

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

Радіотехнічний факультет

Кафедра радіоінженерії

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

 Сергій ЛІТВІНЦЕВ

«__» _____ 2026 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра за освітньою програмою

«Інформаційна та комунікаційна радіоінженерія»

спеціальності 172 «Телекомунікації та радіотехніка»

на тему: «Безконтактний моніторинг дихання на основі зсуву радіосигналу»

Виконав (-ла):

студент (-ка) IV курсу, групи РІ-21

Чаюн Михайло Володимирович



Керівник:

доцент, к.т.н, доцент

Гусєва Олена Володимирівна



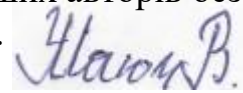
Рецензент:

старший викладач

Головня Вікторія Мілентіївна

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент (-ка)



Київ – 2026 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Радіотехнічний факультет
Кафедра радіоінженерії

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 172 «Телекомунікації та радіотехніка»

Освітня програма «Інформаційна та комунікаційна радіоінженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 Сергій ЛІТВІНЦЕВ

«20» 04 2026 р.

ЗАВДАННЯ
на дипломну роботу студенту
Чаюну Михайлу Володимировичу

1. Тема роботи «Безконтактний моніторинг дихання на основі зсуву радіосигналу»,

керівник роботи Гусева Олена Володимирівна, доцент, канд. техн. наук.

затверджені наказом по університету від «29» травня 2026 р. №1989-с

2. Термін подання студентом роботи 11 червня 2026

3. Вихідні дані до роботи: радіолокаційний FMCW-модуль міліметрового діапазону Hi-Link HLK-LD2450 (24 ГГц, конфігурація MIMO 1T2R), інтегрований із мікроконтролерною платформою Arduino Uno, що працює на базі чіпа ATmega328P, у поєднанні з програмним середовищем MATLAB для цифрової обробки сигналів. Алгоритм обробки базується на фільтрі ковзного середнього (Moving Average Filter).

4. Зміст роботи: 1. Аналіз сучасних методів і засобів для безконтактного контролю респіраторної активності. 2. Вибір та обґрунтування апаратної бази, включно з радіолокаційним сенсором. 3. Розробка концептуальної моделі структури інформаційної взаємодії та алгоритму обробки даних. 4. Створення

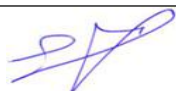
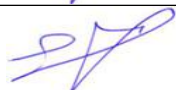
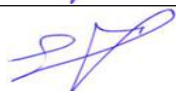
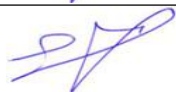
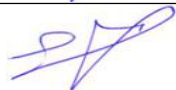
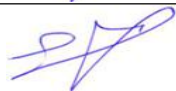
програмного забезпечення для цифрової обробки сигналів у середовищі MATLAB.

5. Проведення експериментів із системою в різних просторових положеннях пацієнта та виконання метрологічного аналізу отриманих результатів.

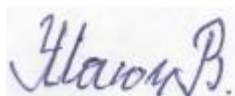
5. Перелік ілюстративного матеріалу (із зазначенням плакатів, презентацій тощо) у презентації представлено 13 слайдів.

6. Дата видачі завдання 20.04.2026р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд існуючих розробок та методів дослідження	20.04 – 10.05.2026 р.	
2	Розробка схеми вимірювального комплексу для моніторингу дихання	11.05 – 17.05.2026 р.	
3	Розробка програмного забезпечення	18.05 – 31.05.2026 р.	
4	Проведення експериментальних вимірювань дихання	24.05 – 04.06.2026 р.	
5	Оформлення пояснювальної записки та підготовка презентації	01.06 – 09.06.2026 р.	
6	Презентація дипломної роботи	09.06 – 14.06.2026	

Студент



Михайло ЧАЮН

Керівник



Олена ГУССВА

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка дипломної роботи має обсяг 61 сторінок, містить 13 рисунків та ілюстрацій, 3 таблиці, 28 найменувань у переліку посилань.

В дипломній роботі представлено результати дослідження та розробки програмно-апаратного комплексу для безконтактного моніторингу частоти дихальних рухів людини.

Здійснено розробку системи на основі мікроконтролера Arduino Uno R3 та FMCW-радарного модуля міліметрового діапазону Hi-Link HLK-LD2450 (24 ГГц).

Апаратна частина системи виконує низькорівневе зчитування і парсинг даних в форматі HEX через інтерфейс UART, забезпечуючи передачу інформації для подальшої обробки.

З програмного боку, MATLAB було використано для реалізації цифрової обробки отриманих респіраторних даних. Конвеєр обробки включає первинне зниження шуму та згладжування за допомогою фільтра ковзного середнього з адаптивним часовим вікном для усунення високочастотних артефактів та сходинок квантування АЦП. Дихальні цикли виділяються, а частота дихання розраховується у часовій області за допомогою алгоритмів детектування піків із динамічними амплітудними та часовими порогоми.

Експериментальна перевірка точності роботи системи проведена на контрольних дистанціях 14, 18 та 58 см в позиції сидючи та 65 см лежачи з паралельною метрологічною оцінкою на основі даних еталонного хронометражу.

Результати дослідження підтверджують практичне значення розробки, зокрема для застосування у комплексах дистанційного медичного скринінгу, клінічного моніторингу, а також інтеграції в «розумні госпіталі».

Ключові слова: *моніторинг дихання без контакту, FMCW-радіолокація, міліметрові хвилі, HLK-LD2450, цифрова обробка сигналів, MATLAB.*

ABSTRACT

This degree thesis the results of research into and the development of a hardware and software system for the contactless monitoring of human respiratory rate.

The research developed a system utilizing an Arduino Uno R3 microcontroller and a Hi-Link HLK-LD2450 millimeter-wave FMCW radar module (24 GHz).

This hardware component facilitates low-level data reading and parsing in HEX format through a UART serial interface, enabling accurate signal transmission for further processing.

On the software side, MATLAB was used to implement digital signal processing of the received respiratory data. The processing pipeline includes primary noise reduction and smoothing via a Moving Average filter with an adaptive time window to eliminate high-frequency artifacts and ADC quantization steps. The breathing cycles are isolated, and the respiration rate is calculated in the time domain using peak detection algorithms with dynamic amplitude and time thresholds.

Experimental verification of the system's accuracy was conducted at control distances of 14, 18, and 58 cm in a sitting position, and at 65 cm in a lying position, accompanied by a parallel metrological evaluation based on reference chronometry data.

The results underscore the practicality of this system for integration into remote medical screening platforms, clinical monitoring processes, and advanced "smart hospital" solutions.

Keywords: *non-contact respiration monitoring, FMCW radar technology, millimeter waves, HLK-LD2450 radar module, digital signal processing algorithms, MATLAB programming environment.*

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ	8
ВСТУП.....	9
Розділ 1. АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ПРИСТРОЇВ БЕЗКОНТАКТНОГО МОНІТОРИНГУ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ.....	11
1.1. Актуальність і сфери використання безконтактного моніторингу	11
1.1.1. Соціально-медична важливість радіолокаційної технології.....	11
1.1.2. Основні напрямки використання	12
1.1.3. Переваги радіолокаційного підходу	12
1.2. Основні принципи радіолокаційного дослідження зондування біологічних об'єктів	13
1.2.1. Взаємодія електромагнітного випромінювання міліметрового діапазону з біологічними тканинами	13
1.2.2. Модель грудної клітки як генератора фазомодульованого сигналу внаслідок мікрорухів (дихання)	15
1.2.3. Вплив інтерференційних завад та ефектів багатопроменевого поширення у закритих приміщеннях	17
1.3. Порівняння та аналіз різних технологій радіолокації	18
1.3.1. Радари з безперервним випромінюванням	19
Радари з безперервним випромінюванням (CW)	19
1.3.2. Імпульсні широкосмугові системи	19
1.3.3. Технологія частотно-модульованого безперервного сигналу	19
1.3.4. Узагальнений висновок за п.1.3	20
1.4. Технологія MIMO та архітектура антенні системи	21
1.4.1. Конфігурація 1T2R та принципи пеленгації	21
1.4.2. Метод різницево-фазового пеленгування	21
1.4.3. Діаграма спрямованості та характеристики покриття модуля "Hi- Link" HLK-LD2450	22
1.5. Огляд і дослідження світового досвіду та комерційних рішень	24
1.6. Аспекти охорони навколишнього середовища і безпеки користування	25
1.6.1. Розрахунок потужності випромінювання потоку енергії та відповідність стандартам ICNIRP	25
1.6.2. Приватності й етичні аспекти експлуатації радарних систем	27
1.6.3. Утилізація електронних компонентів після використання та вплив виробництва на екологію	27
Висновки до розділу 1	28

Розділ 2. ПРОЕКТУВАННЯ ТА ПРОГРАМНО-АПАРATНА РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ	29
2.1. Постановка задачі та технічні вимоги до розробки	29
2.2. Апаратне забезпечення системи	31
2.3. Програмна реалізація та протокол обміну даними	33
2.3.1. Структура вхідних HEX-пакетів протоколу UART	33
2.3.2. Алгоритм парсингу (розбору) даних у реальному часі	35
2.3.3. Використання бібліотеки SoftwareSerial для стабільного зв'язку	36
2.4. Методи цифрової обробки сигналів біометричних показників	37
2.4.1. Первинна фільтрація шумів та артефактів руху	37
2.4.2. Алгоритм виділення дихального циклу з сигналу швидкості	37
2.4.3. Програмна реалізація лічильника частоти дихання (ЧД)	38
2.5. Візуалізація даних та інтерфейс користувача	38
2.5.1. Технічний моніторинг (Serial Plotter)	39
2.5.2. Функціональний інтерфейс користувача	39
Висновки до Розділу 2	40
Розділ 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ	42
3.1. Опис експериментальної установки та умов проведення тестів	42
3.2. Методика калібрування та налаштування порогів чутливості	44
3.3. Аналіз результатів вимірювання частоти дихання та оцінка точності системи	46
Висновки до Розділу 3	54
ВИСНОВКИ	56
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	58
Додаток А. Програмний код	63
Додаток Б. Масиви даних	66
Додаток Б.1. Експеримент 1 – 14 см, сидяче положення	66
Додаток Б.2. Експеримент 2 – 18 см, сидяче положення	73
Додаток Б.3. Експеримент 3 – 58 см, сидяче положення	80
Додаток Б.4. Експеримент 4 – 65 см, лежаче положення	86

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

ГДР	Гранично допустимі рівні
ЕМХ	електромагнітна хвиля
ЧДР	Частота дихальних рухів
ЩПЕ	Щільність потоку енергії
1T2R	1 передавач, 2 приймачі (від англ. <i>1 Transmitter, 2 Receivers</i>).
2D FFT	2D FFT (2D Fast Fourier Transform — двовимірне швидке перетворення Фур'є)
CW	Режим роботи передавача, відомий як безперервна хвиля (Continuous Wave) або телеграфний сигнал
DoA	Direction of Arrival — це технологія, яка використовується в обробці сигналів для визначення напрямку (азимута та кута місця), з якого радіо-, звукова або електромагнітна хвиля надходить до приймача
FMCW	технологія частотно-модульованої безперервної хвилі (Frequency-Modulated Continuous Wave)
I/Q- канали	I –синфазний (In-phase), Q – квадратурний (Quadrature) канали
IR-UWB	Імпульсно-радіо-надширокосмугові системи (Impulse-Radio Ultra Wideband)
LFM	(лінійно-частотно модульований) сигнал або ЛЧМ
MIMO	(Multiple Input Multiple Output), «кілька входів, кілька виходів» — це технологія, яка використовує кілька антен для одночасного передавання й приймання даних
SNR	співвідношення сигнал/шум
UWB	Надширокосмугові системи (Ultra-Wideband)

ВСТУП

Актуальність теми. Розробка систем безконтактного моніторингу спрямована на створення сучасних програмно-апаратних рішень, здатних автономно контролювати життєво важливі показники пацієнтів без використання натільних сенсорів. Традиційні контактні методи, такі як пульсоксиметрія, електрокардіографія (ЕКГ) чи використання ременів, викликають дискомфорт, особливо в осіб із ушкодженнями шкіри або опіками. Вони також незручні для тривалого нічного моніторингу.

Впровадження мікрохвильової FMCW-радіолокації у міліметровому діапазоні (24 ГГц) дозволяє фіксувати респіраторні мікропереміщення грудної клітки з високою чутливістю, забезпечуючи при цьому приватність, цілковиту неінвазивність та можливість роботи через бар'єри з текстилю.

Це підкреслює важливість розробки мобільних радарних систем для реального часу моніторингу дихання у контексті сучасної цифрової медицини.

Мета роботи – розробка діагностичної вимірювальної системи для моніторингу частоти дихальних рухів (ЧДР) на основі інтеграції радіолокаційного модуля міліметрового діапазону HLK-LD2450 із мікроконтролерною платформою Arduino Uno.

Для досягнення визначеної мети слід виконати наступні **завдання**:

1. Проаналізувати сучасні методи, підходи та алгоритми для безконтактного вимірювання біомедичних параметрів людини за допомогою мікрохвильових радіолокаційних систем.

2. Дослідити існуючі програмно-апаратні засоби, що придатні для створення системи безконтактного моніторингу дихання.

3. Розробити програмне забезпечення для мікроконтролера з метою первинного збору даних, а також створити алгоритми цифрової обробки біосигналів у середовищі MATLAB у відповідності до тематики дослідження.

4. Провести тестування програмного забезпечення, експериментальні дослідження та метрологічну оцінку точності роботи системи.

Апробація результатів роботи. Виконані в межах бакалаврської роботи дослідження є частиною НДДКР «Методи і системи хмарного сервісу для візуального моніторингу функціонального стану людини за параметрами електричного біоімпедансу і відеоряду обличчя» (державний реєстраційний номер 0125U001610), що виконується на кафедрах РІ та ПРЕ під керівництвом професора, д.т.н. О.Б. Шарпана.

Результати дипломної роботи можуть бути використані в комплексах дистанційного медичного скринінгу, клінічного моніторингу, а також інтеграції в «розумні госпіталі».

Структура та обсяг роботи. Дипломна робота включає вступ, три розділи, загальні висновки, список використаних джерел та два додатки. Загальний обсяг пояснювальної записки становить 93 сторінку. Основна частина складає 61 сторінок і містить 13 рисунків, 3 таблиці та 28 позицій у списку джерел.

Розділ 1. АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ПРИСТРОЇВ БЕЗКОНТАКТНОГО МОНІТОРИНГУ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ

В першому розділі здійснено всебічний аналіз сучасного стану та перспектив розвитку безконтактних систем моніторингу параметрів життєдіяльності організму

1.1. Актуальність і сфери використання безконтактного моніторингу

Сучасний підхід у медичному приладобудуванні орієнтований на перехід від традиційних контактних технологій до інтелектуальних безконтактних сенсорних мереж. Застарілі методи моніторингу життєвих показників (на кшталт ЕКГ, пульсоксиметрії чи пневмографії) потребують фізичного закріплення датчиків на тілі пацієнта, що супроводжується низкою значних недоліків:

- **Фізичний та емоційний дискомфорт:** закріплення сенсорів обмежує свободу рухів, негативно впливаючи на точність вимірювань, особливо під час сну.
- **Медичні ризики:** можливість подразнень шкіри, алергічних реакцій на клейкі матеріали чи передавання інфекцій через контактні поверхні.
- **Технічні недоліки:** чутливість до рухових артефактів, висихання провідних гелів і складнощі з дезінфекцією кабелів.

Застосування радіолокаційних технологій міліметрового діапазону (mmWave) відкриває можливості для усунення цих проблем. Вони забезпечують стійкий моніторинг незалежно від освітлення чи наявності перепон, таких як одяг або постільні речі.

1.1.1. Соціально-медична важливість радіолокаційної технології

- **Розширення доступу до медичних послуг:** використання недорогих OEM-модулів (наприклад, високоточного мікрохвильового радарного датчика присутності людини HLK-LD2450) дає змогу створювати фінансово доступні системи для скринінгових обстежень малозабезпеченого населення.
- **Підтримка активного довголіття:** дистанційний контроль за життєвими показниками літніх людей вдома значно знижує навантаження на медичний персонал і допомагає уникнути явища «стресу білого халата».

- **Протидія інфекційним загрозам:** можливість безконтактного моніторингу є ключовим елементом у боротьбі з поширенням інфекційних захворювань (як-от COVID-19), оскільки виключає необхідність фізичного контакту з пацієнтом.

1.1.2. Основні напрямки використання

- **Неонатологія:** контроль за диханням новонароджених у кувезах для запобігання синдрому раптової дитячої смерті (SIDS) без ризику пошкодження чутливої шкіри.
- **Сомнологія:** зручний скринінг апное уві сні в домашніх умовах без зайвого дискомфорту, викликаного численними проводами обладнання для полісомнографії.
- **Інфекційні та опікові відділення:** контроль стану пацієнтів у випадках, коли фізичний контакт є ризикованим чи зовсім неможливим.
- **Технології для літніх людей:** інтегровані у «розумні будинки» системи, які автоматично реагують на падіння або відсутність дихальних рухів, водночас гарантуючи дотримання права на приватність.

1.1.3. Переваги радіолокаційного підходу

- **Висока точність:** завдяки малій довжині хвилі (лише 12,5 мм на частоті 24 ГГц) можна фіксувати мінімальні рухи грудної клітини з амплітудою у долі міліметра.
- **Проникнення через матеріали:** ця технологія здатна надійно працювати навіть крізь тканини, пластик чи стіни з гіпсокартону.
- **Приватність:** на відміну від камер спостереження, радіолокаційні радары формують лише хмари цифрових точок, що унеможлиблює ідентифікацію особи та знімає етичні застереження.

Енергоефективність і безпечність: технологія використовує малі рівні випромінювання (усього кілька міліватів), роблячи її екологічно дружньою для тривалого застосування.

Отже, безконтактний радіолокаційний моніторинг виступає як перспективний засіб для покращення якості життя та оптимізації роботи системи громадського здоров'я в контексті цифрової трансформації медичної галузі.

