксуйте їх так, щоб вони не становили небезпеку для персоналу.

Використовуйте електротехнічне обладнання, яке відповідає стандартам електробезпеки. Заземлення та ізоляція є ключовими аспектами.

Встановіть вогнегасники або систему пожежогасіння в приміщенні, де

розташований комп'ютерний обладнання.

Загальна мета вимог безпеки оточуючого середовища полягає в забезпеченні довговічності та ефективності роботи комп'ютера.

4.2. Джерела виникнення шуму і вібрацій. Заходи і засоби захисту від шуму і вібрацій, гігієнічні та допустимі норми.

Джерела виникнення шуму і вібрацій у виробничому та побутовому середовищі пов'язані з процесами механічного руху, взаємодією конструкцій, роботою технічних систем і природними факторами. Основними джерелами шуму є машини та механізми, у яких під час роботи виникають коливання елементів — двигунів, редукторів, підшипників, вентиляторів, компресорів, насосів та інших агрегатів. Шум утворюється внаслідок тертя, ударів, турбулентних потоків повітря чи рідин, коливань елементів конструкцій, резонансних явищ або нерівномірної роботи рухомих частин. Значний внесок у загальний рівень шуму дають транспортні засоби, зокрема автомобілі, трактори, поїзди та літаки, де джерелами є двигуни внутрішнього згоряння, аеродинамічні процеси, контакт коліс із дорогою чи рейками. У побуті шум утворюють побутові прилади, вентиляційні системи, будівельні роботи та сусідні інженерні комунікації.

Заходи і засоби захисту від шуму та вібрацій спрямовані на зниження їхнього рівня до безпечних і комфортних значень шляхом впливу на джерело, шлях поширення та місце перебування людини. Найефективнішим підходом є усунення або зменшення шуму й вібрацій у джерелі, що досягається використанням високоякісних і збалансованих механізмів, регулярним технічним обслуговуванням, змащуванням рухомих частин, заміною зношених підшипників, впровадженням безударних або мал шумних технологічних процесів, застосуванням спеціальних конструктивних рішень, таких як глушники, віброгасильні опори чи низькошумні вентилятори. Важливо також зменшити енергію коливань і шумових хвиль під час їхнього поширення. Для цього використовують звукоізолювальні матеріали, акустичні екрани, шумопоглинальні облицювання, вібродемпфуючі прокладки та

фундаменти, які перешкоджають передачі механічних коливань конструкціями будівлі. Технологічне обладнання часто встановлюють на спеціальні амортизатори, пружні вставки чи гумові подушки, що помітно зменшують рівень структурного шуму.

Додатково застосовують організаційні заходи, що включають раціональне планування виробничих приміщень, відокремлення шумних зон, дистанційне керування обладнанням, обмеження часу перебування працівників у зонах підвищеного шуму і вібрацій та впровадження режимів праці й відпочинку. На рівні індивідуального захисту використовують протишумні навушники, вкладиші, шоломи, а для захисту від вібрацій — спеціальні антивібраційні рукавиці, взуття та сидіння з амортизуючими властивостями. Важливу роль відіграє моніторинг акустичної обстановки: регулярні вимірювання шуму й вібрацій дозволяють своєчасно виявити відхилення від нормативів, оцінити ефективність впроваджених заходів і забезпечити відповідність гігієнічним стандартам. Комплексне поєднання технічних, організаційних та індивідуальних засобів захисту забезпечує мінімізацію негативного впливу шуму й вібрацій на здоров'я, працездатність та загальне самопочуття людини.

Гігієнічні та допустимі норми шуму і вібрацій встановлюються для захисту здоров'я людини від шкідливого впливу акустичних і механічних коливань, які можуть призводити до порушень слуху, втоми, зниження працездатності або соматичних захворювань. Норми шуму визначаються як максимальні рівні звукового тиску в децибелах (дБ), що не повинні перевищуватися у робочих приміщеннях, житлових зонах, навчальних і медичних закладах упродовж певного часу доби. Для виробничих умов гігієнічні норми шуму базуються на оцінці тривалості експозиції й частотних характеристиках звуку; так, середньозважений рівень звукового тиску у зоні безпосередньої праці не повинен перевищувати встановлених значень, що залежать від тривалості робочої зміни, оскільки тривале перебування у зоні шуму вище граничних значень спричиняє акустичну травму та стійке зниження слухових функцій. У житлових та громадських приміщеннях норми шуму орієнтовані на забезпечення комфортного середовища для відпочинку, сну та

розумової діяльності, і, як правило, значно нижчі, ніж у виробничих умовах.

