

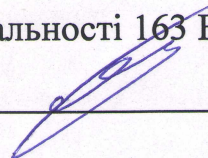
Вінницький національний технічний університет
Факультет інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

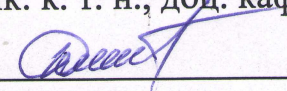
на тему:

Математичне моделювання шумів дихання

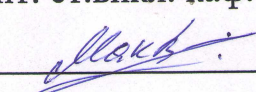
Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ–22м
спеціальності 163 Біомедична інженерія


Гедз О.В.

Керівник: к. т. н., доц. каф. БМІОЕС


Штофель Д.Х.

Опонент: ст.викл. каф. ІКСТ


Макогон В.І.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС


 к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

«01» 12 2023 р.

Вінницький національний технічний університет
Факультет інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

« 18 » 09 2023 р.

ЗАВДАННЯ НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Гедзеві Олександрові Вікторовичу

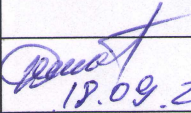
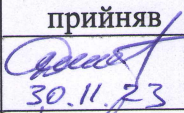
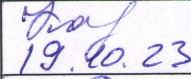
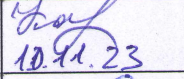
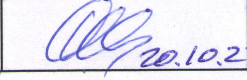
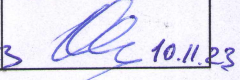
1. Тема роботи: Математичне моделювання шумів дихання
Керівник роботи: Штофель Д.Х., канд. техн. наук, доцент
затверджені наказом ВНТУ від «18» вересня 2023 року № 247.
2. Строк подання студентом роботи «01» грудня 2023 року.
3. Вихідні дані до роботи:
 - 3.1. Електроміограми дихання та руху грудей.
 - 3.2. Метод цифрового розпізнавання біоелектричних образів, спрямований на вивчення шумів дихання.
 - 3.3. Метод схемотехнічного проектування для створення математичної моделі, що враховує вплив шумів на динаміку дихання.
 - 3.4. Параметри енергоживлення із максимальною напругою 5.5 В та струмом 1 мА для забезпечення ефективної роботи системи.
 - 3.5. Для реалізації математичного моделювання шумів дихання використано програмні засоби Sprint Layout для розробки та відлагодження алгоритмів та обчислювальних процедур.
4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі
 - 4.1. Аналітичний огляд шумів дихання у діагностиці захворювань.
 - 4.2. Опис методів збору та реєстрації аудіосигналів дихання.
 - 4.3. Огляд та порівняння існуючих математичних моделей.
5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів)
 - 5.1 Графіки сигналів шумів.
 - 5.2 Блок-схема бездротового модуля для реєстрації шумів дихання.

5.3 Зовнішній вигляд приладів для реєстрації шумів дихання.

6. Зміст текстової частини:

- аналіз фізики утворення шумових сигналів;
- методи аналізу шумової діагностики;
- математична модель та оцінка основних її імовірнісних характеристик;
- система моніторингу дихальних звуків;
- економічна частина;
- охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Штофель Д.Х. к. т. н., доц. каф. БМІОЕС	 18.09.23	 30.11.23
Економічна частина	Кавецький В. В. доцент. каф. ЕП та ВМ	 19.10.23	 10.11.23
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях	Дембіцька С.В к. п. н., проф. каф. БЖДПБ	 20.10.23	 10.11.23

7. Дата видачі завдання «18» вересня 2023 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Розробка технічного завдання	до 20.10.2023	
Техніко-економічний аналіз завдання, економічного середовища, обґрунтування вихідних даних та оптимального варіанту розробки	30.10.2023	
Розв'язання основної задачі	01.11.2023	
Розробка заходів з охорони праці	15.11.2023	
Розрахунок техніко-економічних показників	20.11.2023	
Оформлення графічної частини та пояснювальної записки	25.11.2023	
Попередній захист	01.12.2023	

Студент _____ Гедз О.В.

Керівник роботи _____ Штофель Д.Х.

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

ММШД	- математичне моделювання шумів дихання
ПКФ	- періодично корельовані процеси
АЦП	- аналого-цифровий перетворювач
ІоТ	- інтернет
Bluetooth	- бездротовий стандарт передачі даних
USB	- універсальна система передачі даних та живлення
Лі-іон	- літій-іонний акумулятор
Гц	- герц
ТЗ	- технічне завдання
ЕМІ	- електромагнітне вплив
РСХД	- розподільча система живлення та дихання
ФГС	- функціональна графіка системи
ДЗЗ	- динамічний звуковий зонд
ТПК	- технічний проект конструкції
API	- інтерфейс програмування
КАМК	- комп'ютерне аналітичне моделювання шумів кореляції
ОМ	- основні моменти
ІРЗ	- імовірність розподілення звуків
ЧД	- частотний-діапазон
ОЗС	- обробка звукових сигналів

АНОТАЦІЯ

УДК 621.374

Гедз Олександр Вікторович Математичне моделювання шумів дихання: магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2023.