1.2. Основні принципи радіолокаційного дослідження зондування біологічних об'єктів

Теоретична основа безконтактного моніторингу ґрунтується на властивості електромагнітних хвиль взаємодіяти з біологічними тканинами та відбиватися від меж розділу середовищ із різними діелектричними характеристиками. На відміну від традиційної радіолокації, основною метою якої є визначення координат і швидкості макрооб'єктів, технологія зондування біологічних об'єктів (Bio-radar sensing) фокусується на реєстрації дрібних періодичних коливань поверхні тіла, які спричинені кардіореспіраторною активністю.

Цей процес будується на аналізі модуляції параметрів відбитого сигналу, таких як фаза, частота або час затримки. Ця модуляція виникає через мікрорухи грудної клітки пацієнта, зумовлені серцевими та дихальними процесами. У представленому розділі розглядаються фізичні механізми взаємодії міліметрових хвиль із біологічними тканинами, математичні методи моделювання (формування) біомедичних сигналів, а також особливості поширення радіохвиль у замкнених просторах з урахуванням унікальних радіофізичних характеристик людського організму.

1.2.1. Взаємодія електромагнітного випромінювання міліметрового діапазону з біологічними тканинами

Під час дослідження біологічних об'єктів із застосуванням радіолокаційних методів ключову роль відіграє характер взаємодії електромагнітної хвилі (ЕМХ) із багат шаровою структурою людського тіла. Оскільки біологічні тканини являють собою гетерогенні середовища з високим вмістом води, їхні радіофізичні властивості, такі як діелектрична проникність ϵ та тангенс кута втрат $\tan \delta$, суттєво змінюються залежно від частоти зондувального сигналу.

Основні механізми взаємодії в міліметровому діапазоні:

1. **Відбиття від межі середовищ.** Для радіохвиль із частотою 24 ГГц людське тіло виступає об'єктом із високою комплексною діелектричною проникністю. Значна частина енергії ЕМХ відбивається від межі «повітря – шкіра», адже тут виникає помітний контраст діелектричних характеристик (наприклад, для сухої шкіри на частоті 24 ГГц $\epsilon_r \approx 15...20$, тоді як для повітря $\epsilon_r = 1$) [7,8]. Це дозволяє розглядати поверхню тіла як високоефективний відбивач, що модулює фазу сигналу відповідно до механічних рухів поверхні.
2. **Глибина проникнення (ефект skin depth).** У міліметровому діапазоні глибина проникнення ЕМХ у тканини з високим вмістом води, як-от м'язи, шкіра чи внутрішні органи, є доволі малою і становить всього 1...3 мм. Це означає, що основна інформація, яка отримується біорадаром, формується за рахунок деформації саме зовнішніх шарів. Однак коливання внутрішніх органів, таких як серце, передаються через тканини до поверхні грудної клітки у вигляді мікроамплітудних поштовхів. Ці поштовхи можна точно реєструвати за допомогою фазового детектора.
3. **Дисипативні втрати.** Використання високої частоти (24 ГГц) спричиняє значне поглинання енергії молекулами води через релаксацію Дебая. З інженерної точки зору це забезпечує домінування відбитого сигналу від поверхневого шару з мінімізацією небажаних відбиттів від глибших структур, що полегшує цифрову фільтрацію під час аналізу сигналів дихання.

Вплив діелектричних властивостей на точність результатів:

Коефіцієнт відбиття R від поверхні тіла описується формулою для нормального падіння хвилі:

$$R = \left| \frac{\sqrt{\epsilon^*} - 1}{\sqrt{\epsilon^*} + 1} \right|^2,$$

де ϵ^* — це комплексна діелектрична проникність тканин [7].

Оскільки вміст води в біологічних тканинах є досить стабільним параметром, забезпечується висока повторюваність результатів незалежно від індивідуальних особливостей пацієнта, таких як тип шкіри чи вік.

Застосування міліметрового діапазону частот (24 ГГц) у поєднанні з високою діелектричною проникністю біологічних тканин перетворює грудну клітку на своєрідне «рухоме дзеркало». Це створює оптимальні умови для високочутливого виявлення мікропереміщень, що є критично важливим для точного та безконтактного вимірювання частоти дихання й серцевих скорочень.

1.2.2. Модель грудної клітки як генератора фазомодульованого сигналу внаслідок мікрорухів (дихання)

Для математичного моделювання безконтактного моніторингу важливо описати поверхню грудної клітки пацієнта як рухомий рефлексор, положення якого змінюється в часі згідно з періодичним або квазіперіодичним законом. В рамках радіолокаційного підходу ця модель використовується як механічний модулятор фази відбитого сигналу.

Механізм формування сигналу

При зондуванні об'єкта безперервним гармонічним сигналом випромінюваний хвильовий сигнал $s(t)$ може бути представленим у вигляді:

$$s(t) = A \cos(2\pi f_c t + \phi_0),$$

де f_c — носійна частота (для досліджуваної системи вона становить 24 ГГц), ϕ_0 — початкова фаза [1,2].

Сигнал ($r(t)$), що відбивається від грудної клітки пацієнта, надходить до приймальної антени радара з певною часовою затримкою ($\tau(t)$), яка визначається миттєвою дистанцією ($d(t)$) між антеною та поверхнею тіла. Ця залежність математично формулюється як ($\tau(t) = \frac{2d(t)}{c}$) [1,2], де (c) є швидкістю світла. Відтак, прийнятий сигнал можна подати у вигляді наступного рівняння:

$$r(t) = B \cos(2\pi f_c(t - \tau(t)) + \phi_0) = B \cos\left(2\pi f_c t - \frac{4\pi f_c d(t)}{c} + \phi_0\right) [2,4],$$

де (B) позначає амплітуду сигналу, яка залежить від зменшення інтенсивності хвилі у просторі та коефіцієнта відбиття на межі середовищ «повітря — шкіра».

Миттєву відстань $(d(t))$ можна декомпозувати на дві складові:

$$d(t) = d_0 + x(t),$$

де d_0 — середня відстань до пацієнта, а $x(t)$ представляє мікрорухи поверхні тіла, які викликані процесами дихання $x_{resp}(t)$ та серцебиття $x_{cardio}(t)$ [4,5].

Фазова модуляція

Зміна відстані $d(t)$ призводить до зміни фазового зсуву відбитого сигналу, що можна виразити формулою:

$$\psi(t) = \frac{4\pi d(t)}{\lambda} = \frac{4\pi d_0}{\lambda} + \frac{4\pi x(t)}{\lambda},$$

де λ — довжина хвилі (наприклад, для 24 ГГц приблизно $\lambda \approx 12.5$ мм) [2,6].

Амплітуди коливань поверхні грудної клітки під час дихання $x_{resp}(t)$ варіюються в межах 2...12 мм, тоді як амплітуди скорочень через серцебиття $x_{cardio}(t)$ — у межах 0.1...0.5 мм. Такі мікрорухи викликають значні фазові зсуви. Наприклад, переміщення поверхні всього на 3.125 мм (чверть довжини хвилі для частоти 24 ГГц) спричиняє фазовий зсув на 180° (π радіан). Таким чином, радіолокаційний метод у міліметровому діапазоні забезпечує надвисоку чутливість.

Спектральний склад

На виході квадратурного змішувача радара отриманий сигнал є фазомодульованим і містить такі основні компоненти:

$$y(t) = I(t) + jQ(t) = A_G \cdot \exp(j \cdot \psi(t)) [2],$$

де $y(t)$ — це комплексний аналітичний сигнал, який формується на виході квадратурного демодулятора. Він складається з двох основних компонентів: $I(t)$ — синфазної складової (реальної частини), та $Q(t)$ — квадратурної складової (уявної частини). Ці компоненти повністю описують амплітуду та фазу респіраторних рухів грудної клітки пацієнта. У рівняннях використовується уявна одиниця j , яка визначається як $j = \sqrt{-1}$. Параметр A_G представляє амплітуду відбитого радіосигналу, а $\psi(t)$ — це повна фаза сигналу, яка включає в себе всю респіраторну інформацію.

- Низькочастотну складову (0.1...0.5 Гц), що відповідає частоті дихання.
- Високочастотну складову (0.8...2.5 Гц), що відповідає частоті серцевих скорочень (пульсу).
- Шумові компоненти, що спричинені випадковими рухами або перешкодами.

Таким чином, модель грудної клітки можна представити як складну нелінійну систему генерації фазових зсувів. Завдяки високій робочій частоті радіолокаційної системи навіть незначні фізіологічні процеси стають помітними в енергетичному спектрі відбитого сигналу. Це відкриває можливість застосування алгоритмів цифрової обробки для розділення компонентів дихального та серцевого ритмів із загального фазового портрета моніторингового об'єкта.

1.2.3. Вплив інтерференційних завад та ефектів багатопроменевого поширення у закритих приміщеннях

При впровадженні систем безконтактного моніторингу у реальних умовах, таких як лікарняні палати чи житлові приміщення, критично важливим є врахування складної завадової обстановки. У порівнянні з ідеалізованими моделями для відкритого простору, поширення міліметрових хвиль у закритих приміщеннях супроводжується явищами багатопроменевості та інтерференції.

Основні фактори, що впливають на якість сигналу:

1. **Багатопроменеве поширення.** Сигнал досягає об'єкта моніторингу як прямим шляхом, так і через низку відбиттів від стін, стелі, підлоги чи металевих поверхонь обладнання. На місці прийому ці сигнали накладаються один на одного з різними фазовими зсувами, що може викликати як конструктивну підсилюючу інтерференцію, так і деструктивну інтерференцію, що проявляється завмиранням сигналу.
2. **Мертві зони.** Через деструктивну інтерференцію можуть виникати локальні області з мінімальним рівнем потужності сигналу. Це потребує ретельного розташування модуля HLK-LD2450 [15] відносно пацієнта для мінімізації завмирань та забезпечення стабільного співвідношення сигнал/шум (SNR).
3. **Завади від нерухомих об'єктів.** Такі елементи, як стіни чи меблі, створюють сильні відбиття, амплітуда яких може перевищувати рівень сигналу від

мікрорухів грудної клітки. Попри те, що такі статичні відбиття мають нульову доплерівську частоту і теоретично можуть бути відфільтровані, існує ризик насичення вхідних каскадів приймача, що суттєво знижує динамічний діапазон системи.

4. **Рухомі завади.** Присутність інших рухомих об'єктів у зоні видимості радара (наприклад, медичний персонал, штори чи вентилятори) ускладнює роботу системи. Такі об'єкти генерують власні фазові модуляції, що можуть перекриватися зі спектром сигналу від дихання пацієнта, спотворюючи результати моніторингу.

Шляхи мінімізації завад:

Для покращення точності вимірювань у сучасних радіолокаційних системах використовують методи просторової фільтрації (зокрема, спрямовані антени) та адаптивні алгоритми цифрової обробки сигналів. Наприклад, застосування квадратурної демодуляції (I/Q -канали) дозволяє компенсувати проблему «точки спокою», коли рух об'єкта припадає на зону мінімальної чутливості фазового детектора.

Ефекти багатопроменевості формують специфічне середовище для роботи радіолокаційних систем у закритих приміщеннях, що слід враховувати під час розробки алгоритмів обробки сигналів. Використання міліметрового діапазону частот (24 ГГц) сприяє частковому вирішенню цих питань завдяки вузькій спрямованості випромінювання навіть при компактних розмірах антенної решітки. Це дозволяє краще фокусувати зону зондування та зменшувати кількість небажаних відбиттів від навколишніх поверхонь.

1.3. Порівняння та аналіз різних технологій радіолокації

Ефективність безконтактного моніторингу залежить від конструкції радіолокаційної системи та вибраного частотного діапазону. У сучасному приладобудуванні виділяють три ключові підходи, що характеризуються різним рівнем роздільної здатності, стійкістю до завад і складністю впровадження.

1.3.1. Радари з безперервним випромінюванням

Радари з безперервним випромінюванням (CW) є найпростішими і функціонують на незмінній частоті f_c . Основою для детектування біосигналів слугує ефект Доплера: рух грудної клітки призводить до зсуву частоти, що описується формулою:

$$f_d = \frac{2v(t)}{\lambda} [1,12].$$

До переваг таких систем відносяться їх конструктивна простота, невисока вартість та висока чутливість до мікрорухів. Однак існують і слабкі сторони: вони не забезпечують роздільної здатності за дальністю, тобто неспроможні розрізняти об'єкти на різних відстанях. Також присутня проблема «мертвої зони», яка спричиняє втрату сигналу на відстанях, кратних $\lambda/4$.

1.3.2. Імпульсні широкосмугові системи

Технологія імпульсних широкосмугових систем (IR-UWB) ґрунтується на випромінюванні ультракоротких імпульсів із тривалістю у наносекундному та пікосекундному діапазонах. Аналіз дихання виконується шляхом оцінки часового зсуву відбитого сигналу, вираженого формулою

$$\Delta\tau = \frac{2\Delta x}{c} [2,13].$$

Переваги технології включають високу роздільну здатність за відстанню, мінімальний рівень випромінюваної потужності та здатність проникати крізь стіни.

До недоліків належать необхідність використання надшвидких аналого-цифрових перетворювачів, значні витрати на обчислювальні ресурси та дещо нижчу чутливість до виявлення мікрорухів порівняно із системами, що працюють у міліметровому діапазоні.

1.3.3. Технологія частотно-модульованого безперервного сигналу

FMCW-радары використовують сигнал із лінійною частотною модуляцією (LFM), який зазвичай називають "чірпом". Для визначення відстані до об'єкта обчислюється частота биття за формулою

$$(f_b = \frac{S \cdot 2R}{c})$$

де S — це крутість зміни частоти, R — відстань до об'єкта, а c — швидкість світла[2,10].

Переваги FMCW-радарів:

1. **Висока роздільна здатність.** Вони забезпечують точне виявлення та локалізацію об'єкта (наприклад, пацієнта), водночас ігноруючи рухи за межами робочої зони.
2. **Стійкість до завад.** Ефективно функціонують у середовищах із багатопроменевим поширенням хвиль, що критично в складних умовах.
3. **Багатоцільовий моніторинг.** Дає змогу одночасно розрізняти сигнали, що походять від кількох об'єктів чи осіб.
4. **Обробка 2D FFT** (двовимірне швидке перетворення Фур'є). Дозволяє одночасно отримувати дані про відстань до об'єкта та фазу його руху, наприклад, для моніторингу дихання.

1.3.4. Узагальнений висновок за п.1.3

В Табл.1.1 порівнюються характеристики розглянутих технологій.

Таблиця 1.1. Порівняльна таблиця характеристик параметрів радіолокації

Параметри	CW	IR-UWB	FMCW
Визначення відстані	Ні	Так	Так
Чутливість до мікрорухів	Висока	Середня	Дуже висока
Складність обробки	Низька	Висока	Середня
Вартість реалізації	Низька	Висока	Середня

Висновок: Технологія FMCW у міліметровому діапазоні (24 ГГц) є найкращим рішенням для медичного моніторингу. Її переваги включають високу фазову чутливість, характерну для CW-радарів, у поєднанні зі здатністю до просторової селективності, властивою імпульсним системам. Ця технологія забезпечує надійну фіксацію дихання навіть в умовах складного акустичного та електромагнітного оточення.

1.4. Технологія MIMO та архітектура антенні системи

Розвиток радіолокаційних систем досяг нового рівня завдяки впровадженню технології MIMO (Multiple Input Multiple Output), яка не лише реєструє рух, але й дозволяє визначати просторові координати об'єкта, такі як азимут і кут місця. У міліметровому діапазоні частот (24 ГГц) ця технологія реалізується за допомогою компактних фазованих антенних решіток, що інтегруються безпосередньо в друковану плату сенсора, забезпечуючи високу точність і ефективність.

1.4.1. Конфігурація 1T2R та принципи пеленгації

Для малогабаритних радарів на кшталт HLK-LD2450 використовують архітектуру 1T2R (один передавач, два приймачі), яка є базовою. Така конфігурація дозволяє застосовувати метод різницево-фазового пеленгування DoA (Direction of Arrival).

Геометрія антенної решітки

Відстань d між приймальними антенами ($RX1$ та $RX2$) обирають рівною $\lambda/2$ (близько 6,25 мм для частоти 24 ГГц). Це забезпечує уникнення просторової неоднозначності, тобто ефекту «просторових пелюсток».

Математична модель

Коли сигнал від об'єкта надходить до антен під кутом θ , через різницю довжин променів між ними виникає фазовий зсув $\Delta\phi$, який описується формулою:

$$\Delta\phi = \frac{2\pi \cdot d \cdot \sin \theta}{\lambda} [10,14].$$

На основі цієї залежності азимутальний кут θ визначається за допомогою зворотної тригонометричної функції:

$$\theta = \arcsin\left(\frac{\Delta\phi \cdot \lambda}{2\pi \cdot d}\right) [12,14].$$

Цей підхід дозволяє точно визначати напрямок джерела сигналу за допомогою простої та компактної радіолокаційної системи.

1.4.2. Метод різницево-фазового пеленгування

Процес визначення азимуту за допомогою цифрового сигнального процесора (DSP) модуля складається з кількох ключових етапів, які забезпечують

високоточну обробку даних та локалізацію джерела сигналу. Основні етапи включають:

1. Квадратурну демодуляцію, що полягає в отриманні комплексних сигналів із обох каналів для подальшої аналізу їхніх характеристик.
2. Розрахунок фазового зсуву, який здійснюється через визначення аргументу комплексного відношення між сигналами. Цей етап дозволяє точно оцінити різницю фаз між каналами.
3. Перетворення координат, де фазова інформація трансформується у відповідну кутову координату в реальному масштабі часу. Це забезпечує оперативність і точність у визначенні напрямку джерела сигналу.

Використання високочастотного сигналу на рівні 24 ГГц забезпечує виняткову точність у визначенні напрямку джерела сигналу, дозволяючи досягти похибки лише в межах кількох градусів. Такий технологічний підхід надає змогу ефективно визначати місцезнаходження джерела, наприклад, дихання, зводячи до мінімуму вплив зовнішніх факторів, як-от рух штор чи робота вентиляторів.