Допустимі норми вібрацій включають рівні прискорення, швидкості або переміщення, вимірювані відповідно до частоти та тривалості впливу, і встановлюються для всіх основних ділянок тіла — рук, тулуба та ніг. Оскільки вібрація різної частоти має різний вплив на біологічні тканини, гігієнічні нормативи для вібрацій враховують спектральний склад коливань і передбачають максимальні допустимі значення для короткочасного і тривалого впливу. Наприклад, для вібрацій тулуба зазвичай встановлюють нижчі граничні рівні, оскільки тривале впливання навіть невисоких рівнів коливань може призводити до порушень опорно-рухової системи або внутрішніх органів. В умовах житлових приміщень та місць відпочинку норми вібрацій насамперед спрямовані на забезпечення комфорту та уникнення неприємних відчуттів, що можуть виникати внаслідок механічних коливань будівельних конструкцій або побутових приладів.

Гігієнічні та допустимі норми визначаються національними та міжнародними стандартами, враховують сучасні наукові дані про вплив шуму й вібрацій на організм людини та є обов'язковими при плануванні виробничих процесів, проектуванні будівель, організації робочих місць і контролі умов праці. Дотримання цих норм дозволяє мінімізувати ризики для здоров'я, забезпечити безпеку та комфорт, сприяти підвищенню продуктивності праці та якості життя загалом.

ВИСНОВКИ

Існуючі математичні моделі дихального звуку — це симбіоз статистичного аналізу, фізики турбулентних потоків та алгоритмів машинного навчання. Використання цих моделей дозволяє створювати "розумні" цифрові стетоскопи та системи дистанційного моніторингу пацієнтів.

Існуючі методи комп'ютерного аналізу дихальних шумів будують на відповідних моделях і дозволяють оцінити функціонування дихальної системи людини та виявити патології. Одночасне використання кількох моделей і методів використовують для зменшення кількості хибнопозитивних результатів.

Розроблена структура комп'ютерної системи аналізу дихання людини містить мінімальну кількість модулів і відповідно компонент, що дозволяє створити мікромініатюрний пристрій, що буде зручно використовувати для лікаря під час обстеження пацієнта.

Описаний алгоритм забезпечує синхронізований збір акустичних і механічних даних, ефективну цифрову фільтрацію дихальних шумів та надійну передачу результатів на зовнішній мобільний пристрій, що робить систему придатною для використання в навчальних, дослідницьких і телемедичних застосуваннях.

Наведені фрагменти коду підтверджують практичну реалізованість запропонованого алгоритму та демонструють використання сучасних методів цифрової обробки сигналів і багатозадачного програмування. Розроблена програмна архітектура є гнучкою, масштабованою та придатною для подальшого розвитку у напрямку інтелектуального аналізу біоакустичних сигналів.

Результати тестування комп'ютерної системи аналізу дихання людини підтверджують працездатність вибраних методів та алгоритмів, а апаратне забезпечення, зокрема мікроконтролер STM32F769, що виконує програму під керівництвом операційної системи реального часу FreeRTOS справляється з обчислювальними задачами.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Earis J., Cheetham B. Current methods used for computerized respiratory sound analysis. *European Respiratory Review*. 10. (2000). 586-590.
2. Palaniappan R., Sundaraj K., Ahamed N., Arjunan A., Sundaraj S., Computer-Based Respiratory Sound Analysis: A Systematic Review. *IETE Technical Review*. 33. (2013). 248-256.
3. Mendel Jerry M. *Biomedical Signal Processing and Signal Modeling*, 2001. 276 p.
4. Rangayyan R. *Biomedical Signal Processing*. 2015. 658p.
5. Webster J. G. *The Physiological Basis of ECG Interpretation*, 2009. 356p.
6. Kuo Sen M., Lee Bob H. *Real-Time Digital Signal Processing: Fundamentals, Implementations and Applications*, 2013. 456p.
7. Пенцак А., Лецишин Ю. Вбудована система для комп'ютерного аналізу дихальних звуків. Актуальні задачі сучасних технологій : зб. тез доповідей XIV міжнар. наук.-техн. конф. молодих учених та студентів, (Тернопіль, 11-12 грудня 2025) / М-во освіти і науки України, Терн. націон. техн. ун-т ім. І. Пулюя [та ін]. Тернопіль: ФОП Паляниця В.А., 2025. С.325.
8. Пенцак А. Оптимальна апаратна платформа для комп'ютерного аналізу дихальних звуків. Актуальні задачі сучасних технологій: зб. тез доповідей XIV міжнар. наук.-техн. конф. молодих учених та студентів, (Тернопіль, 11-12 грудня 2025) / М-во освіти і науки України, Терн. націон. техн. ун-т ім. І. Пулюя [та ін]. Тернопіль : ФОП Паляниця В.А., 2025. С.369.
9. A dataset of lung sounds recorded from the chest wall using an electronic stethoscope URL: https://data.mendeley.com/datasets/jwyy9np4gv/3?utm_source=chatgpt.com (дата звернення: 19.11.2025)
10. Reay D. *Digital Signal Processing Using Arm Cortex-M Based Microcontrollers*, 2016. 482 p.
11. Noviello C. *Mastering STM32*, 2018. 327p.
12. Brown G. *The Essential Guide to STM32 Microcontrollers*, 2020. 412p.