У магістерській кваліфікаційній роботі вибрано модель періодично корельованих процесів, яка найбільш точно відтворює фізичні особливості виникнення шумів дихання. Досліджено, що зазвичай системи діагностики стану легень ґрунтуються на спектральному аналізі шумів дихання. Проте особливості шумових процесів ускладнюють достовірну діагностику за результатами лише спектрального аналізу. Тому у роботі пропонується використовувати, на основі обраної моделі періодично корельованих випадкових процесів, не лише спектральний аналіз, але й інші імовірнісні характеристики, такі як щільність ймовірностей, моменти та кореляційний аналіз.

Розроблена система бездротового моніторингу стану легенів з використанням основних імовірнісних характеристик, запропонованих у роботі. Отримані результати можуть бути використані для контролю стану здоров'я у спортсменів та осіб, чия діяльність пов'язана із шкідливим впливом на легені.

ABSTRACT

Gedz Oleksandr Viktorovich Mathematical modeling of breathing noise: master's qualification in work in these specialties 163 Biomedical engineering, educational and professional program "Intelligent piece of equipment" and medical devices in bioengineering." Vinnytsia: VNTU, 2023.

At the master's qualification robots, the methods and techniques for getting prosthetic hands were examined. The structural diagram of the system of care with a prosthetic hand was broken up, and an information synthesis of the system of care with a prosthetic hand was carried out; also, the bioelectrical activity of the hand ulcers was destroyed, and the damage to the main nodes of the care system was destroyed by the prosthesis of the hand.

In the distribution of the protection of the practice, such nutrition has been taken, as the cause of blame, the influence on the body of a person and the normalization of bad and unsafe virobnicheskikh factors in the virobnichesky host; a map of the minds of the practice (basing on the choice of normalizing the value of the labor and unsafe labor factors, the assessment of the factors of the labor and labor processes, the hygienic assessment of the minds of the practice, the assessment of the technical and organizational level, the certification of the work environment); recommendations on how to improve the minds of the practitioners, as well as look at the norms of fire safety.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	2
ВСТУП.....	4
1 АНАЛІЗ ФІЗИКИ УТВОРЕННЯ ШУМОВИХ СИГНАЛІВ.....	6
1.1 Класифікація шумів дихання	6
1.2 Інформативні параметри діагностики	10
1.3 Аналіз засобів реєстрації дихальних шумів	10
2 МЕТОДИ АНАЛІЗУ ШУМОВОЇ ДІАГНОСТИКИ	21
2.1 Спектральний аналіз.....	6
2.2 Вейвлет-перетворення	10
2.3 Автокореляційний аналіз	10
2.4 Кепстральний аналіз	6
2.5 Методи аналізу спектрів вищого порядку.....	10
2.6 Ітераційний метод.....	10
2.7 Статистичний аналіз	10
3 МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТА ОЦІНКА ОСНОВНИХ ЇЇ ІМОВІРНІСНИХ ХАРАКТЕРИСТИК	27
3.1 Модель періодично-корельованих процесів	29
3.2 Оцінка кумулянтів.....	34
3.3 Оцінка щільності ймовірностей	37
3.4 Оцінювання кореляційних функцій.....	41
3.5 Оцінювання спектральних характеристик сигналів	41
4. СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ДИХАЛЬНИХ ЗВУКІВ	45
4.1 Дистанційний моніторинг стану здоров'я	45
4.2 Бездротовий модуль запису шумів дихання.....	50
4.3 Портативна механічна конструкція фіксації модуля	50
4.4 Розвиток IoT в медицині.....	50
5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА	52
5.1 Оцінювання наукового ефекту.....	52
5.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи	55
5.2.1 Витрати на оплату праці	55