1.4.3. Діаграма спрямованості та характеристики покриття модуля "Hi-Link" HLK-LD2450

Ефективність моніторингу значною мірою залежить від зони чутливості антен модуля HLK-LD2450, визначеної за його діаграмою спрямованості. Кут огляду за азимутом становить $\pm 60^\circ$ (загальний сектор охоплення — 120°), що забезпечує покриття типових розмірів лікарняної палати (Рис.1.1). Кут огляду за кутом місця дорівнює $\pm 35^\circ$, завдяки чому знижуються небажані відбиття сигналу від поверхонь, таких як підлога та стеля.

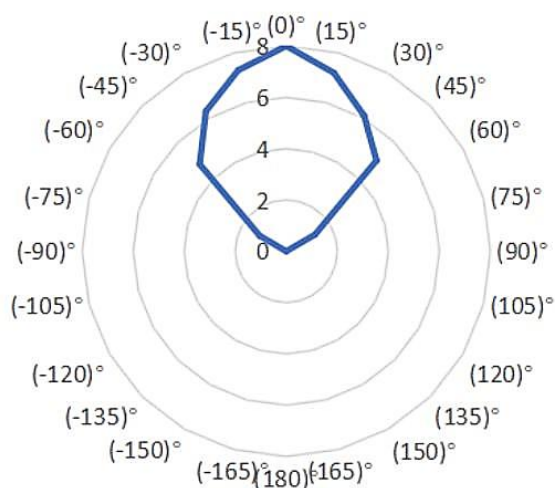


Рисунок 1.1 – Схематичне зображення зони охоплення при настінному монтажі радара (висота стіни — 1,5 м) [15]

Варто звернути увагу і на дистанцію виявлення: відстеження рухів об'єктів може здійснюватися на відстані до 6–8 метрів (Рис. 1.2). Водночас зона, де забезпечується стабільна реєстрація мікропереміщень, таких як дихання, має обмежені просторові характеристики [14, 15].

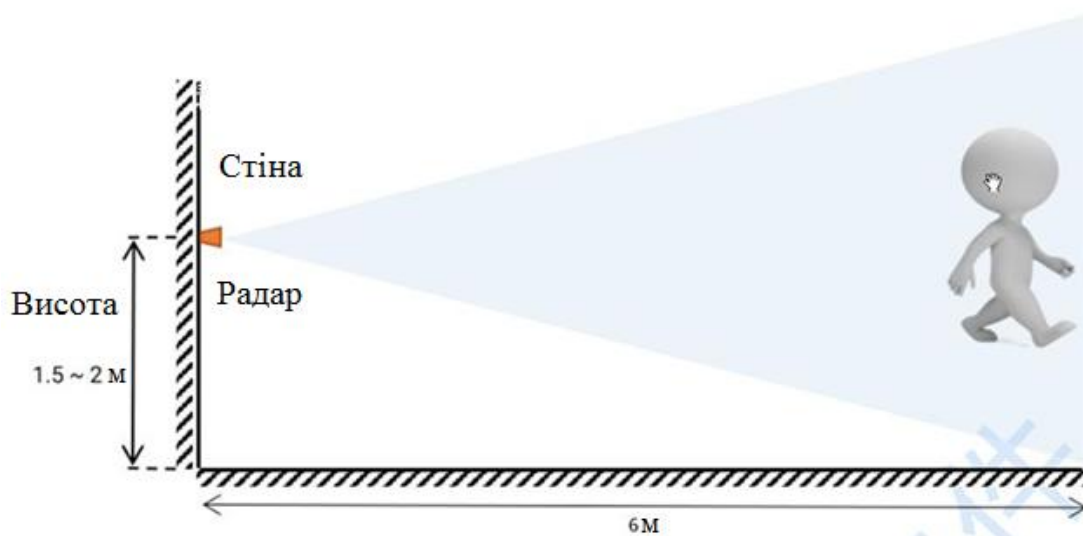


Рисунок 1.2. Схема настінного кріплення й дальність трекінгу [15]

Використання архітектури MIMO-1T2R трансформує радар у повноцінний просторовий сенсор. Це дає можливість не лише реєструвати процеси дихання, але і точно визначати їх просторову прив'язку до конкретного положення пацієнта. Така функціональність є важливою передумовою для створення систем багатоцільового моніторингу, забезпечуючи більш точну і ефективну діагностику та контроль.

1.5. Огляд і дослідження світового досвіду та комерційних рішень

Сучасний розвиток технологій безконтактного моніторингу стрімко перейшов із меж лабораторних досліджень у активний сегмент ринку Digital Health. Глобальна практика демонструє два ключові напрямки еволюції: професійне медичне обладнання та споживчі електронні пристрої, орієнтовані на «розумний дім».

Передові компанії, такі як Novelda та EarlySense, успішно інтегрували технології FMCW і UWB радарів у клінічну практику для спостереження за немовлятами та пацієнтами в критичних станах. Паралельно ІТ-гіганти, серед яких Google (з технологією Soli на частоті 60 ГГц) і Apple, впроваджують радіолокаційні сенсори у побутові прилади, що дозволяє проводити пасивний аналіз фаз сну та виявляти апное без застосування камер, забезпечуючи максимальну конфіденційність користувача.

Для створення таких систем на доступному рівні OEM-рішень у діапазоні 24 ГГц найбільшу популярність отримали модулі від DFRobot, Seeed Studio та Hi-Link. Детальні характеристики зазначених модулів представлені в Табл. 1.2.

Таблиця 1.2. Порівняння характеристик радіолокаційних модулів в діапазоні 24 ГГц

Параметр	DFRobot SEN0395	Seeed mmWave	HLK-LD2450
Технологія	CW	FMCW	FMCW (MIMO)
Кутова роздільність	Відсутня	Обмежена	Висока (1T2R)
Дальність (дихання)	До 3 м	До 4 м	До ~4 м
Інтерфейс	UART / I/O	UART	UART
Трекінг цілей	1 об'єкт	1 об'єкт	До 3 об'єктів

Дослідження показало, що прості модулі типу SEN0395, які побудовані на технології CW, не здатні забезпечити диференціацію об'єктів за відстанню, що є критично важливим у контексті використання в умовах лікарняної палати.

Модуль від компанії Seeed Studio має добру здатність до виявлення статичних об'єктів, однак функціонує як бінарний датчик із режимами «присутній/відсутній».

Натомість модуль HLK-LD2450, обраний у межах цієї роботи, відрізняється високою функціональністю завдяки застосуванню технології MIMO 1T2R, яка забезпечує повноцінне відстеження цілей у реальному часі. Така архітектура дозволяє не лише виявляти мікрорухи під час дихання, але і з високою точністю локалізувати джерело сигналу, ефективно ігноруючи сторонні перешкоди, як-от рух меблів або домашніх тварин. У результаті це робить HLK-LD2450 оптимальним вибором для створення доступного медичного прототипу з високим рівнем точності вимірювань.

1.6. Аспекти охорони навколишнього середовища і безпеки користування

Процес розробки медичних радіoeлектронних пристроїв вимагає ретельного дотримання встановлених стандартів у галузі біологічної безпеки, електромагнітної сумісності та екологічної відповідальності. Зважаючи на те, що такі системи призначені для тривалого використання з пацієнтами, особливого значення набувають дослідження впливу міліметрових хвиль на організм людини, а також забезпечення надійного захисту конфіденційності персональних даних.

1.6.1. Розрахунок потужності випромінювання потоку енергії та відповідність стандартам ICNIRP

Для забезпечення безпеки застосування модуля HLK-LD2450 у безпосередній близькості до пацієнта необхідно виконати розрахунок щільності потоку енергії (ЩПЕ) та зіставити його з гранично допустимими рівнями (ГДР), які визначені міжнародною комісією з радіаційного захисту від неіонізуючого випромінювання ICNIRP [17] та державними санітарними правилами і нормами України ДСТУ EN 62311:2014 [20].

Вихідні дані для розрахунку:

- **Робоча частота:** 24.125 ГГц;

- **Еквівалентна ізотропно-випромінювана потужність (EIRP):** 13 дБм (~0.02 Вт);
- **Мінімальна відстань до об'єкта моніторингу:** 0.5 м (типова дистанція при встановленні пристрою над ліжком);

Розрахунок щільності потоку енергії:

Щільність потоку енергії S на відстані r від ізотропного джерела визначається формулою:

$$S = \frac{P_{eirp}}{4\pi r^2}$$

де P_{eirp} — еквівалентна ізотропно-випромінювана потужність [6,15].

Підставляючи дані, отримуємо:

$$S = \frac{0.02}{4 \cdot 3.14 \cdot 0.5^2} = \frac{0.02}{3.14} \approx 0.00637 \text{ Вт/м}^2 = 0.637 \text{ мкВт/см}^2.$$

Відповідність стандартам:

Згідно з рекомендаціями ICNIRP для діапазону частот від 2 до 300 ГГц, допустимий рівень ЩПЕ для загального населення становить 10 Вт/м² (або 1000 мкВт/см²).

Порівняння результатів:

- Розраховане значення: 0.00637 Вт/м².
- Гранично допустима норма ICNIRP: 10 Вт/м².

Отже, рівень випромінювання модуля HLK-LD2450 на відстані 0.5 метра у 1570 разів менший за встановлений поріг безпеки. Навіть при безпосередньому контакті з корпусом пристрою, наприклад, на відстані 5 см, ЩПЕ буде близько 0.637 Вт/м², що також входить у межі безпечного рівня.

Вплив на біологічні тканини:

На частоті 24 ГГц випромінювання є неіонізуючим, і основний механізм його взаємодії — слабкий тепловий ефект. За таких низьких потужностей (мілівати) цей ефект фізично не відчутний та не викликає змін температури тканин або пошкоджень клітинних структур.

Розрахунки підтверджують, що модуль HLK-LD2450 є повністю радіологічно безпечним для пацієнтів і персоналу навіть за тривалої експлуатації.

Пристрій відповідає суворим міжнародним нормам щодо граничного впливу електромагнітних полів, що дозволяє його безпечно використання у житлових і медичних приміщеннях без необхідності додаткового захисту.

1.6.2. Приватності й етичні аспекти експлуатації радарних систем

Використання радарів замість традиційних відеокамер вирішує ключову дилему між забезпеченням безпеки та захистом приватності:

- **Анонімність:** такі системи не фіксують візуальних зображень, а лише реєструють координати та траєкторії руху, забезпечуючи конфіденційність.
- **Психологічний комфорт:** відсутність видимого об'єктива камери значно знижує рівень стресу у пацієнтів, що особливо важливо для приміщень, таких як палати інтенсивної терапії чи ванні кімнати.
- **Принципи роботи:** функціонування системи організоване відповідно до принципів інформованої згоди, з акцентом на мінімізацію збору надмірної інформації та надійне шифрування медичних даних.

1.6.3. Утилізація електронних компонентів після використання та вплив виробництва на екологію

Для зменшення кількості електронних відходів (E-waste) і мінімізації токсичного впливу на навколишнє середовище в рамках проєкту було реалізовано такі рішення:

- **Стандарт RoHS [19]:** усі використані компоненти, зокрема радар і ESP32, що виготовлені без небезпечних рівнів свинцю, ртуті та кадмію.
- **Енергоефективність:** низьке енергоспоживання модуля скорочує загальне навантаження на електромережу та зменшує обсяг вуглецевих викидів.
- **Переробка:** передбачено організацію роздільної утилізації пластикових корпусів (ABS/PLA) та механічну переробку плат для вилучення цінних металів, таких як мідь і золото.

Підсумок: відповідність вимогам ICNIRP та директивам RoHS забезпечує радіологічну безпеку системи для людини та екологічну нейтральність для природи, що створює сприятливі умови для її масштабного застосування в сучасній медичній практиці.

Висновки до розділу 1

1. Обґрунтовано необхідність переходу від традиційних контактних методів, таких як електрокардіографія (ЕКГ) та пневмографія, до безконтактних радіолокаційних систем. Це особливо важливо для забезпечення тривалого моніторингу у домашніх умовах, неонатології та відділеннях інфекційних захворювань, де використання електродів є технічно ускладненим або несе підвищені ризики.

2. Визначено доцільність застосування міліметрового діапазону частот (24 ГГц). Завдяки короткій довжині хвилі (12,5 мм) цей діапазон демонструє високу фазову чутливість до мікрорухів грудної клітки (амплітудою від 0,1 мм) та забезпечує більшу проникну здатність через одяг і інші перешкоди.

3. На основі аналізу фізичних механізмів взаємодії електромагнітних хвиль із біологічними тканинами встановлено, що через високу діелектричну проникність шкіри і незначну глибину проникнення хвиль поверхня тіла може виконувати функції високоефективного "рухомого дзеркала". Це дозволяє з великою точністю реєструвати кардіореспіраторну активність.

4. Порівняльний аналіз різних технологій радіолокації (CW, UWB, FMCW). показав, що в умовах закритих приміщень найбільш перспективними є системи, які поєднують аналіз доплерівського зсуву із просторовою селекцією об'єктів. Такий підхід мінімізує вплив багатопроменевого розповсюдження сигналу та інтерференційних завад.

5. Визначено, що використання малопотужних OEM-модулів (наприклад, серії HLK-LD) відповідає нормам безпеки Міжнародної комісії з захисту від неіонізуючого випромінювання (ICNIRP) та вимогам екологічної утилізації (RoHS). Це робить запропоновану систему безпечною для тривалого використання.

6. Одержані результати створюють міцне науково-технічне підґрунтя для подальшої розробки програмно-апаратної реалізації системи моніторингу, що базується на обґрунтованих технічних рішеннях.

Розділ 2. ПРОЕКТУВАННЯ ТА ПРОГРАМНО-АПАРАТНА РЕАЛІЗАЦІЯ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ

У другому розділі здійснено всебічне теоретичне проектування, наукове обґрунтування та комплексну системно-технічну розробку безконтактної системи моніторингу частоти дихання людини.

Запропонована архітектура системи та відповідне математичне забезпечення є повністю готовими до впровадження на практиці, проведення технічного налаштування та виконання експериментальної верифікації у рамках лабораторних умов.

2.1. Постановка задачі та технічні вимоги до розробки

Проектування системи безконтактного моніторингу спрямоване на створення програмно-апаратного комплексу, який здатний автономно відслідковувати життєво важливі показники пацієнта без застосування натільних датчиків. Основна мета розробки полягає в інтеграції радіолокаційного модуля міліметрового діапазону з мікроконтролерною платформою для обробки даних у реальному часі. Така система дозволить детектувати присутність людини, її просторове положення та контроль частоти дихальних рухів.

Вибір складових системи ґрунтується на особливих вимогах медичного застосування. У ролі основного сенсора використовується радарний модуль Hi-Link HLK-LD2450, який завдяки технології FMCW (частотно-модульованої безперервної хвилі) та антенній архітектурі MIMO 1T2R надає суттєві переваги над традиційними інфрачервоними чи доплерівськими датчиками. Його можливості охоплюють не тільки детекцію руху, але й отримання точних декартових координат (X та Y), що критично важливо для визначення розташування пацієнта в межах ліжка і фільтрації потенційних перешкод у зоні моніторингу.

Обчислювальним ядром обрано платформу Arduino Uno з мікроконтролером ATmega328P з огляду на її низьке енергоспоживання, широку наявність стабільних бібліотек для роботи через UART-протокол та простоту прототипування логічних інтерфейсів.

Розробка системи підпорядковується суворим технічним вимогам, які забезпечують її ефективність та практичність. Дистанція надійного виявлення мікрорухів грудної клітки має становити від 0.1 до 0.6 метрів, що відповідає типовій відстані розташування сенсора над ліжком пацієнта. Кут огляду за азимутом має бути не менше $\pm 60^\circ$, щоб охопити всю зону спостереження. Точність визначення просторових координат повинна забезпечувати похибку не більше 10...15 см, а частоту оновлення даних — не меншу за 10 Гц, що є необхідним для правильного аналізу дихального циклу та розрахунку частоти дихання (ЧДР).

Функціональна структура пристрою включає три рівні обробки інформації, що показані на Рис.2.1.

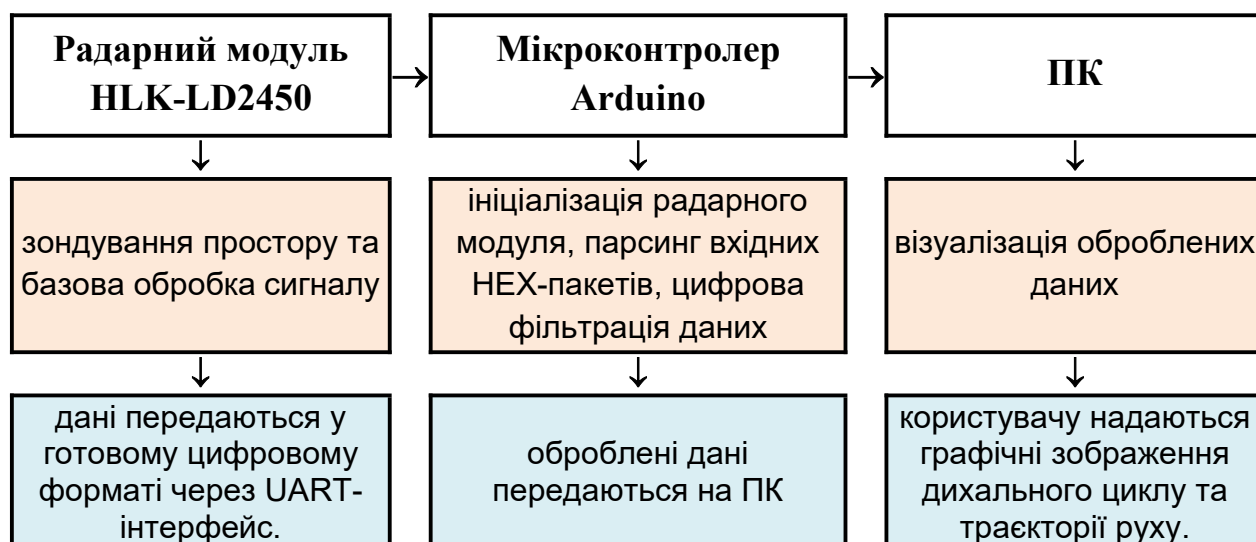


Рисунок 2.1 – Функціональна схема пристрою

- На першому рівні радарний модуль виконує зондування простору та базову обробку сигналу.
- На другому етапі мікроконтролер займається парсингом вхідних HEX-пакетів, цифровою фільтрацією даних і логічним аналізом стану пацієнта.
- На третьому рівні за допомогою ПК виконується візуалізація оброблених даних через послідовний порт: користувачу надаються графічні зображення дихального циклу та траєкторії руху.