13. Луцик Н.С., Луцків А.М., Осухівська Г.М., Тиш Є.В. Програма та методичні рекомендації з проходження практики за тематикою кваліфікаційної роботи для студентів спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія» другого (магістерського) рівня вищої освіти усіх форм навчання. Тернопіль: ТНТУ. 2024. 45 с.

14. Луцик Н.С., Луцків А.М., Осухівська Г.М., Тиш Є.В. Методичні рекомендації до виконання кваліфікаційної роботи магістра для студентів спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія» другого (магістерського) рівня вищої освіти усіх форм навчання. Тернопіль. 2024. 44 с.

15. Варавін А.В., Лещишин Ю.З., Чайковський А.В. Методичні вказівки до виконання курсового проєкту з дисципліни «Дослідження і проєктування комп'ютерних систем та мереж» для здобувачів другого (магістерського) рівня вищої освіти спеціальності 123 «Комп'ютерна інженерія» усіх форм навчання. Тернопіль: ТНТУ, 2024. 32 с.

16. Voloskyi V., Leshchyshyn Y., Romanyshyn N., Palamar A., Tarasenko L. Method and algorithm for efficient cell balancing in the lithium-ion battery control system. CEUR Workshop Proceedings, The 1st International Workshop on Bioinformatics and Applied Information Technologies (BAIT 2024), Zboriv, Ukraine, October 02-04, 2024. Vol. 3842. P. 258-267.

17. Palamar A., Karpinski M., Palamar M., Osukhivska H., Mytnyk M. Remote Air Pollution Monitoring System Based on Internet of Things. CEUR Workshop Proceedings, 2nd International Workshop on Information Technologies: Theoretical and Applied Problems (ITTAP 2022), Ternopil, Ukraine, November 22–24, 2022. Vol. 3309. P. 194-204.

18. Лещишин Ю.З., Романишин Н.Р., Наконечний В.В., Паламарчук А.О. Розробка системи зв'язку як інтегрованого елементу роботизованих систем. Проблеми створення, розвитку та застосування високотехнологічних систем спеціального призначення з урахуванням досвіду антитерористичної операції. Збірник тез доповідей XXI Всеукраїнської науково-практичної конференції. Житомир, 2016. С. 102.

19. Лецишин Ю.З., Назаревич Т.О., Міська І.В. Створення вбудованих систем на базі структурно - параметричних моделей цифрових каналів зв'язку. VIII Науково-технічна конференція «Інформаційні моделі, системи та технології». Тернопіль, 2020. С. 127.
20. Марків В.А., Осухівська Г.М., Лецишин Ю.З., Луцків А.М. Комп'ютерна система аутентифікації осіб. Матеріали XX наукової конференції ТНТУ ім. І. Пулюя. 2017. С. 90–91.
21. Leschyshyn Y., Scherbak L., Nazarevych O., Gotovych V., Tymkiv P., Shymchuk G. Multicomponent Model of the Heart Rate Variability Change-point. IEEE XVth International Conference on the Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH). 2019. P. 110–113.
22. Tymkiv P., Leshchyshyn Y. Algorithm Reliability of Kalman Filter Coefficients Determination for Low-Intensity Electroretinosignal. IEEE 15th International Conference on the Experience of Designing and Application of CAD Systems (CADSM). 2019. P.1-5.
23. Leschyshyn Y., Semchyshyn O. Periodically correlated heart rate variability detection by Neyman - Pearson criterion. 9th International Conference - The Experience of Designing and Applications of CAD Systems in Microelectronics. 2007. P. 139–140.
24. Стручок В.С. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної та заочної (дистанційної) форм навчання «Безпека в надзвичайних ситуаціях» / Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., –156 с.
25. Стручок В.С. Навчальний посібник «Техноекологія та цивільна безпека. Частина «Цивільна безпека»» / Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., – 156 с.