5.2.2 Відрахування на соціальні заходи	58
5.2.3 Сировина та матеріали	58
5.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі	59
5.2.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт.....	59
5.2.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт	59
5.2.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень.....	60
5.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей	61
5.2.9 Службові відрядження	62
5.2.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації	63
5.2.11 Інші витрати.....	63
5.2.12 Накладні (загальновиробничі) витрати	63
5.3 Висновок до розділу.....	65
6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	67
6.1 Технічні рішення з безпечного виконання роботи	68
6.1.1. Обладнання приміщення та робочого місця	68
6.2. Електробезпека приміщення.....	69
6.3. Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії	70
6.3.1. Мікроклімат	71
6.3.2. Склад повітря робочої зони	71
6.4. Виробниче освітлення.....	72
6.5. Виробничий шум.....	73
6.6. Виробничі випромінювання	74
6.7 Психофізіологічні фактори	76
6.8. Безпека в надзвичайних ситуаціях	77
6.8.1. Дія іонізуючих випромінювань на людей	77
6.8.2. Розрахунок режимів радіаційного захисту	78
ВИСНОВКИ	83
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	84

ВСТУП

Актуальність. Під час щоденної взаємодії людини з навколишнім середовищем вона піддається впливу різноманітних факторів, які можуть бути як корисними, так і негативними для її здоров'я. Важливим елементом оцінки стану організму є дихальна система, яка відповідає за постачання організму киснем. Захворювання легень становлять серйозну загрозу для здоров'я і працездатності, а їх поширення відзначається в статистиці втрат працездатності у всьому світі.

З врахуванням високого рівня негативних впливів та важливості дихальної системи, визначення її стану виконується за допомогою лабораторних та інструментальних методів, які надають комплексне уявлення про стан пацієнта. Дослідження дихальних шумів є важливою складовою цього процесу, оскільки зміни в функціональному стані органів дихальної системи відображаються в цих шумах.

Незважаючи на те, що аускультация легень є традиційним методом прослуховування дихання, сучасні технології дозволяють розвивати об'єктивні акустичні засоби для діагностики легеневих захворювань. Застосування дистанційного діагностування шумів дихання в реальному часі, їх передача на великі відстані та подальша обробка відкривають нові можливості для точного встановлення діагнозу та моніторингу стану пацієнтів.

Отже, для аналізу шумових сигналів дихання, що виникають внаслідок природного функціонування легень і є основою для шумової діагностики, наша мета полягає в дослідженні математичного апарату з метою виявлення нових інформативних параметрів. Це дозволить підвищити достовірність діагностики стану пацієнта, розширити спектр аналізу та покращити здатність системи виявляти та інтерпретувати зміни в шумах дихання.

Об'єкт розробки – мпроцес математичного моделювання шумів дихання.

Предмет розробки – математична модель шумів дихання.

Мета роботи магістерської кваліфікаційної – розробка нових інформативних параметрів на основі обґрунтованої математичної моделі шумів

дихання з метою підвищення достовірності результатів діагностики стану легень людини.

Методи включають в себе методи аналізу детермінованих та випадкових сигналів, а також їх статистичну обробку.

Новизна магістерської кваліфікаційної роботи полягає в обранні моделі періодично корельованих процесів, яка найточніше відтворює фізичні аспекти виникнення шумів дихання. Визначено, що існуючі системи діагностики стану легень здебільшого ґрунтуються на спектральному аналізі шумів дихання. Однак у зв'язку з особливостями шумових процесів такий підхід не завжди забезпечує достовірну діагностику стану пацієнта.

Актуальність магістерської кваліфікаційної роботи – підвищення достовірності результатів діагностики стану легень людини.

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ ФІЗИКИ УТВОРЕННЯ ШУМОВИХ СИГНАЛІВ

1.1 Класифікація шумів дихання

Бронхіальне дихання, згідно з вітчизняною класифікацією, у фізіологічній нормі (тобто у здорової людини) включає ларингеальні шуми (над гортанню), трахеальні шуми (над трахеєю) та бронхіальні шуми (спереду над рукояткою груднини і позаду між лопатками на рівні від 8-го шийного до 4-го грудного хребців). Слід відзначити, що закордонна класифікація відрізняється від вітчизняної тим, що окремо виділяє трахеальні шуми як самостійний тип шумів.

Наразі вітчизняні [1,2] та зарубіжні [3] дослідники єдині у думці, що трахеальні та бронхіальні шуми виникають через пульсації тиску у трахеї та головних бронхах, обумовлені турбулізацією потоку повітря в голосовій щілині під час дихання. Голосова щілина у нормі є найвузькішим місцем бронхіального дерева, тому швидкості потоку повітря в ній можуть бути значними (близько 10 м/с, навіть при помірній інтенсивності дихання – близько 0,5 л/с). Такі пульсації тиску в турбулізованому потоці характеризуються суцільним спектром, що зменшується зі зростанням частоти. Цей характер спектра спостерігається при електронній реєстрації шумів дихання над трахеєю [4]. На рис. 1.1 подано типову респіросонограму шумів дихання над трахеєю здорової людини.