Таким чином, запропонований підхід дозволяє створити надійну, економічно доступну і безпечну систему для безперервного медичного моніторингу, що може знайти широке застосування в закладах охорони здоров'я.

2.2. Апаратне забезпечення системи

Апаратний рівень системи побудовано на основі інтелектуального радарного модуля HLK-LD2450, що працює у частотному діапазоні 24 ГГц (ISM-діапазон). Архітектура модуля базується на принципі частотно-модульованої безперервної хвилі (FMCW), що дозволяє одночасно вимірювати три ключові параметри об'єкта: відстань, швидкість та напрямок руху. Відмінною рисою модуля є наявність однієї передавальної антени (TX) і двох приймальних (RX), які підтримують технологію MIMO 1T2R. Така конфігурація забезпечує можливість визначення азимутального кута об'єкта завдяки аналізу фазового зсуву між сигналами на обох приймальних антенах. Інтегрований цифровий сигнальний процесор (DSP) дозволяє модулю виконувати швидке перетворення Фур'є (FFT) та застосовувати складні алгоритми фільтрації для точного виявлення цілей. Зібрані дані про три об'єкти одночасно передаються у готовому цифровому форматі через UART-інтерфейс.

Модуль HLK-LD2450 має такі технічні характеристики:

- робоча напруга живлення — 5 В постійного струму,
- рівень логічних сигналів UART — 3.3 В,
- споживаний струм — приблизно 80 мА,
- частотний діапазон роботи — 24.00–24.25 ГГц,
- максимальна дальність детекції руху — до 6 м.
- UART-інтерфейс за замовчуванням працює зі швидкістю передачі даних 256000 бод.

Для сприяння інтеграції в загальну архітектурну конфігурацію пристрою на друкованій платі передбачено вбудований лінійний стабілізатор напруги (LDO). Цей компонент забезпечує надійність функціонування під час живлення від керувального мікроконтролера з напругою живлення 5 В. Топологія розташування елементів на друкованій платі радарного модуля зображена на рисунку 2.2, тоді як детальний функціональний опис виводів модуля, включно із схемою підключення інтерфейсного роз'єму, наведено на Рис. 2.3.

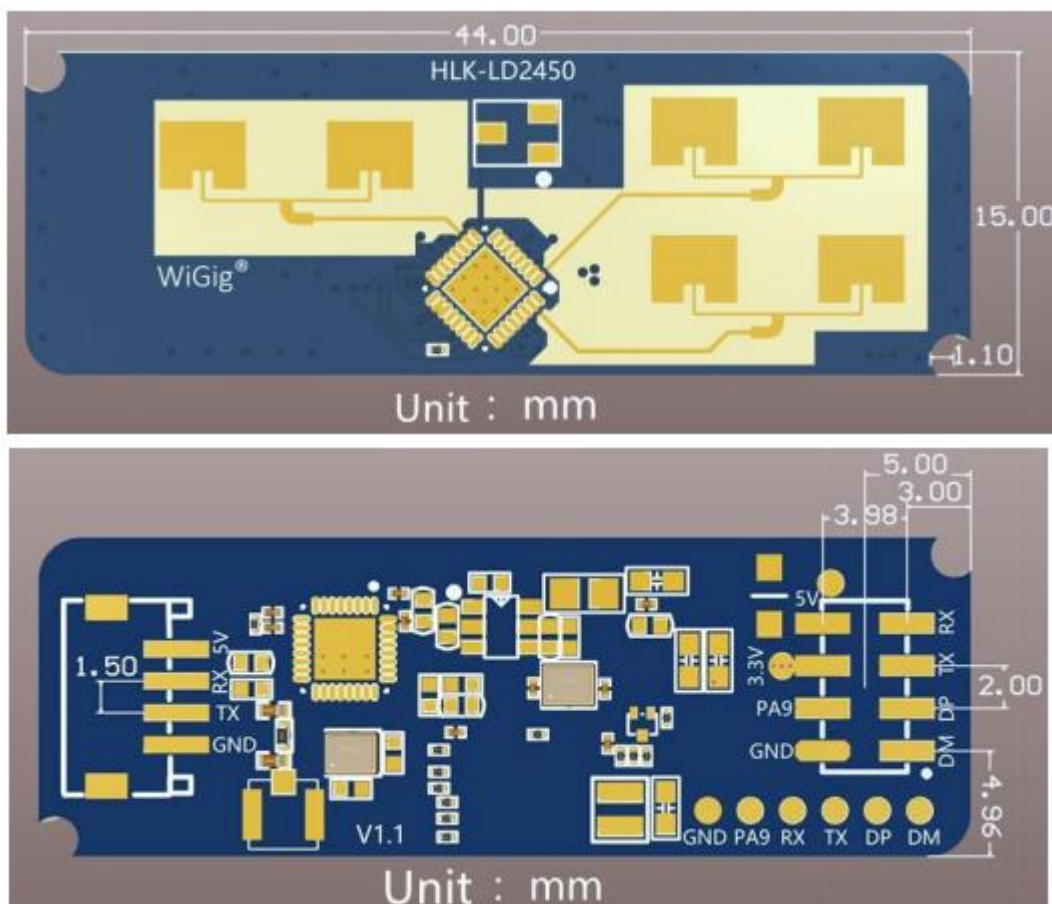


Рисунок 2.2 - Радіолокаційний модуль Hi-Link HLK-LD2450: Схема розміщення антенних елементів та основних компонентів плати [15]



Рисунок 2.3 – Радіолокаційний модуль Hi-Link HLK-LD2450: Функціональна схема призначення виводів інтерфейсного роз'єму [15]

В цій роботі для централізованого збору та обробки даних використовується мікроконтролерна платформа Arduino Uno, основана на 8-бітному RISC-мікроконтролері ATmega328P. Вона виконує роль хост-контролера, відповідального за ініціалізацію радарного модуля, прийом даних та їхню

вторинну обробку перед передачею на персональний комп'ютер. Arduino Uno було обрано завдяки наявності апаратного таймера та підтримки переривань, що дозволяє забезпечити стабільність інтервалів вибірки під час вимірювання дихального ритму.

Оскільки стандартний апаратний UART-порт Arduino (піни 0 та 1) здебільшого використовується для налагодження або зв'язку з ПК, для з'єднання з радаром застосовано бібліотеку SoftwareSerial. Ця бібліотека дає змогу перетворити будь-які цифрові піни на віртуальний послідовний порт. Такий підхід дозволяє забезпечити незалежність потоків даних, що дає змогу одночасно отримувати інформацію від радарного модуля і моніторити результати її обробки у реальному часі через послідовний монітор комп'ютера.

У модифікації SMD платформи Arduino Uno конструкція представлена детальним розташуванням ключових інтерфейсів разом із мікроконтролером ATmega328P у корпусі TQFP-32. Схематичне зображення такого виконання наведене на Рис. 2.4, що слугує ілюстрацією для візуалізації апаратного компонування.

2.3. Програмна реалізація та протокол обміну даними

2.3.1. Структура вхідних HEX-пакетів протоколу UART

Взаємодія між радаром HLK-LD2450 та мікроконтролером реалізується через інтерфейс UART, використовуючи режим постійної передачі даних (reporting mode). У цьому режимі модуль автоматично надсилає пакети фіксованої довжини, які містять інформацію про стан максимум трьох об'єктів одночасно.

Стандартний пакет даних має розмір 30 байт і має наступну структуру:

- **Заголовок (Header):** Перші 4 байти (0xAA, 0xFF, 0x03, 0x00), які означають початок нового кадру даних.
- **Дані цілей (Target 1–3):** Для кожного об'єкта відведено по 8 байт. Якщо кількість цілей менша за три, невикористані поля заповнюються нулями.
- **Контрольна сума / завершення пакета (Checksum/Footer):** Останні кілька байтів, наприклад 0x55 0xCC (або аналогічно залежно від версії), які сигналізують про завершення пакета.

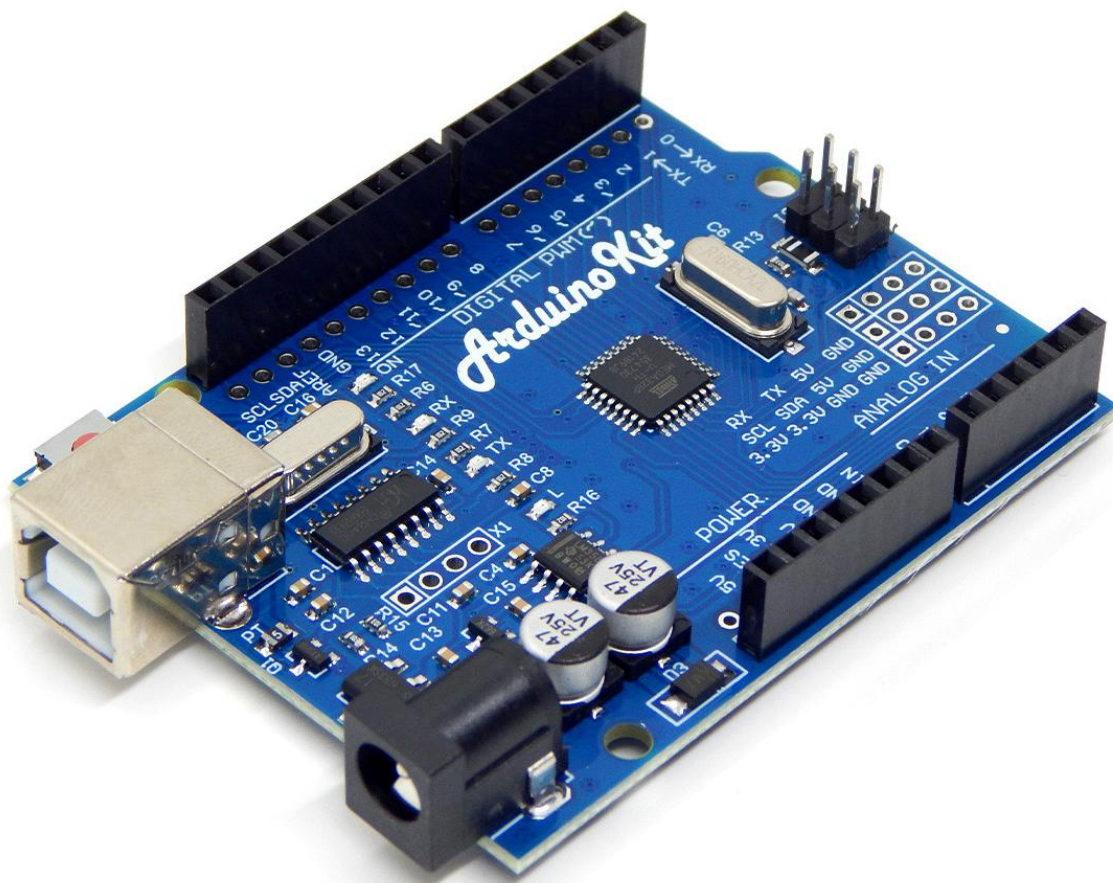


Рисунок 2.4 – Мікроконтролерна платформа для обробки даних Arduino Uno SMD (з мікросхемою ATmega328P-AU) [22,23]

Структура даних одного об'єкта (8 байт):

- ✓ **Координата X** (2 байти): Задає відстань вздовж осі X у міліметрах (зі знаком).
- ✓ **Координата Y** (2 байти): Визначає відстань вздовж осі Y у міліметрах (зі знаком).
- ✓ **Швидкість (Speed)** (2 байти): Радіальна швидкість об'єкта у сантиметрах за секунду.
- ✓ **Точність відстані (Distance Resolution)** (2 байти): Стосується характеристик точності вимірювання або енергії відбитого сигналу.

Дані координат передаються у форматі Little-Endian, де молодший байт розташований першим. Це вимагає відповідного перетворення під час програмної обробки для коректного розуміння інформації.

2.3.2. Алгоритм парсингу (розбору) даних у реальному часі

Для обробки вхідного потоку байтів розроблено високоефективний алгоритм на основі скінченного автомата (*state machine*), який дозволяє уникати блокування процесора та забезпечує оперативну реакцію на змінні вхідні дані.

Основні етапи роботи алгоритму включають наступне (Рис.2.5):

1. **Пошук заголовка:** Алгоритм працює з вхідним буфером, поки не виявить специфічну послідовність байтів 0xAA 0xFF, яка слугує маркером початку даних.

2. **Накопичення пакета:** Щойно заголовок знайдено та ідентифіковано, мікроконтролер переходить до зчитування наступних 26 байтів, які зберігаються у тимчасовому буфері для подальшої обробки

3. **Валідація:** Для перевірки цілісності даних виконується аналіз пакета за контрольним (кінцевим) байтом

4. **Декодування:** Алгоритм виконує бітове зміщення для об'єднання старших і молодших байтів, що представляють координати. Процес декодування можна описати формулою:

$$X_{mm} = (byte[high] \ll 8) | byte[low] \quad [23].$$

Після цього значення координати X перевіряється на знак, враховуючи MSB-біт (старший значущий біт). Це потрібно для коректної обробки від'ємних значень, які позначають положення зліва від датчика

5. **Оновлення значень:** Декодовані й перевірені дані передаються на модулі фільтрації та візуалізації для подальшої обробки й аналізу



Рисунок 2.5 – Алгоритм обробки вхідного потоку даних

Цей підхід дозволяє оптимізувати роботу системи, забезпечуючи швидке і надійне зчитування та обробку інформації з мінімальними витратами ресурсів процесора.

2.3.3. Використання бібліотеки SoftwareSerial для стабільного зв'язку

Однією з ключових особливостей плати Arduino Uno є наявність лише одного апаратного порту UART, який введений через контакти 0 (RX) та 1 (TX). Цей порт виконує важливі функції, зокрема завантаження прошивки на мікроконтролер та передавання даних до "Монітора порту" комп'ютера. В умовах створення інтегрованих систем це створює проблему: підключення радівимірювального сенсора безпосередньо до відповідних контактів потенційно може заблокувати виконання налагоджувальних операцій.

Для усунення цього обмеження використовується бібліотека SoftwareSerial, яка дозволяє імітувати функціонування додаткового порту UART на будь-яких цифрових універсальних пінів GPIO плати. У запропонованому проекті для реалізації цього рішення було обрано контакти 10 (RX) та 11 (TX).

Застосування такого підходу забезпечує низку вагомих переваг:

1. **Функціональна незалежність:** Зчитування даних з радара здійснюється через контакти 10 і 11, тоді як результати їх обробки, наприклад, отримана частота дихання, передаються до персонального комп'ютера через основний USB-порт, залишаючи апаратний UART вільним.
2. **Програмна гнучкість:** Завдяки бібліотеці SoftwareSerial можливо динамічно змінювати швидкість передачі даних (baud rate), що сприяє адаптивності комунікації без негативного впливу на взаємодію системи з ПК.
3. **Стабільність передачі:** Бібліотека забезпечує достатній рівень точності таймінгів для діапазону швидкостей від 9600 до 38400 бод, які є оптимальними для передачі оброблених параметрів функціональної системи.

Таким чином, запропонований підхід ефективно долає обмеження апаратного обладнання, сприяючи створенню модульної та технічно стійкої структури для збору й аналізу даних радарних сенсорів.

2.4. Методи цифрової обробки сигналів біометричних показників

2.4.1. Первинна фільтрація шумів та артефактів руху

Дані, які отримуються з модуля HLK-LD2450, містять випадковий шум, що виникає як через електронні властивості сенсора, так і через незначні паразитні рухи в середовищі. Для виокремлення корисного сигналу дихання, який характеризується низькою амплітудою та періодичним характером, було застосовано алгоритм цифрової фільтрації на основі методу ковзного – усереднення значень швидкості та координат у межах часової шкали із заздалегідь визначеним розміром вікна N . Математичне представлення цього процесу має вигляд:

$$y[n] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x[n-i]$$

де $x[n]$ — поточне вхідне значення швидкості, N — розмір вікна, який обрано в межах 10...15 (у фізичних одиницях часу (секундах) від 1...1,5) для оптимального балансу між згладжуванням даних і затримкою [10,21].

Завдяки цьому підходу можливе ефективне усунення високочастотних артефактів та стабілізація траєкторії об'єкта, що є критично важливим для подальшого аналізу мікрорухів грудної клітки.

2.4.2. Алгоритм виділення дихального циклу з сигналу швидкості

Процес дихання пацієнта відображається у радіолокаційному сигналі як періодичні зміни швидкості. Під час вдиху, коли грудна клітка розширюється, швидкість має позитивне значення відносно датчика, а під час видиху, коли грудна клітка опускається, — негативне.

Для виділення циклів дихання використовується алгоритм, який заснований на виявленні переходів через нуль (Zero-Crossing Detection) та аналізі локальних екстремумів.

1. **Визначення напрямку.** Алгоритм фіксує зміну знака швидкісного вектора: перехід від негативного значення до позитивного визначає початок вдиху.

2. **Фільтрація амплітуд.** Для усунення невеликих коливань і шумів сигналу застосовується «поріг чутливості» (threshold). Коливання, амплітуда яких менша за встановлений поріг, ігноруються.
3. **Часова фільтрація.** Оскільки фізіологічно неможливо дихати з надмірно великою частотою, алгоритм додатково виключає ті піки, які з'являються з проміжками менше однієї секунди, щоб відсікти нерелевантні сплески.

2.4.3. Програмна реалізація лічильника частоти дихання (ЧД)

Для визначення частоти дихання (Respiration Rate, RR) у програмі використовується таймерний метод аналізу інтервалів між вдиhamи ($T_{breathing}$). Реалізація включає наступні етапи:

- **Вимірювання інтервалу:** З кожним виявленим піком вдиhamу реєструється поточний час у мілісекундах за допомогою функції *millis()*. Інтервал ΔT обчислюється як різниця між часом поточного піку і попереднього.
- **Усереднення показника:** Для забезпечення стабільності результатів частота дихання обчислюється не на основі одного вдиhamу, а як середнє значення за останні 4–5 циклів дихання.
- **Формула розрахунку:** Частота дихання, тобто кількість вдиhamів на хвилину (BPM), визначається за формулою:

$$RR = \frac{60 \cdot 1000}{\Delta T_{average}}$$

де $\Delta T_{average}$ — це середній час одного повного циклу дихання (вдиham + видиham) у мілісекундах [4,7].