Додаток А

Тези конференцій

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
 Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя
 Маріборський університет (Словенія)
 Технічний університет у Кошице (Словаччина)
 Вільнюський технічний університет ім. Гедимінаса (Литва)
 Краківський економічний університет (Польща)
 Вроцлавський економічний університет (Польща)
 Університет «Опольська Політехніка» (Польща)
 Національний університет «Полтавська політехніка імені Юрія Кондратюка»
 Вінницький національний аграрний університет
 Львівський національний університет ім. І. Франка
 Головне управління Пенсійного фонду в Тернопільській області
 Наукове товариство ім. Шевченка
 Тернопільський обласний комунальний інститут післядипломної педагогічної освіти
 Сумський державний педагогічний університет
 Запорізький національний університет

АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Збірник

тез доповідей

**XIV Міжнародної науково-технічної
конференції молодих учених та студентів**
 11-12 грудня 2025 року



**УКРАЇНА
ТЕРНОПІЛЬ – 2025**

58.	М.І. Паламар, Ю.А. Удич, А.М. Паламар, М.Р. Франків ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ПАРАМЕТРІВ РОЗУМНОГО БУДИНКУ НА ОСНОВІ ІОТ ТЕХНОЛОГІЙ		320
59.	Ю.Б. Паляниця, М.Ю. Ковальчук МЕТОД ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ КЛАСИФІКАЦІЇ ЛІТАЮЧИХ ОБ'ЄКТІВ ЗА ЇХ АКУСТИЧНИМИ СИГНАТУРАМИ		321
60.	С.М. Панасенко, Н.С. Луцк ІНТЕГРАЦІЯ RULE-BASED АЛГОРИТМІВ ТА МЕТОДІВ МАШИННОГО НАВЧАННЯ ДЛЯ ПІДВИЩЕННЯ ТОЧНОСТІ ТЕСТУВАННЯ ЕЛЕКТРОНІКИ		324
61.	А. Пенцак, Ю. Лецишин ВБУДОВАНА СИСТЕМА ДЛЯ КОМП'ЮТЕРНОГО АНАЛІЗУ ДИХАЛЬНИХ ЗВУКІВ		325
62.	В.С. Пиж ІННОВАЦІЙНИЙ ПІДХІД ДО ПОБУДОВИ ЗАХИЩЕНОГО ВІРТУАЛЬНОГО СЕРЕДОВИЩА ДЛЯ ОСВІТНЬОГО ПРОЦЕСУ		326
63.	О.Б. Пйонтковський ЕНЕРГОЕФЕКТИВНІ МІКРОКОНТРОЛЕРИ ДЛЯ АВТОНОМНИХ ІОТ-ПРИСТРОЇВ		328
64.	І.І. Поліщук, Н.С. Луцк АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ МЕТОДІВ ВІЯВЛЕННЯ ПЕРЕЛОМІВ НА МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕННЯХ		329
65.	І.Р. Ралік РЕЗОНАНСНИЙ СЕЛЕКТОР СТРАТЕГІЙ У ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ CRM-СИСТЕМАХ		331
66.	І.І. Рій, Є.В. Тиш ПОРІВНЯЛЬНИЙ АНАЛІЗ ХАОТИЧНИХ І КЛАСИЧНИХ МЕТОДІВ ШИФРУВАННЯ З ТОЧКИ ЗОРУ ІНФОРМАЦІЙНОЇ ЕНТРОПІЇ		332
67.	Рожик А. М. МЕТОДИ ТА ПРОГРАМНО-АПАРАТНІ ЗАСОБИ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ПРАЦІВНИКІВ З МЕТОЮ ВИЗНАЧЕННЯ РОБОЧОГО ЧАСУ ТА ДОСТУПУ ДО ПРИМІЩЕННЯ		333
68.	В. М. Руснак, Н. Б. Стадник МЕТОДИ АДАПТИВНОГО ВИБОРУ ЕВРИСТИК ДЛЯ ЗАДАЧ ГІЛЬЙОТИННОГО РОЗКРОЮ		335
69.	П.В. Свінцицький, Н.М. Пановик, О.В. Доберчак, І.О. Боднарчук СУЧАСНА АРХІТЕКТУРА СТРІМІНГОВИХ ПЛАТФОРМ В РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ		336
70.	П.М. Семчишин АРХІТЕКТУРНІ РІШЕННЯ ДЛЯ РОЗРОБКИ ВЕБ-ЗАСТОСУНКІВ		340
71.	С.О.Синишен МІКРО- ТА НАНОРОБОТИ: ТЕХНІЧНІ ВІДМІННОСТІ, ПЕРЕВАГИ ТА НЕДОЛІКИ MPI I GDI		342
72.	Я.Р. Сиротинський; А.М. Паламар, к.т.н., доц.; А.П. Шмігель КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА СИСТЕМА ВИМІРЮВАННЯ ШВИДКОСТІ ВІТРУ НА ОСНОВІ ІОТ ТЕХНОЛОГІЙ		343
73.	М. Смоляк СИСТЕМА РОЗПІЗНАВАННЯ ОБ'ЄКТІВ У РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ В АВТОМОБІЛЯХ		344
74.	А.А. Станько, С.М. Кіриляк, Я.О. Тригуб АВТОМАТИЗОВАНА СИСТЕМА ОЦІНЮВАННЯ ТЕРМІНУ ЗБЕРІГАННЯ ХАРЧОВИХ ПРОДУКТІВ НА ОСНОВІ БАГАТОКАНАЛЬНИХ ГАЗОВИХ СЕНСОРІВ ТА МЕТОДІВ МАШИННОГО НАВЧАННЯ		347