Як видно з аналізу, характер спектрів під час вдиху та видиху практично не розрізняється. Рівень спектру поступово зменшується до високих частот, і різниця між рівнями спектру на низьких і високих частотах складає приблизно 15-25 дБ. Верхня межа частот, на яких ще можна реєструвати трахеальні шуми, залежить від інтенсивності дихання та товщини підшкірного жирового шару, але в цілому коливається від 800 до 2000 Гц і вище. Важливо відзначити, що провали на сонограмах, представлених на рис. 1.1 та 1.2, відповідають паузам у диханні пацієнтів.

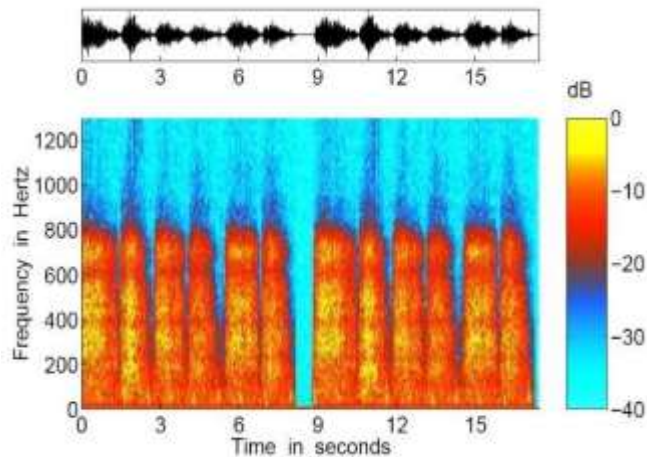


Рисунок 1.1 - Трахеальні шуми в нормі

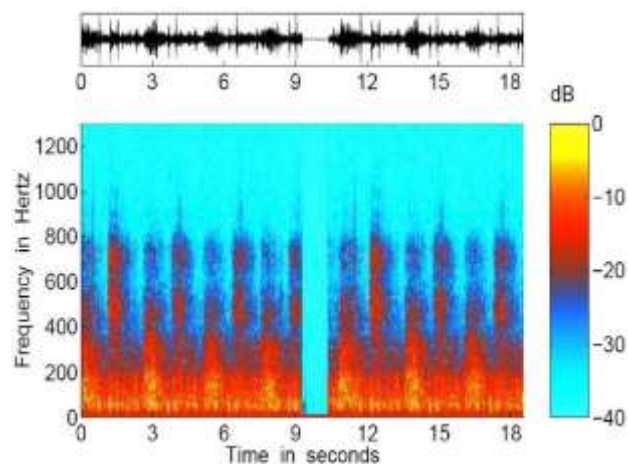


Рисунок 1.2 - Бронхіальні шуми в нормі

На відміну від трахеальних шумів, які легко проникають через тонкий і акустично прозорий шар, утворений стінкою трахеї, м'язово-жировою тканиною і шкірою (загальною товщиною приблизно 3-6 мм), бронхіальні шуми повинні подолати значно товстіший шар біологічних тканин, перш ніж досягнути поверхні грудної клітки. Це спричинює ослаблення та зміну характеру спектру бронхіальних шумів у порівнянні з трахеальними.

Крім того, відомо з [2], що розподіл пульсацій тиску в трубах із стенозом полягає в тому, що максимальна амплітуда пульсацій тиску спостерігається на відстані 6-7 діаметрів стенозу вниз по потоці. При великих відстанях амплітуда пульсацій тиску швидко зменшується через розсіювання та дисипацію вихорів в потоці. У нашому випадку роль стенозу відіграє голосова щілина. З урахуванням того, що її еквівалентний діаметр в середньому складає приблизно 0,8 см, можна зробити висновок, що максимальна амплітуда пульсацій тиску припадає на

ділянку трахеї, віддалену від голосових зв'язок приблизно на 5-6 см, тобто на область переходу з шийного відділу трахеї у грудний. З огляду на те, що загальна довжина трахеї складає в середньому 12 см, стає очевидним, що амплітуда пульсацій тиску в грудному відділі трахеї і в головних бронхах буде меншою, ніж у шийному відділі трахеї. Це призводить до того, що гучність бронхіальних шумів помітно нижча, а рівень спектру типових бронхіальних шумів (рис. 1.2) зменшується значно швидше, ніж рівень спектру трахеальних шумів (див. рис. 1.1). Зазначені різниці між двома розглянутими типами шумів є основною причиною того, що закордонні дослідники визначають дихальні шуми як трахеальні та бронхіальні окремо.