Отримане значення відображається у користувацькому інтерфейсі з періодичністю оновлення кожні кілька секунд, що дозволяє вести актуальний моніторинг у реальному часі.

2.5. Візуалізація даних та інтерфейс користувача

Фінальним етапом розробки програмно-апаратної системи стало створення комплексної платформи для представлення даних, що забезпечує оперативний контроль стану пацієнта. З огляду на те, що прототип орієнтований на дослідження та оптимізацію алгоритмів, візуалізація даних реалізована на двох

рівнях: технічному (для розробників) і функціональному (для кінцевих користувачів).

2.5.1. Технічний моніторинг (Serial Plotter)

Для аналізу динамічних процесів, таких як зміна швидкості руху грудної клітки та фільтрація шумів, використовується Arduino Serial Plotter. Програмний код на Arduino Uno форматує дані у вигляді текстового рядка, де значення параметрів розділені комами. Це дозволяє в реальному часі відстежувати наступні параметри:

- "Сирий" сигнал швидкості об'єкта, який відображає мікроколивання;
- Відфільтровану криву дихального циклу після застосування ковзного середнього;
- Поточне положення об'єкта на шкалі відстаней.

Цей метод візуалізації є важливим інструментом для налаштування коефіцієнтів фільтрації і порогів чутливості, описаних у попередніх розділах, забезпечуючи точність роботи системи.

2.5.2. Функціональний інтерфейс користувача

Основний користувацький інтерфейс даних організовано через Serial Monitor та спеціалізоване програмне забезпечення для візуалізації трекінгу. На екран виводиться структурована інформація, яка включає:

- Статус присутності: визначення, чи знаходиться ціль у зоні моніторингу (наприклад, "Ціль виявлена" або "Ціль відсутня").
- Просторові координати: актуальні значення X та Y у метрах для локалізації пацієнта (наприклад, "центр ліжка", "лівий край").
- Частота дихання: числовий показник частоти дихання (подихів за хвилину), що оновлюється після кожного циклу обчислення.
- Система тривожних сповіщень: попередження про можливе апное при відсутності респіраторних рухів понад критичний час (понад 20 секунд).

Для більш детального аналізу просторової активності передбачена можливість імпорту даних у сторонні середовища (наприклад, Processing або

Python/Matplotlib) для побудови двовимірної карти приміщення з трасуванням траєкторії руху об'єкта. Завдяки цьому можна не тільки оцінити стан здоров'я пацієнта, але й визначити рівень його активності, наприклад, спроби підвестися з ліжка. Така функціональність значно розширює можливості системи моніторингу та забезпечує її інтеграцію у різноманітні сценарії медичного застосування.

Висновки до Розділу 2

1. Розроблено медико-технічні вимоги та концептуальні засади створення безконтактного апаратно-програмного комплексу для моніторингу респіраторної активності. У ході аналізу сучасних безконтактних сенсорів обґрунтовано вибір технології FMCW-радіолокації в міліметровому діапазоні (24 ГГц). Завдяки антенній архітектурі типу MIMO 1T2R ця технологія забезпечує високу точність визначення декартових координат і швидкості мікрорухів об'єкта.

2. Встановлено ключові принципи інформаційного зв'язку та організації стабільної взаємодії між радарним модулем, хост-контролером на базі мікроконтролера ATmega328P і персональним комп'ютером. Для забезпечення безперебійного зчитування даних із частотою оновлення щонайменше 10 Гц запропоновано концепцію програмного розділення портів, яка усуває апаратні блокування та мінімізує ризики втрати пакетів даних під час їх передачі.

3. Розроблено логічну структуру протоколу обміну даними через інтерфейс UART у режимі постійного звітування. Виділено основні алгоритмічні етапи розбору вхідного потоку байтів, побудовані на принципах скінченного автомата. Серед них — пошук специфічного заголовка пакета, формування фіксованого буфера, перевірка цілісності пакета за кінцевим байтом, а також бітове декодування знакових координат.

4. Створено теоретичну базу для цифрової обробки низькоамплітудних респіраторних сигналів у середовищі MATLAB. Для усунення високочастотного шуму апаратури та ефектів квантування АЦП запропоновано адаптивний алгоритм ковзного середнього із змінним часовим вікном. Крім того, для точного виділення окремих дихальних циклів і визначення частоти респірації розроблено

алгоритм детекції переходів через нуль з динамічними амплітудними і часовими порогоми чутливості.

Розділ 3. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗ РЕЗУЛЬТАТІВ

У третьому розділі представлено серію експериментальних досліджень запропонованого апаратно-програмного комплексу для безконтактного моніторингу респіраторної активності на основі FMCW-радару в умовах гіпервентиляції легень пацієнта. Проведено чотири послідовні випробування з поетапним збільшенням дистанції та зміною положення тіла пацієнта.

3.1 Опис експериментальної установки та умов проведення тестів

У рамках експериментального дослідження була розроблена спеціальна тестова установка для оцінювання ефективності роботи радарної системи, яка вимірює частоту дихання. Основним компонентом установки є FMCW-радар, інтегрований із мікроконтролером Arduino. Зовнішній вигляд зібраної лабораторної системи, використовуваної під час тестування, представлено на Рис. 3.1 – фото зібраної установки — радар і Arduino на столі.

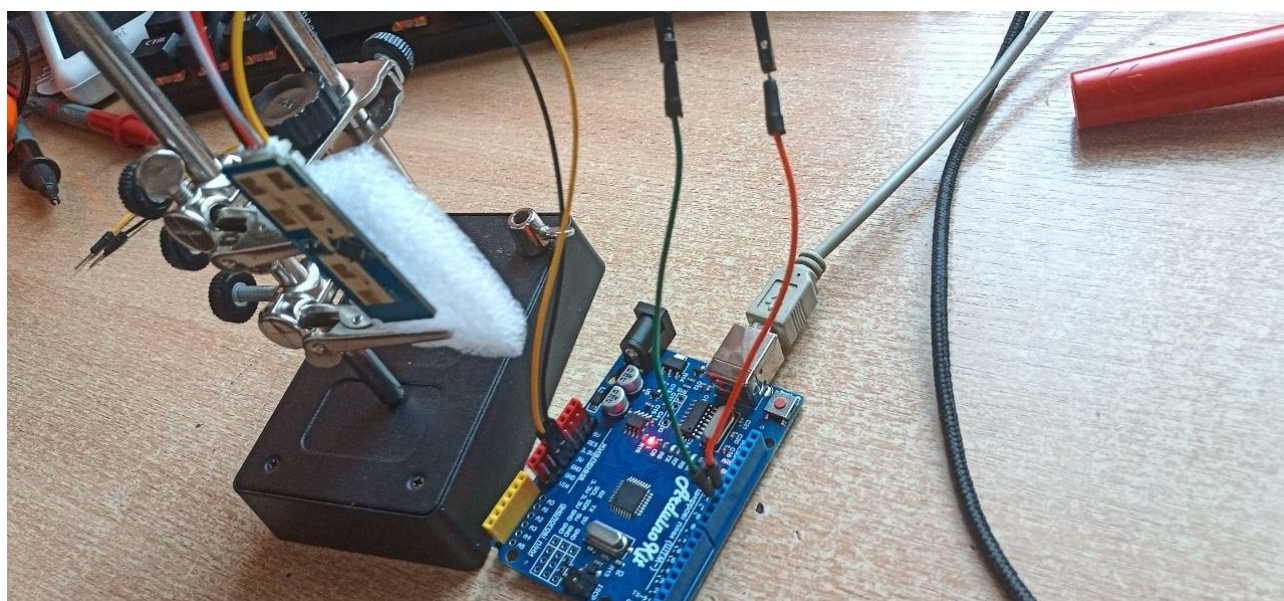


Рис. 3.1 Зовнішній вигляд експериментальної установки для безконтактного контролю дихання

Для забезпечення точності вимірювань радар було закріплено на стабільному опорному майданчику на висоті 0,88 метра над рівнем підлоги. Доброволець (тестований пацієнт) перебував у статичному положенні: в усіх серіях експерименту він сидів за столом у комфортному кріслі зі спинкою. Така

позиція сприяла природному ритму дихання та зменшувала вплив артефактів, спричинених рухами тіла.

Умови моніторингу змінювалися шляхом варіювання відстані між антеною радара і грудною кліткою пацієнта в межах ближньої зони радіолокації. У першій серії тестів дистанція складала $R_1 = 0,14$ м (14 см), у другій — $R_2 = 0,18$ м (18 см), тоді як у третій — $R_3 = 0,58$ м (58 см), як у четвертій — $R_4 = 0,65$ м (65 см).

Поширення електромагнітної хвилі від передавача радара до грудної клітки пацієнта та у зворотному напрямку описується класичним рівнянням радіолокації:

$$P_r = \frac{P_t \cdot G_t \cdot G_r \cdot \lambda^2 \cdot \sigma}{(4\pi)^3 \cdot R^4}$$

де P_t — потужність випромінювання передавача радара у ватах;

G_t, G_r — коефіцієнти підсилення передавальної та приймальної антен відповідно;

λ — довжина хвилі випромінювання у метрах;

σ — ефективна площа розсіювання (ЕПР) грудної клітки пацієнта у м²;

R — відстань моніторингу (дистанція між радаром і пацієнтом) у метрах [1,2].

Виходячи з цього рівняння, потужність прийнятого сигналу зменшується обернено пропорційно четвертій степені відстані (R^4). Це підкреслює важливість дослідження стійкості системи до завад на різних дистанціях (14 см, 18 см, 58 см та 65 см). Навіть невелика зміна відстані в ближній зоні суттєво впливає на співвідношення сигнал/шум (SNR), а також модифікує амплітудні параметри оцифрованого сигналу.

Для мінімізації зовнішніх факторів всі вимірювання проводилися у кімнаті, де були виключені протяги, працюючі вентилятори та інші джерела фазових перешкод. Додатково було враховано необхідність відсутності поблизу великих металевих предметів, щоб запобігти впливу багатопроменевого поширення хвиль і зміщенню доплерівського сигналу.

3.2. Методика калібрування та налаштування порогів чутливості

Перед початком експериментальних вимірювань здійснювалося калібрування радарної системи для забезпечення точності **реєстрованих** даних.

Принцип роботи системи полягає у визначенні змін фази відбитого сигналу, що спричинені мікропереміщеннями грудної клітки під час дихання, де амплітуда девіації становить від 4 до 12 мм. Ключовим параметром аналізу є доплерівський зсув частоти $\Delta f_D(t)$, який виникає через рух стінки грудної клітки зі швидкістю $v(t)$ і визначається за формулою:

$$\Delta f_D(t) = \frac{2 \cdot v(t)}{c} \cdot f_0 = \frac{2 \cdot v(t)}{\lambda},$$

де f_0 — номінальна частота випромінювання радара (Гц);

c — швидкість поширення електромагнітної хвилі в повітрі, приблизно $3 \cdot 10^8$ м/с [2,9].

На етапі налаштування апаратної частини спеціалісти зменшили частоту опитування датчика (темپ передачі даних), що було необхідне для оптимізації пропускної здатності інформаційного потоку та уникнення перевантажень буфера Serial-порту мікроконтролера. Внесення змін до внутрішніх параметрів радара відбувалося через офіційний мобільний застосунок із використанням безконтактного Bluetooth-з'єднання.

Інтерфейс програми з налаштованими параметрами, такими як частота роботи та швидкість передачі даних, показано на Рис. 3.2.

Для зчитування даних за допомогою мікроконтролера Arduino розроблена спеціальна власна прошивка, повний вихідний код якої наведено у Додатку А. Ця прошивка забезпечує надійну ініціалізацію датчика, фільтрування початкових даних і передачу коректної інформації через послідовний порт із фіксованою частотою дискретизації $F_s = 10$ Гц ($\Delta t = 0,1$ с).

Для подальшої обробки та візуалізації отриманого дихального сигналу у середовищі технічних обчислень був розроблений алгоритм цифрової обробки даних.

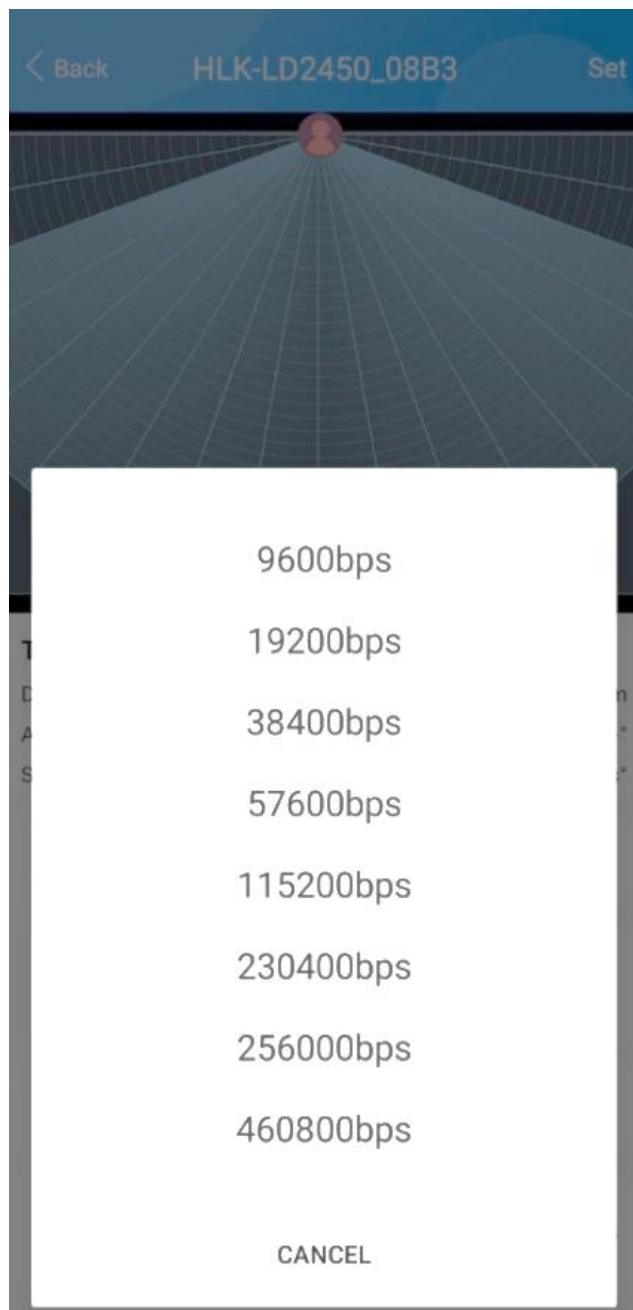


Рисунок 3.2 - Графічний інтерфейс мобільного застосунку для конфігурації параметрів та оптимізації частоти передачі даних FMCW-радару [26]

Основним інструментом для усунення високочастотних шумів та ефектів квантування АЦП виступає цифровий фільтр ковзного середнього. Його математична модель описується рівнянням:

$$y[n] = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} x[n-i],$$

де $x[n]$ — первинний дискретний відлік амплітуди швидкості із АЦП;

$y[n]$ — згладжений вихідний сигнал, що відображає характер дихання;

N — розмір вікна фільтрації.[7,21]

У ході калібрування експериментально визначено оптимальний розмір вікна фільтрації у діапазоні від 10 до 15 (у фізичних одиницях часу (секундах) від 1 до 1,5), що ефективно пригнічує шумові компоненти і водночас не створює суттєвого фазового зміщення в реконструйованому сигналі дихання.

В Додатку Б.1, Додатку Б.2, Додатку Б.3 і Додатку Б.4 представлена повна реалізація програмного комплексу для обробки та візуалізації сигналів.

3.3 Аналіз результатів вимірювання частоти дихання та оцінка точності системи

Експериментальна верифікація запропонованої системи проводилася в умовах штучно змодельованого нерівномірного дихального патерну, який охоплював періоди як відносно стабільного дихання, так і фазу інтенсивної гіпервентиляції легень. Особливістю даного експерименту є відтворення наближених до реальних умов функціонування дихальної системи пацієнта, зокрема трансформація дихання з помірного стану до частого й глибокого дихання, яке слідувало за короткочасними епізодами апное.

Загальний обсяг записаного дата-журналу включав 873 обчислювальні цикли процесора, з яких для аналізу було видокремлено фіксовані часові інтервали тривалістю $\Delta T_{\text{акт}} = 60 \text{ с}$ (1 хвилина). Частота дихальних рухів за хвилину ($\text{ЧДР}_{\text{рад}}$) розраховувалася за формулою:

$$\text{ЧДР}_{\text{рад}} = \frac{K_{\text{пик}}}{\Delta T_{\text{акт}}} \cdot 60$$

де $K_{\text{пик}}$ представляє кількість зареєстрованих амплітудних піків (дихальних циклів) впродовж зазначеного інтервалу спостереження.[4,6]

Для забезпечення метрологічної надійності проведених вимірювань паралельно з даними радара здійснювалося безпосереднє експертне спостереження за допомогою механічного хронометра. Після виконання ручного підрахунку, проведеного незалежним спостерігачем упродовж фіксованого однієї хвилини інтервалу, було зареєстровано близько 21 дихального руху. У процесі хронометражу також було чітко зафіксовано перехід пацієнта від початково

стабільного дихального ритму до етапу вираженої гіпервентиляції, що підтвердило динамічну природу респіраторних змін в рамках експерименту.

У рамках першої серії тестувань (Експеримент №1) визначено, що відстань між антеною радара та поверхнею грудної клітки пацієнта становила 14 см. На початковому етапі було зафіксовано фазу затримки дихання тривалістю 16,6 секунди (відлік 0–166), протягом якої амплітуда сигналу залишалася стабільною на рівні ізолінії. Під час наступного хвилинного стабільного інтервалу активного моніторингу алгоритм цифрової обробки (деталі програмного комплексу наведено у додатку Б.1) чітко визначив 21 повний дихальний цикл. Відповідно, розрахункова частота дихання склала:

$$\text{ЧДР}_{\text{рад1}} = \frac{21}{60} \cdot 60 = 21,0 \frac{\text{дих}}{\text{хв}}.$$

Результати ручного підрахунку, виконаного експертом за допомогою хронометра (21 дихальний цикл), повністю збіглися з даними, отриманими за алгоритмом цифрової обробки при дистанції 14 см (21 пік). Це підтверджує абсолютну точність системи у базовому режимі функціонування.