УДК 004.9:612.2

А. Пенцак, Ю. Лещишин, к.т.н.

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна)

ВБУДОВАНА СИСТЕМА ДЛЯ КОМП'ЮТЕРНОГО АНАЛІЗУ ДИХАЛЬНИХ ЗВУКІВ

A. Pentsak, Yu. Leshchysyn, Ph.D.

EMBEDED SYSTEM FOR COMPUTER ANALYSIS OF RESPIRATORY SOUNDS

Комп'ютерний аналіз дихальних звуків (CORSА - Computerized Respiratory Sound Analysis) використовується для діагностування захворювань пов'язаних із звуженням бронхів (астма, бронхіт). Зокрема завданням CORSА є детекція високочастотного впорядкованого, тонального звуку (свистячого хрипу) на фоні низькочастотного хаотичного шуму нормального дихання. Перевагою CORSА над аускультатією є об'єктивність діагностики, що не залежить від слуху і досвіду лікаря [1]. Застосування сучасних технологій гарантує поширення методу CORSА у кожен амбулаторію, шляхом створення вбудованих систем і додатків, на його основі.

Конструкція такої вбудованої системи повинна фіксувати акустичні шуми за допомогою мікрофона, та підсилювати їх мікрофонним підсилювачем із відповідною смугою частот щоб відсікати завади на частотах що не використовуються в аналізі. Отримані сигнали оцифровуються вбудованим 12 розрядним аналого-цифровим перетворювачем та обробляються мікроконтролером наступною передачею даних у мобільний телефон за допомогою модуля Bluetooth. Мобільний телефон є аналізатором та екраном для результатів цифрового аналізу.

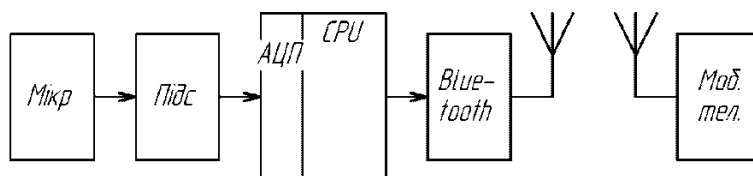


Рисунок 1. Структурна схема вбудованої системи для аналізу дихальних звуків

Запропонована вбудована система виконує попереднє опрацювання дихальних звуків та формує пакети для передачі даних на мобільний телефон. Телефон виконує цифровий аналіз за методами рекомендованими для CORSА [2]. Також доцільно додати до методів цифрового аналізу можливість вибору деяких функцій і параметрів спектрального аналізу, зокрема різних типів віконних функцій та розмір ковзного вікна при Фур'є перетворенні що підвищить роздільну здатність і деталізацію спектру. Вибір типів вікон та розміру ковзного вікна потребує детальнішого дослідження на медичних сигналах із різними патологічними шумами.