Везикулярні шуми виникають у всьому обсязі легень і пов'язані з коливаннями стінок альвеол під час дихання. Процес заповнення повітрям альвеол на вдиху та вивільнення його на видиху створює пружну напругу в стінках альвеол, що веде до їх коливань. На відміну від трахеальних та бронхіальних шумів, везикулярні шуми мають більш гладкий характер і виникають на відстані від джерела звуку, оскільки звук подолає шлях через бронхіальне дерево та паренхіму легень, а потім досягне зовнішньої поверхні грудної клітки.

Існують два припущення щодо причин виникнення везикулярних шумів. Перше припущення вказує на те, що везикулярні шуми генеруються саме в альвеолах легень через їхні коливання, а друге припущення вказує на те, що ці шуми формуються шляхом передачі звуку через бронхіальне дерево та паренхіму до зовнішньої поверхні грудної клітки. За будь-яким із цих припущень везикулярні шуми пов'язані з турбулізацією потоку повітря під час дихання.

Зазначте, що через великий шлях, який звук повинен подолати від джерела до поверхні грудної клітки, значна частина звукової енергії поглинається біотканинами, і гучність везикулярних шумів зазвичай нижча, ніж гучність шумів, що вислуховуються над трахеєю. Також рівень спектру везикулярних шумів зменшується зі зростанням частоти через загасання звуку в паренхімі легень. У нормі область частот, на яких можна вислухати везикулярні шуми, зазвичай лежить нижче 400-500 Гц.

Давайте розглянемо респіросонограму везикулярних шумів в нормі, яка зображена на рис. 1.3.

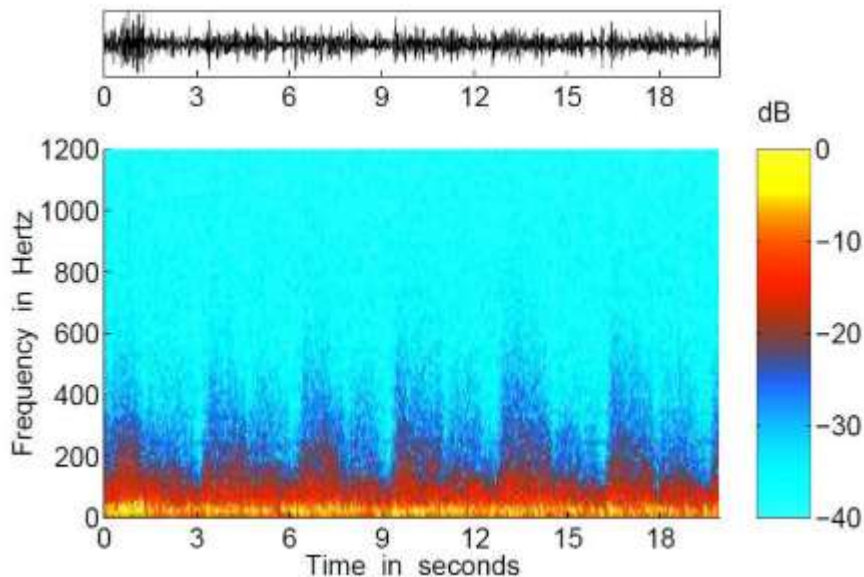


Рисунок 1.3 - Везикулярні шуми в нормі

На основі рисунка 1.3 можна визначити, що акустичний характер везикулярних шумів відрізняється від трахеальних і бронхіальних шумів у кількох важливих аспектах. По-перше, загальний рівень везикулярних шумів приблизно на 20 децибелів нижчий, ніж рівень трахеальних шумів. По-друге, спектральні складові везикулярних шумів різко зменшуються зі зростанням частоти, що призводить до значно вужчого діапазону частот порівняно з трахеальними шумами. По-третє, частотний діапазон везикулярних шумів під час видиху майже вдвічі вужчий, ніж під час вдиху, що призводить до майже повної відсутності везикулярних шумів під час видиху (див. ДОДАТОК 1).