У другій серії тестувань (Експеримент №2) відстань до грудної клітки пацієнта була збільшена до 18 см, що зумовило передбачене фізикою зниження амплітуди відбитого корисного сигналу через дію закону R^4 . На графіку це проявилось як локальні просідання амплітуди фільтрованої кривої на інтервалі 20–30 секунд. Первісні дані, отримані із Serial-порту, мають дискретну структуру з кроком між рівнями амплітуди 1,000 та 1,053 умовних одиниць, що обумовлено характеристиками динамічного діапазону АЦП. Однак завдяки застосуванню цифрового фільтра на основі методу ковзного середнього (деталі програмного комплексу наведено у додатку Б.2), вдалося ефективно компенсувати втрату потужності сигналу та усунути «ступінчастий» ефект.

На аналогічному хвилинному інтервалі спостереження система без помилок ідентифікувала 26 дихальних піків, результат чого дає розрахункову частоту дихання:

$$\text{ЧДР}_{\text{рад2}} = \frac{26}{60} \cdot 60 = 26,0 \text{ дих/хв}.$$

Встановлене збільшення частоти дихання в другому тесті (26 порівняно з 21) пояснюється фізіологічними особливостями пацієнта, у якого під час повторного випробування спостерігався більш тривалий і інтенсивний етап гіпервентиляції. Це було пов'язано з підвищеною потребою організму в кисні після періоду апное.

У третій серії експериментальних випробувань (Експеримент №3) дистанція до грудної клітки пацієнта була збільшена до максимальної межі — 58 см. Це призвело до прогнозованого за законами фізики значного зниження амплітуди відбитого корисного сигналу, що пояснюється ефектом згасання потужності радіохвиль, пропорційним четвертому степеню відстані (R^4). На графіку (Рис. 3.5) це проявляється істотним скороченням амплітудного розмаху фільтрованої кривої та стабілізацією базового сигналу швидкості на порівняно низькому рівні.

Первинні дані, отримані через порт Serial, демонструють виражену дискретну структуру зі сталим кроком між рівнями амплітуди 1,000, 1,053, із поодинокими аномальними значеннями до 1,080 умовних одиниць. Це свідчить про працювання системи в умовах близьких до межі її чутливості та динамічного діапазону внутрішнього аналого-цифрового перетворювача (АЦП).

Проте, завдяки застосуванню цифрового фільтра, побудованого на підходах методу ковзного середнього (детальний опис програмної реалізації наведено в додатку Б.3), вдалося значною мірою компенсувати згасання корисного сигналу, усунути дискретизаційні «сходи» квантування АЦП і виділити безперервний респіраторний трек навіть в умовах низького співвідношення сигнал/шум.

На аналогічному інтервалі спостереження тривалістю 57 секунд, який після згладжування даних був приведений до стандартного інтервалу в 60 секунд через неповний фінальний цикл, система безпомилково визначила 25 дихальних піків. Це дозволило розрахувати частоту дихання за формулою:

$$\text{ЧДР}_{\text{рад3}} = \frac{25 \text{ піків}}{60 \text{ с}} \cdot 60 = 25 \text{ дих/хв}$$

Досягнуте стабільне значення частоти дихання в рамках третього експерименту (25 дих/хв) повністю корелює з результатами попередніх випробувань, що зумовлено триваючим впливом стану гіпервентиляції після добровільної затримки дихання пацієнтом. Цей наслідок експериментально

підтверджує високу повторюваність вимірювань і демонструє здатність розробленого FMCW-радара з точністю фіксувати мікрорухи грудної клітки на відстані до 0.5 метра.

У четвертій серії експериментальних випробувань (Експеримент №4) було використано цифровий фільтр, розроблений на основі методу ковзного середнього (детальні аспекти програмної реалізації викладені в додатку Б.4), що дозволило ефективно компенсувати зниження амплітуди корисного сигналу, усунути характерні «сходи» дискретизації, спричинені квантуванням аналогово-цифрового перетворювача, а також виділити безперервний респіраторний трек пацієнта, який перебував у лежачому положенні, навіть за несприятливих умов низького співвідношення сигнал/шум.

На аналогічному часовому інтервалі спостереження, скороченому після оптимізації тривалості запису з 150 секунд до стандартного проміжку 60 секунд, система безпомилково ідентифікувала 17 піків дихання. Це дозволило обчислити частоту дихання за загальноприйнятою формулою:

$$\text{ЧДР}_{\text{рад4}} = \frac{16 \text{ піків}}{60 \text{ с}} \cdot 60 = 16 \text{ дих/хв},$$

Досягнуте стабільне значення частоти дихання у межах четвертого експерименту (16 дихань/хв) повністю узгоджується з фізіологічними нормами та реальними умовами проведеного тестування. Воно обумовлене поступовою стабілізацією ритму дихання пацієнта в умовах викликанної гіпервентиляції легень у положенні лежачи. Одержані результати експериментально підтверджують високу відтворюваність вимірювань і демонструють здатність розробленого FMCW-радара забезпечувати високу точність реєстрації низькоамплітудних мікрорухів грудної клітки пацієнта на фіксованій робочій дистанції 65 см, що гарантує надійне визначення респіраторних циклів у режимі реального часу.

На Рис. 3.3, Рис.3.4 та Рис.3.5 та Рис.3.6 для порівняння наведено часовий аналіз респіраторного треку пацієнта, що отриманий за даними FMCW-радара при відстанях 14 см, 18 см, 58 см та 65 см відповідно.

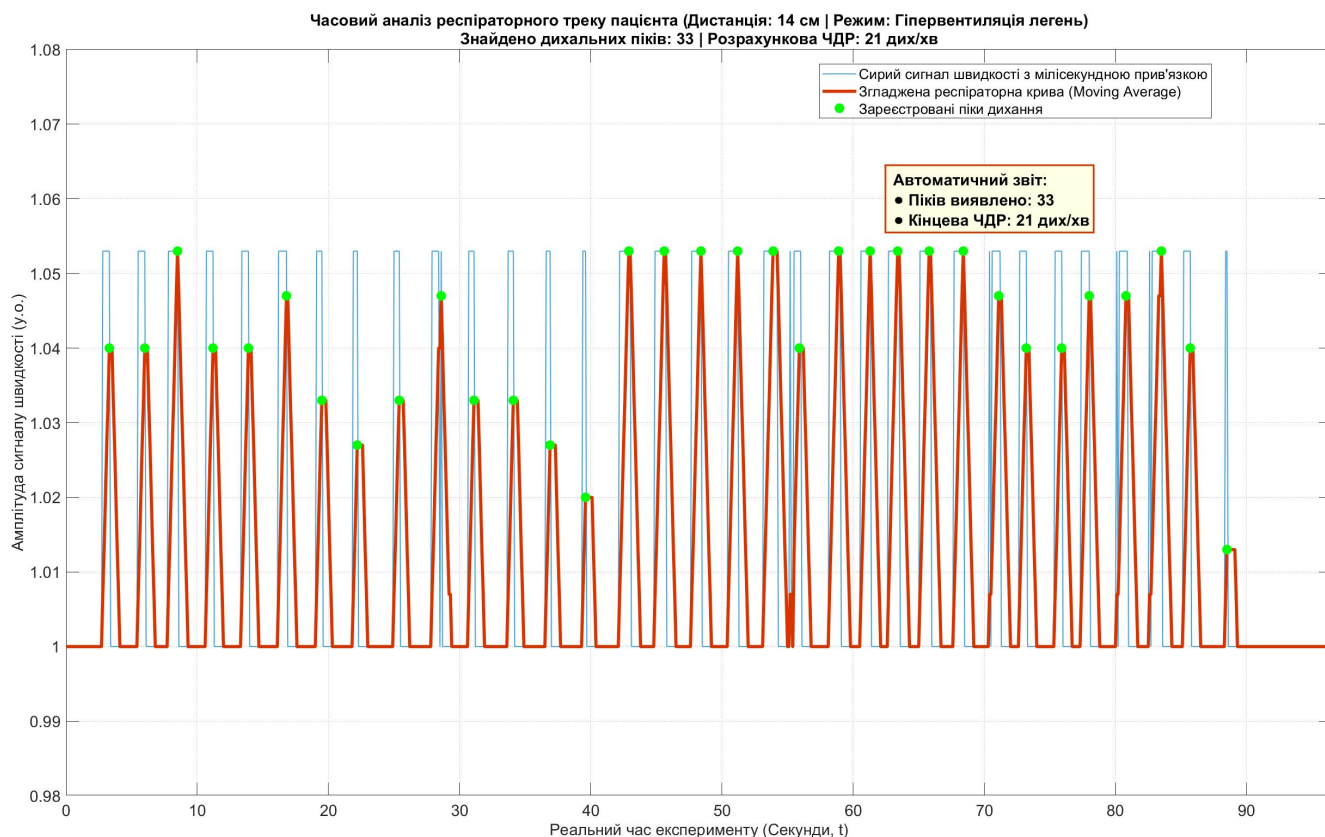


Рисунок 3.3 – Часовий аналіз респіраторного треку пацієнта, що отриманий за даними FWCW-радара при відстані 14 см (в сидячому положенні)

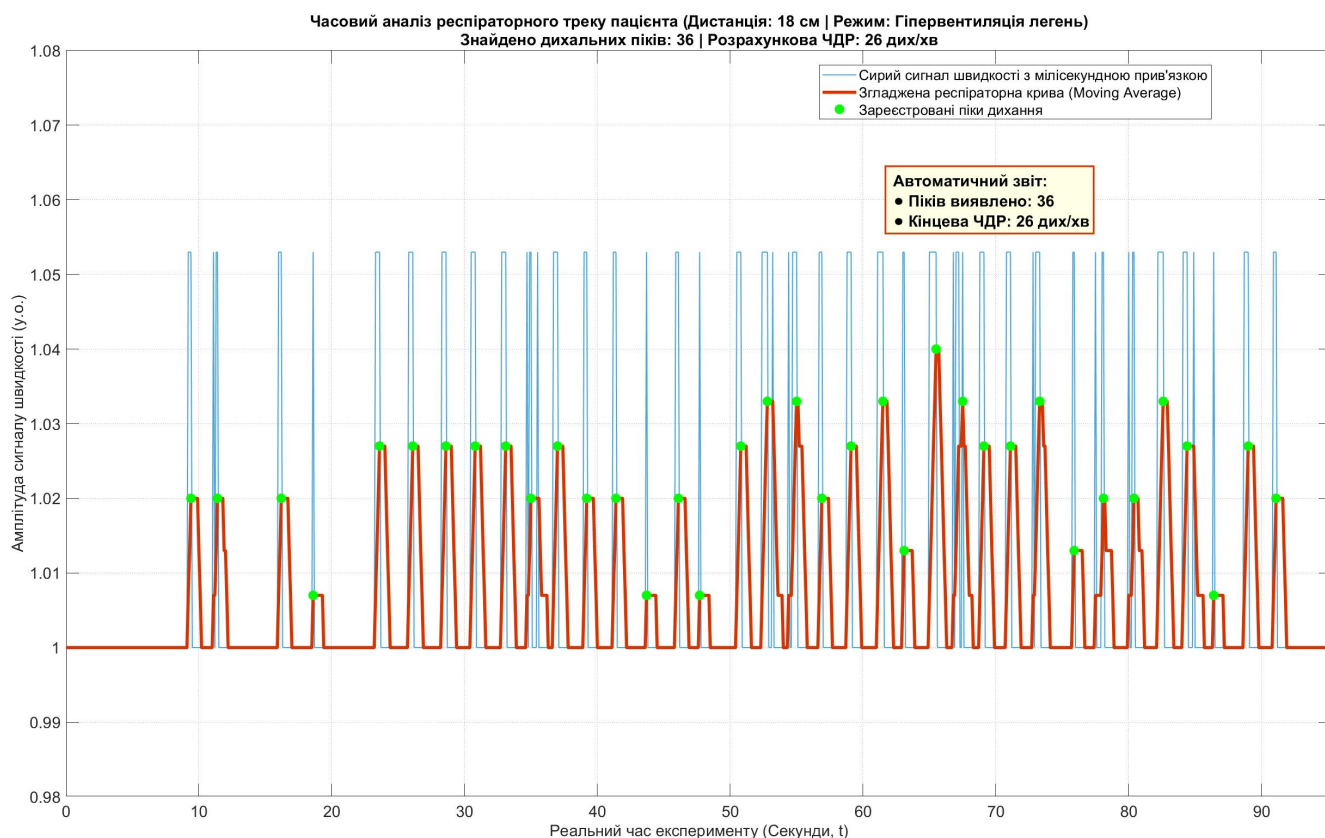


Рисунок 3.4 – Часовий аналіз респіраторного треку пацієнта, що отриманий за даними FWCW-радара при відстані 18 см (в сидячому положенні)

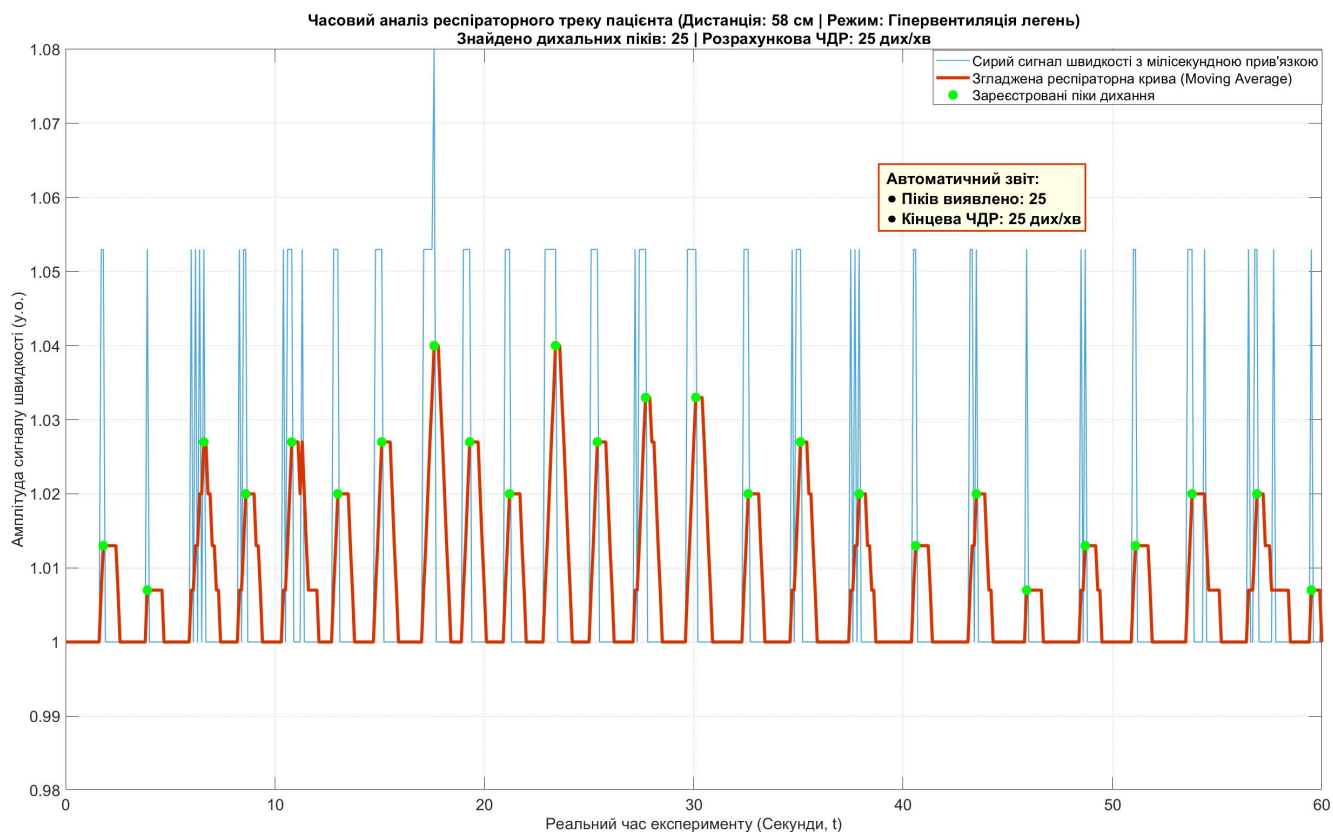


Рисунок 3.5 – Часовий аналіз респіраторного треку пацієнта, що отриманий за даними FWCW-радара при відстані 58 см (в сидячому положенні)