Література

1. Earis J., Cheetham B. Current methods used for computerized respiratory sound analysis. European Respiratory Review. 10. (2000). 586-590.

75.	В.Стецько, М. Приймак, Р. Жаровський МЕТОДИ І ЗАСОБИ ВИСОКОТОЧНОГО ПОЗИЦІОНУВАННЯ НА ПРИКЛАДІ РОБОТИЗОВАНОЇ ГАЗОНОКОСАРКИ	349
76.	Д.П. Стухляк, Д.М. Ярошук РОЗРОБКА ТА ДОСЛІДЖЕННЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ КОНТРОЛЮ ЯКОСТІ ВОЛОКНА ЗА ЗОБРАЖЕННЯМИ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ НЕЙРОМЕРЕЖЕВОГО АНАЛІЗУ	351
77.	П.Д. Стухляк, А.О. Петров РОЗРОБЛЕННЯ ТА ДОСЛІДЖЕННЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ ПРОЦЕСОМ СКЛАДАННЯ КОНТАКТНОГО РОЗ'ЄМУ PIN HEADER	353
78.	О.І. Суховий ВИКОРИСТАННЯ АНСАМБЛЮ НЕЙРОМЕРЕЖ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ РОЗМІТКИ ДАНИХ ДЛЯ НАВЧАННЯ	355
79.	А. Такварелі, Ю. Лецишин ЗАСТОСУВАННЯ СЕНСОРНИХ БЕЗПРОВІДНИХ МЕРЕЖ ДЛЯ МОНІТОРИНГУ ВИРОБНИЦТВА І СПОЖИВАННЯ ЕЛЕКТРОЕНЕРГІЇ	357
80.	А.М.Фаберський СТЕГАНОГРАФІЯ ЗОБРАЖЕНЬ	358
81.	В.Я. Фриз, Р.Б. Трембач, В.В. Левицький АЛГОРИТМ СЦЕНАРНОГО УПРАВЛІННЯ ПРОЦЕСАМИ ПРИГОТУВАННЯ ПИВА	359
82.	С.Б. Фундигус ОПТИМІЗАЦІЯ СЕГМЕНТАЦІЇ КОРОЗІЙНИХ ЗОН НА ФЛАНЦЕВИХ З'ЄДНАННЯХ ТРУБОПРОВІДІВ ЗА ДОПОМОГОЮ МОДИФІКОВАНОЇ АРХІТЕКТУРИ U-NET З АДАПТИВНИМ МЕХАНІЗМОМ УВАГИ	361
83.	Г.П. Химич, О.М. Опашний, Р.І. Кондра ДОСЛІДЖЕННЯ ХВИЛЕВІДНИХ НВЧ СТРУКТУР З НЕОДНОРІДНОСТЯМИ У ХВИЛЕВОДАХ	362
84.	О.В. Цвірла, І. В. Мудрий, Н. С. Луцик ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИЙ ПІДХІД ДО ВИЯВЛЕННЯ ВРАЗЛИВИХ ХЕШ-СТРІЧОК У КОМП'ЮТЕРИЗОВАНИХ СИСТЕМАХ	364
85.	І. М. Чепіль, В.Д. Тимошук МОДЕЛЬ НАДАННЯ МЕРЕЖЕВИХ СЕРВІСІВ У SDN З ПІДТРИМКОЮ BRING YOUR OWN CONTROL	365
86.	В.О. Чикета, В.Л. Дунець АДАПТИВНІ СТРАТЕГІЇ РУХУ В LiDAR-СИСТЕМІ ДЛЯ ПОКРАЩЕННЯ ВИЯВЛЕННЯ ТА ВІДСТЕЖЕННЯ БПЛА	367
87.	А.Я. Пенцак ОПТИМАЛЬНА АПАРАТНА ПЛАТФОРМА ДЛЯ КОМП'ЮТЕРНОГО АНАЛІЗУ ДИХАЛЬНИХ ЗВУКІВ	369
88.	Я.М. Чорний ПРИНЦИПИ РОБОТИ АЛГОРИТМУ PROOF OF RANK	370
89.	А.І. Шмирко ТЕХНОЛОГІЯ Li-Fi: ПЕРЕДАЧА ДАНИХ ЗА ДОПОМОГОЮ СВІТЛА	373
90.	Д.А. Шупа НЕЙРОІНТЕРФЕЙСИ ПЕРСПЕКТИВИ ПЕРЕВАГИ І НЕДОЛІКИ	374