Щодо вологих хрипів, дослідники з вітчизняних і зарубіжних джерел поділяють загальний підхід до їхнього виникнення. Припускається, що ці хрипи виникають внаслідок нагромадження рідини (ексудату, трансудату, бронхіального секрету, і навіть крові) в дихальних шляхах, яке виникає внаслідок болючих процесів, що супроводжують захворювання дихальної системи. Під час вдиху повітря прокручується через цю рідину, збиваючи її та утворюючи бульбашки, які лопаються і генерують характерні тріски, чітко виражені при

прослуховуванні з поверхні грудної клітки. Класифікація вологих хрипів включає дріднобульбашкові, середньобульбашкові і великобульбашкові хрипи, що пов'язано з калібром уражених бронхів.

Важливо відзначити, що вітчизняна класифікація вологих хрипів майже повністю збігається із західною, хоча фахівці за кордоном, судячи з усього, частіше розрізняють лише два основних типи: "fine crackles" - тонкі потріскування і "coarse crackles" - грубі тріски. На сьогоднішній день існує значна кількість досліджень, що присвячені аналізу фонограм і візуальних образів вологих хрипів. В межах класичної гідромеханіки розроблено математичну модель, яка, за певних припущень, пояснює механізм генерації вологих хрипів. При аналізі цих робіт виявляється, що акустичний сигнал, виникаючи внаслідок лопання бульбашок рідини, має короткий імпульс тривалістю 2-15 мс і практично періодичну "квазігармонічну" форму (див. рис. 1.4). Таким чином, дріднобульбашкові і великобульбашкові хрипи відрізняються один від одного як за тривалістю імпульсів, так і за характерним періодом їхнього заповнення "квазігармонічними" функціями.

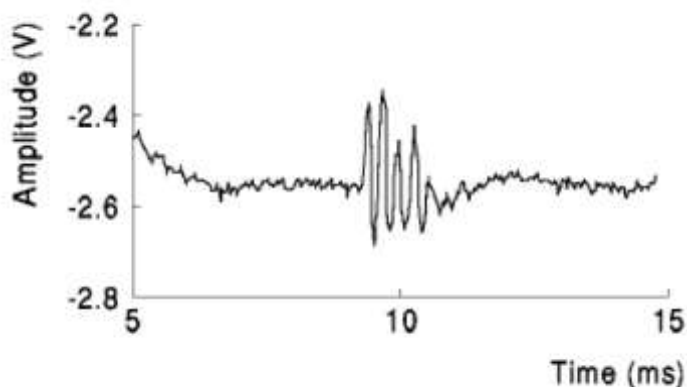


Рисунок 1.4 - Фонограма одиничного імпульсу, характерного для вологих хрипів

По-перше, при дрібнопухірцевих хрипах імпульси майже вдвічі коротше, ніж при крупнопухірцевих хрипах. По-друге, характерна частота "квазігармонічного" заповнення першої в два рази вище, ніж у великопухірцевих (близько 450 Гц для дрібнопухірцевих хрипів порівняно з 250 Гц у великопухірцевих). В результаті спектр частот, який є характерним для

дрібнопухірцевих хрипів, значно ширший, ніж у випадку крупнопухірцевих хрипів. З аналізу респіросонограм шумів дихання при наявності дрібнопухірцевих і великопухірцевих хрипів (рис. 1.5) видно, що в цих випадках структури спектрів яскраво виражені у вигляді численних вузьких ліній. Фактично ці структури є спектрами обговорених вище імпульсних сигналів, які генеруються лопаються бульбашками рідини при проходженні повітря через бронхіальне дерево. При цьому відзначено, що ширина спектрів, яка відповідає дрібнопухірцевим хрипам, фактично на дві третини ширше, ніж ширина спектрів великопухірцевих хрипів.

Щодо сухих хрипів, основною їхньою особливістю є наявність виразного музичного тембру. Вітчизняна класифікація розрізняє такі види: сухі гудячі хрипи гудіння, сухі свистячі хрипи, сухі хрипи дзижчання.