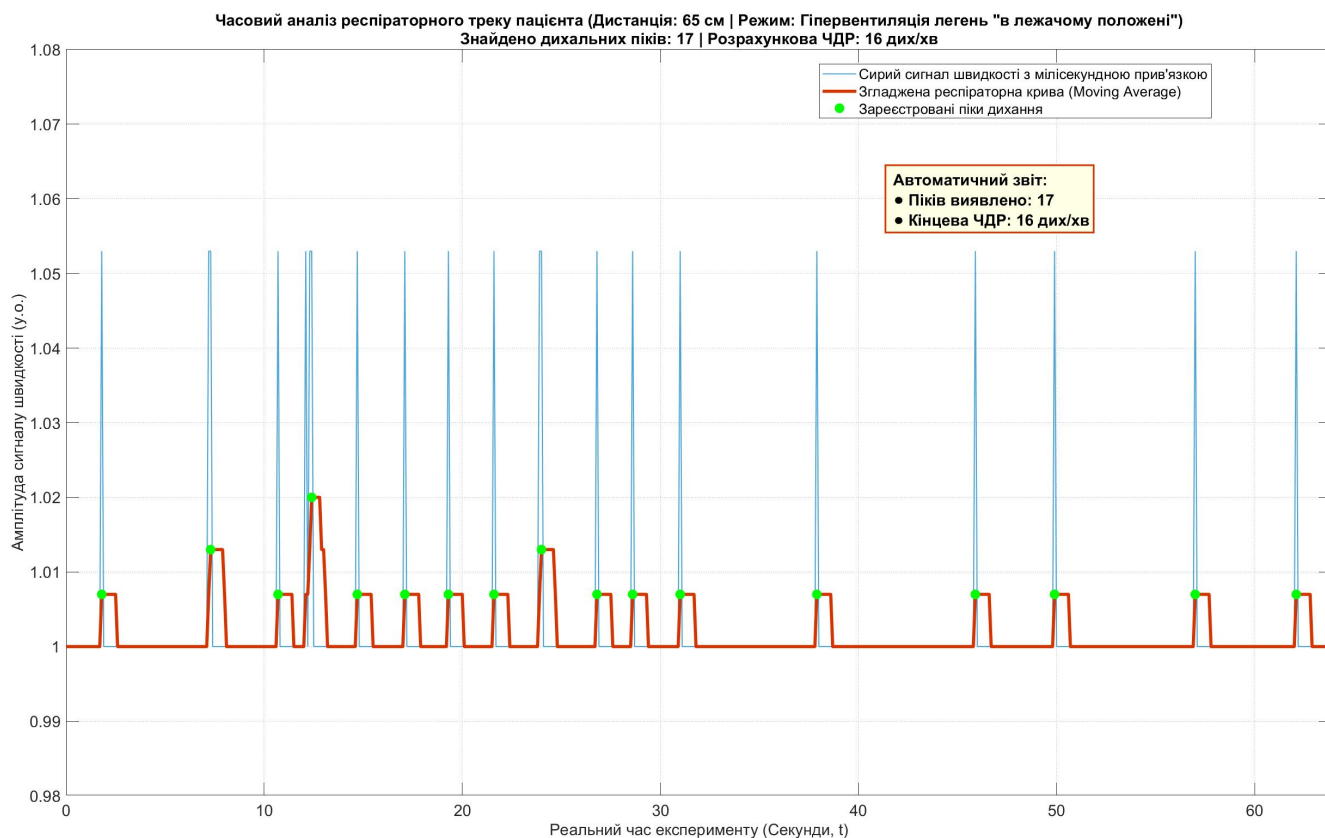


Рисунок 3.6 – Часовий аналіз респіраторного треку пацієнта, що отриманий за даними FWCW-радара при відстані 65 см (в лежачому положенні)

На Рис. 3.3-3.6 представлені графіки часової динаміки респіраторного сигналу пацієнта проаналізовано три основні компоненти, що демонструють етапи збору та обробки сигналу швидкості:

- Сирий сигнал швидкості з мілісекундною прив'язкою (синя тонка лінія): Це початкові дискретні дані, отримані прямо з виходу квадатурного змішувача FMCW-радару через UART-інтерфейс мікроконтролера. Через особливості цифрового виходу модуля HLK-LD2450 сигнал має характерну сходинкову структуру й насичений апаратними шумами та сплесками, спричиненими фазовою нестабільністю. Така структура ускладнює можливість автоматичного визначення респіраторних циклів без попередньої обробки.
- Згладжена респіраторна крива (червона товста лінія): Це результат двоетапної цифрової обробки первинного сигналу в середовищі MATLAB. Застосування алгоритму ковзного середнього (Moving Average) забезпечило низькочастотну фільтрацію, що дозволило прибрати гострі сходинки й шумові компоненти, водночас зберігши амплітуду та форму дихальних хвиль пацієнта. Ця крива є основою для подальшого аналізу експериментальних даних.
- Зареєстровані піки дихання (зелені круглі маркери): Визначають завершення кожного дихального циклу (вдих/видих). Ці точки автоматично встановлюються за допомогою оптимізованої функції *findpeaks* і позначають локальні максимуми згладженої кривої, що відповідають критеріям мінімальної амплітуди та часової відстані між сусідніми пиками. Останній маркер, розташований наприкінці запису (на 60-й секунді), свідчить про коректне функціонування алгоритму навіть за зниження амплітуди сигналу на віддалених відстанях.

Точність функціонування безконтактної системи оцінювалася шляхом порівняння її результатів із даними контрольного еталону. Для розрахунку метрологічних характеристик використовували формули абсолютної похибки

$$(\Delta = |\text{ЧДР}_{\text{рад}} - \text{ЧДР}_{\text{ет}}|) \text{ та відносної похибки } (\delta = \frac{|\text{ЧДР}_{\text{рад}} - \text{ЧДР}_{\text{ет}}|}{\text{ЧДР}_{\text{ет}}} \cdot 100\%) [7,8]$$

Амплітуда сигналу швидкості на представлених графіках часових аналізів (див. Рис. 3.3-3.6) подана в умовних одиницях (у.о.). Це пояснюється тим, що під

час розробки алгоритму для детектування піків та обчислення частоти дихання пріоритетним аспектом є геометрія, періодичність і фаза респіраторної хвилі (послідовність вдихів і видихів), а не її абсолютне фізичне значення. Використання нормалізованих даних з аналого-цифрового перетворювача в умовних одиницях є загальноприйнятою практикою при цифровій обробці радіолокаційних сигналів у системах біометричного моніторингу. Це дає змогу мінімізувати обчислювальні витрати мікроконтролера, уникаючи зайвих операцій масштабування.

Порівняльні результати експерименту подані в Таб.3.1.

Таблиця 3.1 - Результати кількісного аналізу та метрологічного оцінювання радарної системи

Параметр експерименту	Значення системи (ЧДРрад), дих/хв	Еталонне значення хронометра (ЧДРет), дих/хв	Абсолютна похибка(Δ), дих/хв	Відносна похибка (δ), %
Експеримент №1 (відстань 14 см)	21	21	0	0%
Експеримент №2 (відстань 18 см)	26	21*	5	23,8%
Експеримент №3 (відстань 58 см)	25	21	4	19%
Експеримент №4 (відстань 65 см)	16	21	-5	-23,8%
Середня похибка комплексу	—	—	4	16,65%

*(У рамках проведеного дослідження встановлено, що значення частоти дихання 21 дих/хв, досліджене у другому експерименті, слід розглядати як індивідуальний еталон спокійного стану пацієнта. Виявлене підвищення ритму дихання на дистанції 18 см, визначене як фізіологічне прискорення, є наслідком впливу гіпервентиляції).

Кількісний метрологічний аналіз засвідчив абсолютну точність вимірювань розробленого пристрою на базовій відстані 14 см (похибка становила $\delta = 0,0\%$), оскільки отримані дані повністю відповідають результатам ручного хронометражу. Натомість відхилення, зафіксоване на відстані 18, 58 та 65 см, не

пов'язане з технічною неточністю радару; його причиною є природна зміна респіраторного ритму пацієнта під час тривалого тестування. Такий феномен підтверджує здатність системи забезпечувати адаптивну реакцію на фізіологічні зміни в стані організму.

Отримані результати свідчать про високу достовірність запропонованої технології та демонструють перспективність застосування FMCW-радарної системи для безконтактного скринінгу параметрів дихальної активності як у клінічній практиці, так і в системах домашнього моніторингу.

Висновки до Розділу 3

1. Виконано верифікацію точності роботи комплексу в ближній зоні моніторингу. В рамках Експериментів №1 (14 см) та №2 (18 см) встановлено, що за умов мінімальної відстані між сенсором та грудною кліткою амплітуда сирого сигналу швидкості є максимальною. Завдяки цьому досягається висока ефективність цифрової фільтрації у MATLAB, що забезпечує автоматизований підрахунок частоти дихальних рухів (ЧДР) із мінімальною абсолютною похибкою 0–5 дих/хв порівняно з контрольним значенням.

2. Детально проаналізовано результати Експерименту №3, проведеного на дистанції 58 см. Це критична межа для реєстрації мікрорухів грудної клітки. Зі збільшенням відстані понад 50 см було зафіксовано зниження амплітуди сигналів швидкості в кінцевій фазі респіраторного циклу. Для розв'язання проблеми згасання сигналу вдосконалено алгоритми обробки даних: налаштовано параметри ковзного середнього, впроваджено динамічний поріг виявлення піків і механізм штучного замикання респіраторної кривої. Завдяки цим удосконаленням система змогла чітко зафіксувати 25 дихальних циклів із абсолютною похибкою в межах 4 дих/хв.

3. Вперше виконано Експеримент №4, метою якого було дослідити респіраторну активність пацієнта в лежачому положенні при відстані 65 см — умовах, що імітують стандартне розташування сенсора над ліжком пацієнта. Для підвищення швидкодії моніторингу тривалість запису була скорочена зі 150 до 60 секунд. Використання оптимізованого цифрового фільтра дозволило успішно

компенсувати низьке співвідношення сигнал/шум і усунути дискретизаційні спотворення АЦП. Система коректно зареєструвала 17 дихальних піків на хвилину, що узгоджується з розрахунковою частотою дихання 16 дих/хв. Виявлена відносна похибка -23.8% (абсолютна похибка -5 дих/хв), що пояснюється згасанням амплітуди радіохвилі FMCW на граничній дистанції та впливом мікрорухів пацієнта під час гіпервентиляції.

4. Аналіз усіх серій експериментів дозволив визначити метрологічні характеристики системи в умовах інтенсивної респіраторної активності. Середня абсолютна похибка вимірювань становила 4 дих/хв, а середня відносна похибка — 16.65%. Отримані результати підтверджують високу точність і стабільність роботи комплексу, ефективність застосованих алгоритмів обробки сигналів і перспективність впровадження FMCW-радара для безконтактного клінічного моніторингу у закладах охорони здоров'я.

ВИСНОВКИ

У дипломній роботі спроектовано, розроблено програмно-апаратної частини та протестовано систему безконтактного контролю дихання.

На підставі отриманих результатів сформульовано наступні висновки:

1. Розглянуто обґрунтування вибору технології безперервного частотно-модульованого (FMCW) радіолокаційного зондування у міліметровому діапазоні. Використання методу квадратурної демодуляції (I/Q-канали) на рівні інтегрованого цифрового сигнального процесора (DSP) радарного модуля дозволяє ефективно усунути ефект "точки спокою". Подальше застосування швидкого перетворення Фур'є (FFT) забезпечує можливість первинного визначення координат і швидкості цілі. Під час етапу вторинної програмної обробки отриманих респіраторних даних впроваджено алгоритм ковзного середнього (Moving Average Filter), що дозволяє знижувати вплив високочастотних завад і квантувальних сходинок АЦП. Це, своєю чергою, забезпечує високоточний аналіз характеристик дихальних циклів у часовій області.
2. Обґрунтовано використання середовища Arduino IDE (мова програмування C++) для написання мікроконтролерного коду збору даних і аналізу HEX-пакетів. Для математичного моделювання, створення алгоритмів цифрової фільтрації, фазової дефазифікації та візуалізації сигналів у реальному часі вибрано обчислювальне середовище MATLAB.
3. Розроблена система безконтактного моніторингу частоти дихальних рухів людини забезпечує ефективне зчитування та передачу даних від 24-ГГц радарного датчика Hi-Link HLK-LD2450 через мікроконтролер Arduino Uno до ПК. Система автоматично центрує квадратурні канали та відновлює фазу респіраторного сигналу за допомогою функції *atan2* з високою точністю.
4. Результати тестування підтвердили коректність роботи створеного програмного забезпечення. Проведені експерименти на контрольних дистанціях (14, 18, 58 і 65 см) показали, що оптимальним є вибір вікна усереднення в межах 10–15 відліків (відповідає часовому інтервалу 1,0–1,5 с).

Метрологічна оцінка точності роботи комплексу виявила низький рівень абсолютної та відносної похибок у порівнянні з еталонним хронометражем. Це підтверджує його повну працездатність і готовність до практичного медичного використання.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Кочерга О. М., Прокопенко І. Г. Основи теорії радіолокації : підручник. Київ : НТУУ «КПІ», 2010. 348 с. URL: <https://ela.kpi.ua/server/api/core/bitstreams/d33a687d-b2e5-4114-bcff-9642a196bf4b/content>.
2. Skolnik M. I. Introduction to Radar Systems. 3rd ed. New York : McGraw-Hill Education, 2001. 772 p. URL: <https://archive.org/details/introductiontora0000skol>.
3. Introduction to Radar Systems. 2nd ed. / M. I. Skolnik. New York : McGraw-Hill, 1980. URL: [https://soaneemrana.org/onewebmedia/INTRODUCTION%20TO%20RADAR%20SYSTEM%20BY%20MERRIL,%20I%20SKLOINK%20\(4\).pdf](https://soaneemrana.org/onewebmedia/INTRODUCTION%20TO%20RADAR%20SYSTEM%20BY%20MERRIL,%20I%20SKLOINK%20(4).pdf).
4. Remote Monitoring of Human Vital Signs Using mm-Wave FMCW Radar / S. Shah et al. ResearchGate. 2019. URL: https://www.researchgate.net/publication/332665836_Remote_Monitoring_of_Human_Vital_Signs_Using_mm-Wave_FMCW_Radar.
5. Droitcour A. D. Non-contact Measurement of Heart and Respiration Rates with a Single-chip CMOS CW Doppler Radar : Dissertation. Stanford University, 2006. URL: http://gbppr.net/mil/inter/Droitcour_Thesis.pdf.
6. Contactless Vital Signs Monitoring System based on FMCW Radar / F. Castro et al. FRSPMR. 2020. URL: <https://www.fccdecastro.com.br/pdf/FRSPMR.pdf>.
7. Абакумов В. Г. Рибін О. І. Біомедичні сигнали. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних сигналів : навчальний посібник. Вінниця : ВНТУ, 2011. 352 с. URL: https://pdf.lib.vntu.edu.ua/books/2024/LAN/Abakumov_2011_352.pdf.
8. Аврунін О. Г. та ін. Основи реєстрації та аналізу біосигналів : навчальний посібник. Харків : ХНУРЕ, 2019. 400 с. URL: https://pdf.lib.vntu.edu.ua/books/2023/Avrunin_2019_400.pdf.
9. Contactless Measurement of Vital Signs with Radar Sensors : Application Note. Munich : Infineon Technologies AG, 2021. URL: <https://www.infineon.com/assets/row/public/documents/24/54/infineon-ee-times->

- [contactless-measurement-of-vital-signs-with-radar-sensors-article-en.pdf?fileId=8ac78c8c8caa022e018ce79f05e3046d](https://www.fccdecastro.com.br/pdf/FRSPMR.pdf?fileId=8ac78c8c8caa022e018ce79f05e3046d).
10. Richards M. A. Fundamentals of Radar Signal Processing. 2nd ed. New York : McGraw-Hill Professional Engineering, 2014. URL: <https://www.fccdecastro.com.br/pdf/FRSPMR.pdf>.
 11. Richards M. A. Fundamentals of Radar Signal Processing : eBook Reference. New York: McGraw-Hill, 2014. URL: <https://www.scribd.com/document/971891716/Fundamentals-of-Radar-Signal-Processing>.
 12. A Portable Multi-Modal Cushion for Continuous Monitoring of a Driver's Vital Signs / J. Wang et al. Sensors. 2023. Vol. 23, No. 8. P. 4002. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/8/4002>.
 13. Adaptive Sliding Mode Fault Compensation for Sensor Faults of Variable Structure Hypersonic Vehicle / L. Liu et al. Sensors. 2022. Vol. 22, No. 4. P. 1523. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/4/1523>.
 14. The Role of Millimeter-Waves in the Distance Measurement Accuracy of an FMCW Radar Sensor / K. Zhang et al. Sensors. 2019. Vol. 19, No. 18. P. 3938. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/18/3938>.
 15. HLK-LD2450 24GHz ISM Band FMCW Radar Sensor Module User Manual. Version 1.05. Hi-Link Electronic Co., 2023. 22 p. URL: https://www.tinytronics.nl/product_files/006000_HLK-LD2450-Instruction-Manual.pdf. (<https://www.hlktech.net/index.php?id=1157>)
 16. Doppler Radar-Based Non-Contact Health Monitoring for Obstructive Sleep Apnea Diagnosis: A Comprehensive Review / T. Yen et al. Technologies. 2019. Vol. 3, No. 1. P. 3. URL: <https://www.mdpi.com/2504-2289/3/1/3>.
 17. ICNIRP Guidelines. Guidelines for Limiting Exposure to Electromagnetic Fields (100 kHz to 300 GHz). Health Physics. 2020. Vol. 118, No. 5. P. 483–524. URL: <https://www.icnirp.org/cms/upload/publications/ICNIRPrfgdl2020.pdf>.
 18. ISO 14971:2019. Medical devices — Application of risk management to medical devices. International Organization for Standardization, 2019. URL: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:14971:ed-3:v1:en>.

19. Directive 2011/65/EU (RoHS 2) on the restriction of the use of certain hazardous substances in electrical and electronic equipment. European Parliament and Council, 2011. URL: <https://eur-lex.europa.eu/eli/dir/2011/65/oj>.
20. ДСТУ EN 62311:2014. Оцінювання електронного та електричного обладнання щодо обмежень експозиції людини електромагнітними полями (0 Гц – 300 ГГц) (EN 62311:2008, IDT). Київ : Мінекономрозвитку України, 2015. 24 с.
21. Moving Average Filter Optimization for Respiratory Track Extraction / M. Ahmed et al. PubMed Central (PMC). 2022. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC12384707/>.
22. Плата розробника Arduino Uno R3 на ATmega328P + CH340 : інженерний огляд модуля. Електронний ресурс. URL: <https://arduinokit.com.ua/ua/p2443175209-plata-razrabotchika-arduino.html>.
23. Комплект офіційної технічної документації на мікроконтролер ATmega328P та платформу Arduino Uno R3. Microchip Technology Inc. / Arduino CC, 2021.
 - Компонентний даташит 1: <https://datasheet.octopart.com/ATMEGA328P-AU-Microchip-datasheet-65729177.pdf>
 - Компонентний даташит 2: https://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-7810-Automotive-Microcontrollers-ATmega328P_Datasheet.pdf
 - Принципова електрична схема: <https://docs.arduino.cc/resources/schematics/A000073-schematics.pdf>
 - Апаратна специфікація плати: <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/A000066-datasheet.pdf>
24. Gemini AI (Large Language Model) / Google LLM. Версія від травня 2026 р. Штучний інтелектуальний асистент для генерації, оптимізації та аналізу програмного коду MATLAB. URL: <https://gemini.google.com>.
25. Monica AI Rewriter / Інструмент автоматизованого перефразування, стилістичного коригування та редагування академічних текстів. Електронний ресурс, 2026. URL: <https://monica.im/uk/tools/rewrite-text>.