УДК 004.9:612.2

А. Пенцак

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна)

ОПТИМАЛЬНА АПАРАТНА ПЛАТФОРМА ДЛЯ КОМП'ЮТЕРНОГО АНАЛІЗУ ДИХАЛЬНИХ ЗВУКІВ

A. Pentsak, Yu. Leshchyshyn, Ph.D.

OPTIMAL HARDWARE PLATFORM FOR COMPUTER ANALYSIS OF RESPIRATORY SOUNDS

Сучасні комп'ютерні системи для аналізу дихальних звуків, що побудовані за алгоритмами CORSA (Computerized Respiratory Sound Analysis) [1, 2] ефективно замінюють методи аускультатії та використовуються для діагностування захворювань органів дихання таких як астма та бронхіт. Обґрунтовується це тим, що методи CORSA дають об'єктивну оцінку, тобто їх результат не залежить від слуху і досвіду лікаря [1]. Методи CORSA для аналізу сигналів використовують алгоритми Фур'є перетворення та спектрального аналізу з попереднім опрацюванням дихальних звуків цифровими фільтрами. Тобто для побудови вбудованої системи для аналізу дихальних звуків необхідно вибрати такий мікроконтролер, який забезпечить високу обчислювальну потужність за рахунок використання своїх апаратних можливостей по цифровому опрацюванню сигналів.

Основними критеріями вибору мікроконтролера для аналізу дихальних звуків є наступні.

Наявність апаратної підтримки DSP. Це спеціальний набір інструкцій у ядрі процесора, який дозволяє виконувати типові для DSP операції за один такт.

Апаратна підтримка FPU (Floating-Point Unit), тобто блок для операцій з числами з плаваючою комою, які виконуються при обчисленні FFT.

Висока тактова частота ядра мікроконтролера, що дає більшу кількість обчислень в реальному часі. Як наслідок це дозволяє аналізувати ширший спектр частот або використовувати більші масиви при обчисленні FFT.

Достатній обсяг статичної оперативної пам'яті SRAM, оскільки для обчислення FFT необхідно оперувати великими масивами проміжних результатів.

Наявність функції прямого доступу до пам'яті (DMA), що дає можливість переміщати дані з АЦП або цифрового мікрофона в пам'ять без участі процесора, що звільняє ядро для виконання основних обчислень.

АЦП з високою роздільною здатністю та швидкістю перетворення, що гарантує високу якість цифрового сигналу до початку опрацювання фільтрами. Також наявність інтерфейсу I²S, для прямого підключення цифрових MEMS-мікрофонів, які одразу видають цифровий сигнал високої якості.

Відповідають наведеним критеріям не така велика кількість мікроконтролерів STM32, мінімально достатніми є мікроконтролери серій STM32F4 або STM32G4, а найкращими є більш потужні STM32F7 або STM32H7. Конкретний вибір марки мікроконтролера потребує аналізу інших параметрів у відповідній серії.

Література

1. Earis J., Cheetham B. Current methods used for computerized respiratory sound analysis. *European Respiratory Review*. 10. (2000). 586-590.
2. Palaniappan R., Sundaraj K., Ahamed N., Arjunan A., Sundaraj S., Computer-Based Respiratory Sound Analysis: A Systematic Review. *IETE Technical Review*. 33. (2013). 248-256. 10.4103/0256-4602.113524.