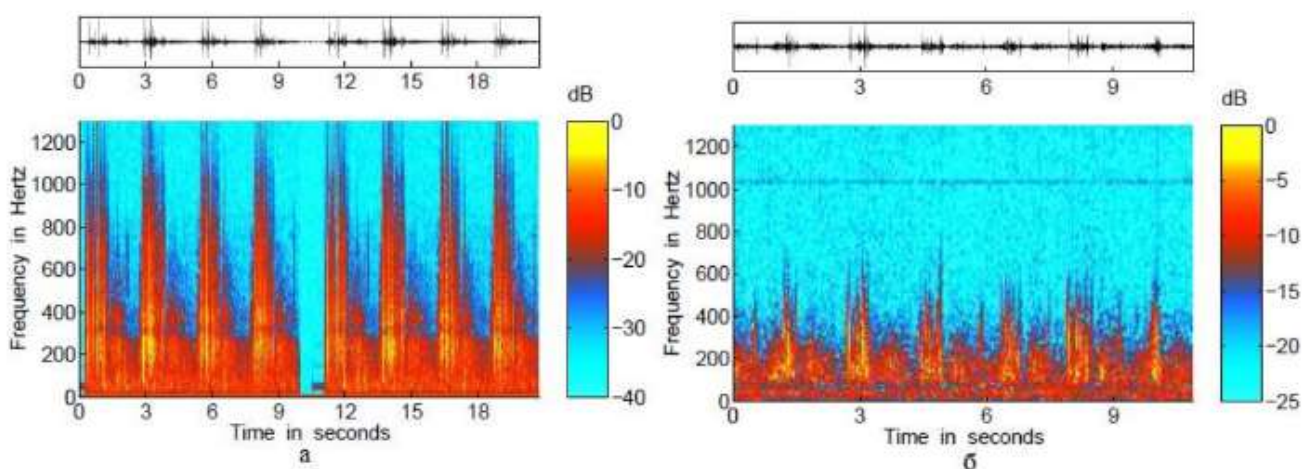


Рисунок 1.5 - Вологі хрипи: а – дрібнобульбашкові, б – великобульбашкові

Зарубіжна класифікація виявляє деякі відмінності в порівнянні з вітчизняною, і їхні терміни не завжди можуть бути чітко віднесені один до одного. Наприклад, англійська класифікація [5] включає наступний розподіл: high/low pitched wheezing – хрипи високого/низького тону; short/long wheezing – короткі/довгі хрипи; single (monophonic)/multiple (polyphonic) wheezing – одиночні (монофонічні)/множинні (поліфонічні) хрипи. За вітчизняною класифікацією вважається, що виникнення сухих хрипів пов'язане з коливанням язичків або ниткоподібних перемичок в бронхах, які утворюються з дуже в'язкої мокротинні. Також сухі хрипи можуть виникати через звуження перерізу бронха (стеноз),

викликане грудким мокротинням на стінці бронха, місцевим набряком або пухлиною. Припускається, що під впливом потоку повітря під час акту дихання виникають коливання язичка або ниткоподібної структури. В цьому випадку звук може генеруватися як через коливання цих структур, так і через розрив вихорів при їхньому обтіканні потоком.

Останні десять років приділяється інтенсивній теоретичній та експериментальній розробці гіпотези про виникнення сухих хрипів за рахунок флаттера стінок бронхів. Зокрема, експериментально (*in vitro*) вже доведено, що ймовірність виникнення флаттера за умов наявності набряку слизової бронха та місцевого стенозу, що обмежує потік, є дуже високою. Важливо зауважити, що при виконанні будь-якого з цих механізмів генерації звуку може виникнути не лише простий тон, тобто звук із однією частотою, але й складний сигнал, який включає декілька компонентів із різними частотами. Розглянемо кілька типових респіросонограм, на яких присутні сухі хрипи. Спочатку розглянемо респіросонограму, яка характерна для звуків дихання пацієнта під час нападу бронхіальної астми (рис. 1.6, а). Тут можна виявити один єдиний вибух амплітуди приблизно на частоті 130 Гц, який лікарі під час контрольного прослуховування ідентифікували як низький гудіння хрип. На наступній респіросонограмі (рис. 1.6., б) чітко видно, що максимум спектрального рівня розташований приблизно вдвічі вище за частотою - близько 220 Гц, і це також єдиний максимум. У цьому випадку лікарі ідентифікували його як простий гудіння хрип.