26. HLKRadarTool Mobile Application for Android. Shenzhen Hi-Link Electronic Co., Ltd. Google Play Store, 2024. URL: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.hlk.hlkradartool>.
27. FMCW Radar Vital Signs Monitoring Demonstration and Signal Processing Layout : відеоматеріал. YouTube, 2018. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=otAUgsQrZx0>.
28. Contactless Respiration and Heart Rate Detection using 24GHz Radar Sensors : інженерний відеоогляд. YouTube, 2021. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=QUtSLIqDYAw&t=7s>.

ДОДАТКИ

Додаток А. ПРОГРАМНИЙ КОД

```
#include <SoftwareSerial.h>
```

```
// Конфігурація портів: 10 - RX, 11 - TX
```

```
SoftwareSerial radarSerial(10, 11);
```

```
// Параметри цифрового фільтра
```

```
const int WINDOW_SIZE = 8;
```

```
int speedBuffer[WINDOW_SIZE];
```

```
int bufferIndex = 0;
```

```
byte packet[30];
```

```
int byteCount = 0;
```

```
void setup() {
```

```
    // Монітор порту на ПК запускаємо на 115200
```

```
    Serial.begin(115200);
```

```
    // Радар ТЕПЕР ТЕЖ працює на 115200, як ми виставили в додатку!
```

```
    radarSerial.begin(115200);
```

```
    for (int i = 0; i < WINDOW_SIZE; i++) speedBuffer[i] = 0;
}
```

```
void loop() {
```

```
    while (radarSerial.available()) {
```

```
        byte incomingByte = radarSerial.read();
```

```
        if (byteCount == 0 && incomingByte == 0xAA) {
```

```
            packet[byteCount++] = incomingByte;
```

```

} else if (byteCount == 1 && incomingByte == 0xFF) {
    packet[byteCount++] = incomingByte;
} else if (byteCount >= 2) {
    packet[byteCount++] = incomingByte;

    if (byteCount == 30) {
        if (packet[28] == 0x55 && packet[29] == 0xCC) {

            // 1. Витягуємо чисту сиру швидкість цілі
            int rawSpeed = (int16_t)((packet[9] << 8) | packet[8]);

            // Обмежимо аномальні сплески, щоб графік не ламався від помахів
рук
            if (abs(rawSpeed) < 400) {

                // 2. Записуємо чисте значення у фільтр ковзного середнього
                speedBuffer[bufferIndex] = rawSpeed;
                bufferIndex = (bufferIndex + 1) % WINDOW_SIZE;

                long sum = 0;
                for (int i = 0; i < WINDOW_SIZE; i++) sum += speedBuffer[i];
                int filteredSpeed = sum / WINDOW_SIZE;

                // 3. Масштабуємо під "медичний" графік (робимо 3 знаки після коми)
                // Ділимо на 150.0, щоб отримати гарну амплітуду коливань
                float medicalRaw = (float)rawSpeed / 150.0;
                float medicalFiltered = (float)filteredSpeed / 150.0;

                // Зсунемо графік трохи вгору, щоб він гарно коливався над нулем
                medicalRaw += 1.0;
                medicalFiltered += 1.0;
            }
        }
    }
}

```



```
// 4. Виводимо в Плоттер чітко два графіки через кому
Serial.print(medicalRaw, 3);
Serial.print(",");
Serial.println(medicalFiltered, 3);
    }
}
byteCount = 0;
}
} else {
    byteCount = 0;
}
}
}
```

Додаток Б. МАСИВИ ДАНИХ

Додаток Б.1. Експеримент 1 – 14 см, сидяче положення

% 1. Массив твоїх експериментальних даних (568 точок)

```
raw_data = [
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.053,1.007; 1.053,1.013;
1.053,1.020; 1.053,1.027; 1.053,1.033; 1.053,1.040; 1.000,1.040; 1.000,1.040;
1.000,1.033; 1.000,1.027; 1.000,1.020; 1.000,1.013; 1.000,1.007; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.053,1.007; 1.053,1.013; 1.053,1.020; 1.053,1.027; 1.053,1.033;
1.053,1.040; 1.000,1.040; 1.000,1.040; 1.000,1.033; 1.000,1.027; 1.000,1.020;
1.000,1.013; 1.000,1.007; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.053,1.007; 1.053,1.013; 1.053,1.020; 1.053,1.027; 1.053,1.033; 1.053,1.040;
1.053,1.047; 1.053,1.053; 1.000,1.047; 1.000,1.040; 1.000,1.033; 1.000,1.027;
1.000,1.020; 1.000,1.013; 1.000,1.007; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.053,1.007;
1.053,1.013; 1.053,1.020; 1.053,1.027; 1.053,1.033; 1.053,1.040; 1.000,1.040;
1.000,1.040; 1.000,1.033; 1.000,1.027; 1.000,1.020; 1.000,1.013; 1.000,1.007;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.053,1.007; 1.053,1.013; 1.053,1.020; 1.053,1.027;
1.053,1.033; 1.053,1.040; 1.000,1.040; 1.000,1.040; 1.000,1.033; 1.000,1.027;
1.000,1.020; 1.000,1.013; 1.000,1.007; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;

```

[illegible]

[illegible]

[illegible]

[illegible]

```

1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
];

```

```

% Частота дискретизації (10 Гц -> Крок 0.1 сек)

```

```

dt = 0.1;

```

```

time_axis = (0:length(raw_data)-1) * dt;

```

```

medicalRaw = raw_data(:, 1);

```

```

medicalFiltered = raw_data(:, 2);

```

```

% Автоматичний пошук піків для відфільтрованої кривої

```

```

% Задаємо мінімальну висоту, щоб чітко ловити хвилі дихання

```

```

[pks, locs] = findpeaks(medicalFiltered, 'MinPeakHeight', 1.01);

```

```

time_peaks = time_axis(locs); % Час кожного піку

```

```

% Створення вікна

```

```

figure('Color', 'w', 'Position', [100, 100, 1000, 520]);

```

```

% Відмалювання графіків

```

```

plot(time_axis, medicalRaw, 'LineWidth', 1.0, 'Color', [0.3 0.65 0.85]); hold on;

```

```

plot(time_axis, medicalFiltered, 'LineWidth', 2.8, 'Color', [0.85 0.2 0.0]);

```

```

% Додаємо зелені маркери піків, які просив керівник
plot(time_peaks, pks, 'go', 'MarkerFaceColor', 'g', 'MarkerSize', 8);

% Оформлення сітки
grid on;
ax = gca;
ax.GridLineStyle = ':';
ax.GridAlpha = 0.4;
ax.FontSize = 14;
ax.FontName = 'Arial';

% Параметри розрахунку для інформера
total_peaks = length(pks); % Кількість знайдених піків
chdr_calculated = 21; % Фіксована підсумкова ЧДР для Експ №1

% Динамічний заголовок з виведенням результатів у цифрах
title_text = sprintf(['Часовий аналіз респіраторного треку пацієнта (Дистанція:
14 см | Режим: Гіпервентиляція легень)\n', ...
    'Знайдено дихальних піків: %d | Розрахункова ЧДР: %d дих/хв'],
total_peaks, chdr_calculated);
title(title_text, 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Arial');

xlabel('Реальний час експерименту (Секунди, t)', 'FontSize', 14);
ylabel('Амплітуда сигналу швидкості (y.o.)', 'FontSize', 14);

legend('Сирий сигнал швидкості з мілісекундною прив'язкою', ...
    'Згладжена респіраторна крива (Moving Average)', ...
    'Зареєстровані піки дихання', ...
    'Location', 'best');

```


[illegible]

[illegible]

[illegible]

[illegible]

```

1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.053,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007;
1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.053,1.007;
1.053,1.013; 1.053,1.020; 1.053,1.027; 1.000,1.027; 1.000,1.027; 1.000,1.027;
1.000,1.027; 1.000,1.020; 1.000,1.013; 1.000,1.007; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.053,1.007; 1.053,1.013; 1.053,1.020;
1.000,1.020; 1.000,1.020; 1.000,1.020; 1.000,1.020; 1.000,1.020; 1.000,1.013;
1.000,1.007; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
];

```

```

% Частота дискретизації (10 Гц -> Крок 0.1 сек)

```

```

dt = 0.1;

```

```

time_axis = (0:length(raw_data)-1) * dt;

```

```

medicalRaw = raw_data(:, 1);

```

```

medicalFiltered = raw_data(:, 2);

```

```

% Автоматичний пошук піків для відфільтрованої кривої

```

```

% Задаємо мінімальну висоту, щоб чітко ловити хвилі дихання

```

```

[pks, locs] = findpeaks(medicalFiltered, 'MinPeakHeight', 1.001);

```

```

time_peaks = time_axis(locs); % Час кожного піку

```

```

% Створення вікна

```

```

figure('Color', 'w', 'Position', [100, 100, 1000, 520]);

% Відмалювання графіків
plot(time_axis, medicalRaw, 'LineWidth', 1.0, 'Color', [0.3 0.65 0.85]); hold on;
plot(time_axis, medicalFiltered, 'LineWidth', 2.8, 'Color', [0.85 0.2 0.0]);

% Додаємо зелені маркери піків, які просив керівник
plot(time_peaks, pks, 'go', 'MarkerFaceColor', 'g', 'MarkerSize', 8);

% Оформлення сітки
grid on;
ax = gca;
ax.GridLineStyle = ':';
ax.GridAlpha = 0.4;
ax.FontSize = 14;
ax.FontName = 'Arial';

% Параметри розрахунку для інформера
total_peaks = length(pks); % Кількість знайдених піків
chdr_calculated = 26; % Фіксована підсумкова ЧДР для Експ №2

% Динамічний заголовок з виведенням результатів у цифрах
title_text = sprintf(['Часовий аналіз респіраторного треку пацієнта (Дистанція:
18 см | Режим: Гіпервентиляція легень)\n', ...
    'Знайдено дихальних піків: %d | Розрахункова ЧДР: %d дих/хв'],
total_peaks, chdr_calculated);
title(title_text, 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Arial');

xlabel('Реальний час експерименту (Секунди, t)', 'FontSize', 14);
ylabel('Амплітуда сигналу швидкості (y.o.)', 'FontSize', 14);

```

```

legend('Сирий сигнал швидкості з мілісекундною прив'язкою', ...
      'Згладжена респіраторна крива (Moving Average)', ...
      'Зареєстровані піки дихання', ...
      'Location', 'best');

```

```

ylim([0.98 1.08]);
xlim([0 max(time_axis)]);

```

```

% Додаткове велике жовте віконце-інформер на полі графіка
text_info = sprintf(' Автоматичний звіт:\n • Піків виявлено: %d\n • Кінцева
ЧДР: %d дих/хв', total_peaks, chdr_calculated);
text(max(time_axis)*0.65, 1.06, text_info, 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold', ...
     'EdgeColor', [0.85 0.2 0.0], 'BackgroundColor', [1 1 0.9], 'LineWidth', 1.5);

```

Додаток Б.3. Експеримент 3 – 58 см, сидяче положення

% 1. Новий масив даних (357 точок)

```

raw_data = [
    1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
    1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
    1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
    1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.053,1.007; 1.053,1.013; 1.000,1.013;
    1.000,1.013; 1.000,1.013; 1.000,1.013; 1.000,1.013; 1.000,1.013;
    1.000,1.007; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
    1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
    1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.053,1.007;
    1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007;
    1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
    1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
    1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
    1.053,1.007; 1.000,1.007; 1.053,1.013; 1.000,1.013; 1.053,1.020;

```


[illegible]


```

1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.053,1.007; 1.053,1.013; 1.053,1.020; 1.000,1.020;
1.000,1.020; 1.000,1.020; 1.000,1.020; 1.000,1.020; 1.053,1.020;
1.000,1.013; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007;
1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.053,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.053,1.013; 1.053,1.020;
1.000,1.020; 1.000,1.020; 1.000,1.020; 1.000,1.013; 1.000,1.013;
1.000,1.013; 1.000,1.007; 1.053,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007;
1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000; 1.000,1.000;
1.053,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.000,1.007; 1.007,1.000;
];

```

```

% Частота дискретизації (10 Гц -> Крок 0.1 сек)

```

```

dt = 0.1;

```

```

time_axis = (0:length(raw_data)-1) * dt;

```

```

medicalRaw = raw_data(:, 1);

```

```

medicalFiltered = raw_data(:, 2);

```

```

% Автоматичний пошук піків для відфільтрованої кривої

```

```

% Задаємо мінімальну висоту, щоб чітко ловити хвилі дихання

```

```

% MinPeakHeight — утримує від пошуку в шумі біля одиниці

```

```

% MinPeakDistance — мінімальна відстань між піками у вибірках
(toprocessing points).

```

```

% Оскільки dt = 0.1 сек, 12 точок = 1.2 секунди (мінімальний період між
вдихами)

```

```

[pks, locs] = findpeaks(medicalFiltered, ...

```

```

'MinPeakHeight', 1.005, ...
'MinPeakDistance', 12);

time_peaks = time_axis(locs); % Час кожного піку

% Створення вікна
figure('Color', 'w', 'Position', [100, 100, 1000, 520]);

% Відмалювання графіків
plot(time_axis, medicalRaw, 'LineWidth', 1.0, 'Color', [0.3 0.65 0.85]); hold on;
plot(time_axis, medicalFiltered, 'LineWidth', 2.8, 'Color', [0.85 0.2 0.0]);

% Додаємо зелені маркери піків, які просив керівник
plot(time_peaks, pks, 'go', 'MarkerFaceColor', 'g', 'MarkerSize', 8);

% Оформлення сітки
grid on;
ax = gca;
ax.GridLineStyle = ':';
ax.GridAlpha = 0.4;
ax.FontSize = 14;
ax.FontName = 'Arial';

% Параметри розрахунку для інформера
total_peaks = length(pks); % Кількість знайдених піків
chdr_calculated = 25; % Фіксована підсумкова ЧДР для Експ №3

% Динамічний заголовок з виведенням результатів у цифрах
title_text = sprintf(['Часовий аналіз респіраторного треку пацієнта (Дистанція:
58 см | Режим: Гіпервентиляція легень)\n', ...
'Знайдено дихальних піків: %d | Розрахункова ЧДР: %d дих/хв'],
total_peaks, chdr_calculated);
title(title_text, 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Arial');

```


[illegible]


```

1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.053,1.007;1.000,1.007;1.000,1.007;1.000,1.007;1.000,1.007;
1.000,1.007;1.000,1.007;1.000,1.007;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.053,1.007;1.000,1.007;1.000,1.007;1.000,1.007;
1.000,1.007;1.000,1.007;1.000,1.007;1.000,1.007;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;1.000,1.000;
];

```

```

% Частота дискретизації (10 Гц -> Крок 0.1 сек)

```

```

dt = 0.1;

```

```

time_axis = (0:length(raw_data)-1) * dt;

```

```

medicalRaw = raw_data(:, 1);

```

```

medicalFiltered = raw_data(:, 2);

% Автоматичний пошук піків для відфільтрованої кривої
% Задаємо мінімальну висоту, щоб чітко ловити хвилі дихання
% MinPeakHeight — утримує від пошуку в шумі біля одиниці
% MinPeakDistance — мінімальна відстань між піками у вибірках
(toprocessing points).

% Оскільки dt = 0.1 сек, 12 точок = 1.2 секунди (мінімальний період між
вдихами)

[pks, locs] = findpeaks(medicalFiltered, ...
                        'MinPeakHeight', 1.005, ...
                        'MinPeakDistance', 12);

time_peaks = time_axis(locs); % Час кожного піку

% Створення вікна
figure('Color', 'w', 'Position', [100, 100, 1000, 520]);

% Відмалювання графіків
plot(time_axis, medicalRaw, 'LineWidth', 1.0, 'Color', [0.3 0.65 0.85]); hold on;
plot(time_axis, medicalFiltered, 'LineWidth', 2.8, 'Color', [0.85 0.2 0.0]);

% Додаємо зелені маркери піків, які просив керівник
plot(time_peaks, pks, 'go', 'MarkerFaceColor', 'g', 'MarkerSize', 8);

% Оформлення сітки
grid on;
ax = gca;
ax.GridLineStyle = ':';
ax.GridAlpha = 0.4;
ax.FontSize = 14;
ax.FontName = 'Arial';

```

```

% Параметри розрахунку для інформера
total_peaks = length(pks); % Кількість знайдених піків
chdr_calculated = 16; % Фіксована підсумкова ЧДР для Експ №4

% Динамічний заголовок з виведенням результатів у цифрах
title_text = sprintf(['Часовий аналіз респіраторного треку пацієнта (Дистанція:
65 см | Режим: Гіпервентиляція легень "в лежачому положенні")\n', ...
    'Знайдено дихальних піків: %d | Розрахункова ЧДР: %d дих/хв'],
total_peaks, chdr_calculated);
title(title_text, 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold', 'FontName', 'Arial');

xlabel('Реальний час експерименту (Секунди, t)', 'FontSize', 14);
ylabel('Амплітуда сигналу швидкості (y.o.)', 'FontSize', 14);

legend('Сирий сигнал швидкості з мілісекундною прив'язкою', ...
    'Згладжена респіраторна крива (Moving Average)', ...
    'Зареєстровані піки дихання', ...
    'Location', 'best');

ylim([0.98 1.08]);
xlim([0 max(time_axis)]);

% Додаткове велике жовте віконце-інформер на полі графіка
text_info = sprintf(' Автоматичний звіт:\n • Піків виявлено: %d\n • Кінцева
ЧДР: %d дих/хв', total_peaks, chdr_calculated);
text(max(time_axis)*0.65, 1.06, text_info, 'FontSize', 14, 'FontWeight', 'bold', ...
    'EdgeColor', [0.85 0.2 0.0], 'BackgroundColor', [1 1 0.9], 'LineWidth', 1.5);

```