Додаток Б

Скрипт програми

```

#include "main.h"
#include "cmsis_os.h"

#include "audio_task.h"
#include "accel_task.h"
#include "dsp_task.h"
#include "bt_task.h"

/* RTOS handles */
osThreadId audioTaskHandle;
osThreadId accelTaskHandle;
osThreadId dspTaskHandle;
osThreadId btTaskHandle;

/* RTOS objects */
osSemaphoreId audioSemHandle;
osMessageQId accelQueueHandle;
osMessageQId btQueueHandle;

int main(void)
{
    HAL_Init();
    SystemClock_Config();

    MX_GPIO_Init();
    MX_DMA_Init();
    MX_SAI1_Init();          // MEMS mic
    MX_I2C1_Init();          // MMA8451
    MX_I2C2_Init();          // CC2541

    /* Create semaphore */
    osSemaphoreDef(AUDIO_SEM);
    audioSemHandle = osSemaphoreCreate(osSemaphore(AUDIO_SEM), 1);

    /* Create queues */
    osMessageQDef(ACCEL_Q, 8, uint32_t);
    accelQueueHandle = osMessageCreate(osMessageQ(ACCEL_Q), NULL);

    osMessageQDef(BT_Q, 8, uint32_t);
    btQueueHandle = osMessageCreate(osMessageQ(BT_Q), NULL);

    /* Create tasks */
    osThreadDef(AudioTask, StartAudioTask, osPriorityHigh, 0, 512);
    audioTaskHandle = osThreadCreate(osThread(AudioTask), NULL);

    osThreadDef(AccelTask, StartAccelTask, osPriorityNormal, 0, 256);
    accelTaskHandle = osThreadCreate(osThread(AccelTask), NULL);

    osThreadDef(DSPTask, StartDSPTask, osPriorityHigh, 0, 1024);
    dspTaskHandle = osThreadCreate(osThread(DSPTask), NULL);

    osThreadDef(BTTask, StartBTTask, osPriorityNormal, 0, 512);
    btTaskHandle = osThreadCreate(osThread(BTTask), NULL);

    osKernelStart();

    while (1) {}
}
// audio_task.c

```

```

#include "audio_task.h"

#define AUDIO_BUF_SIZE 1024
int16_t audioBuffer[AUDIO_BUF_SIZE];

void StartAudioTask(void const * argument)
{
    HAL_SAI_Receive_DMA(&hsai_BlockA1,
                        (uint8_t*)audioBuffer,
                        AUDIO_BUF_SIZE);

    for (;;)
    {
        osSemaphoreWait(audioSemHandle, osWaitForever);
        DSP_ProcessAudio(audioBuffer);
    }
}

/* DMA callback */
void HAL_SAI_RxCpltCallback(SAI_HandleTypeDef *hsai)
{
    osSemaphoreRelease(audioSemHandle);
}
// accel_task.c
#include "accel_task.h"

void StartAccelTask(void const * argument)
{
    int16_t ax, ay, az;

    for (;;)
    {
        MMA8451_ReadXYZ(&ax, &ay, &az);

        uint32_t motionFlag = (abs(ax)+abs(ay)+abs(az) > MOTION_THRESHOLD);
        osMessagePut(accelQueueHandle, motionFlag, 0);

        osDelay(20); // 50 Hz
    }
}
// dsp_task.c
#include "dsp_task.h"
#include "kalman.h"

static KalmanState kalman;

void StartDSPTask(void const * argument)
{
    Kalman_Init(&kalman);

    for (;;)
    {
        osDelay(osWaitForever);
    }
}

void DSP_ProcessAudio(int16_t *input)
{
    float x[AUDIO_BUF_SIZE];
    float y[AUDIO_BUF_SIZE];

    /* Convert to float */
    for (int i=0;i<AUDIO_BUF_SIZE;i++)
        x[i] = (float)input[i];

```



```

/* Band-pass Butterworth 80-2000 Hz */
Butterworth_BandPass(x, y, AUDIO_BUF_SIZE);

/* Kalman filtering */
for (int i=0;i<AUDIO_BUF_SIZE;i++)
    y[i] = Kalman_Update(&kalman, y[i]);

/* Send pointer to Bluetooth task */
osMessagePut(btQueueHandle, (uint32_t)y, 0);
}
// kalman.c
#include "kalman.h"

void Kalman_Init(KalmanState *k)
{
    k->x = 0.0f;
    k->P = 1.0f;
    k->Q = 1e-4f;
    k->R = 1e-2f;
}

float Kalman_Update(KalmanState *k, float z)
{
    float x_pred = k->x;
    float P_pred = k->P + k->Q;

    float K = P_pred / (P_pred + k->R);

    k->x = x_pred + K * (z - x_pred);
    k->P = (1 - K) * P_pred;

    return z - k->x; // очищенный сигнал
}
// bt_task.c
#include "bt_task.h"

void StartBTTask(void const * argument)
{
    osEvent evt;
    float *data;

    for (;;)
    {
        evt = osMessageGet(btQueueHandle, osWaitForever);
        if (evt.status == osEventMessage)
        {
            data = (float*)evt.value.v;
            BT_SendData(data, AUDIO_BUF_SIZE);
        }
    }
}

```