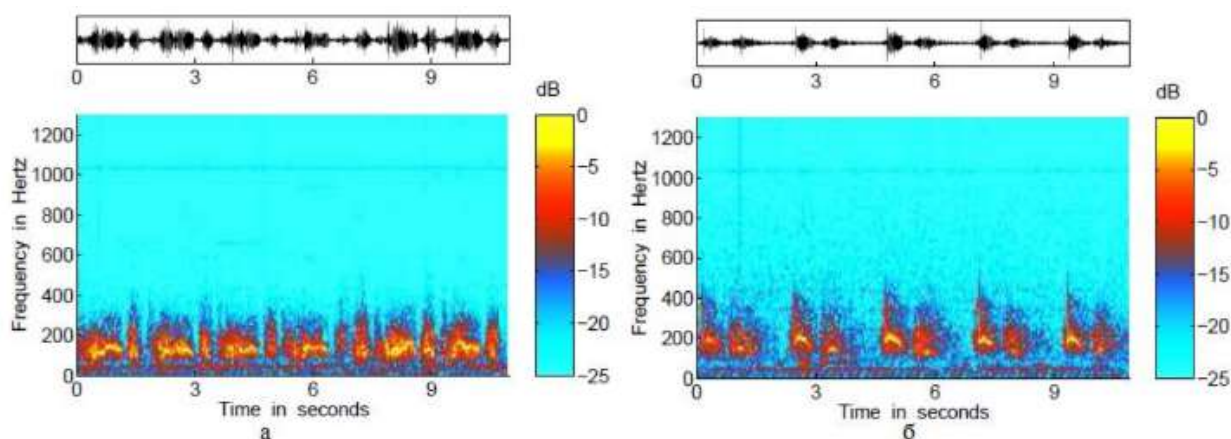


Рисунок 1.6 - Сухі хрипи містять один тон (гармоніку): а – низькі гудящі, б – гудящі

На основі проведеного аналізу можна зробити висновок, що хрипи гудіння, згідно з їхньою природою, є монофонічними, що означає, що вони майже виключно містять один простий тон без гармонік.

Тепер давайте звернемо увагу на респіросонограми, представлені на рис. 1.7. Перша з них, за оцінкою лікарів, відповідає фонограмі з наявністю низьких хрипів дзижчання, тоді як друга відзначена як просто хрипи дзижчання. Обидві респіросонограми чітко демонструють наявність складного (поліфонічного) сигналу, який складається з кількох гармонічних компонентів. На рис. 1.7., а, ці компоненти виражені найкраще при $t = 4,5$ с і $t = 9$ с, а на рис. 1.7., б, - при $t = 0,7$; $4,5$; і $8,5$ с.

Звернімо увагу до рис. 1.7., а. Вимірювання частот спектральних компонентів сухого хрипу показують наявність чотирьох гармонік, при цьому перша (нижча) має частоту 95 Гц, а четверта (вища) – 230 Гц. Співвідношення частот гармонік складає $1:1,42:1,85:2,4$. У хрипі, відображеному на рис. 1.7., б, перша гармоніка має частоту 120 Гц, а четверта – 310 Гц. При цьому частоти гармонік співвідносяться як $1:1,33:2:2,6$. Легко помітити, що "пакет" з чотирьох гармонік на рис. 1.7., б, знаходиться за частотою помітно вище, ніж аналогічний "пакет" на рис. 1.7., а.

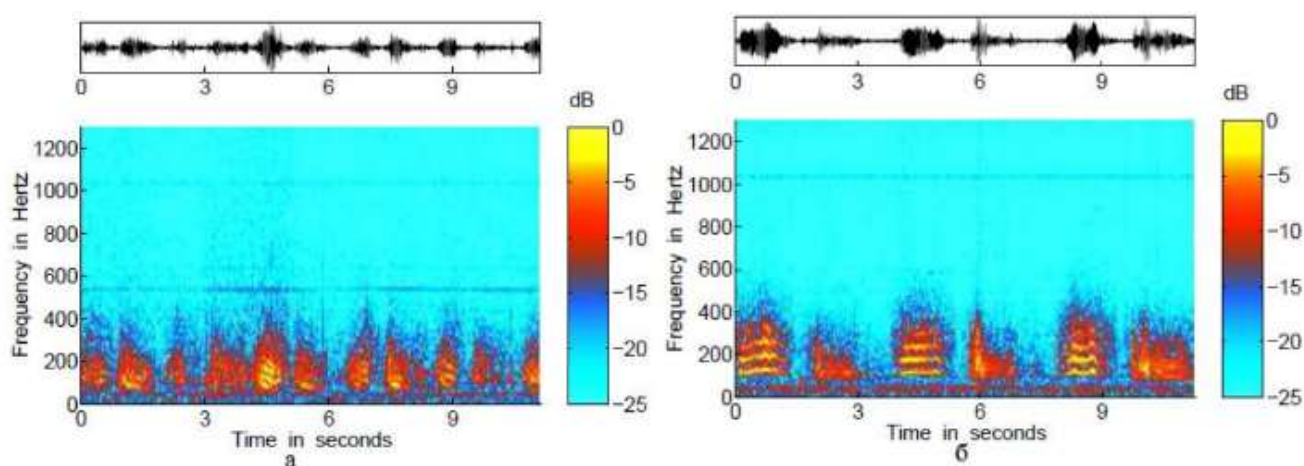


Рисунок 1.7 - Сухі хрипи містять декілька гармонік

Отже, у відміну від хрипів гудіння, хрипи дзижчання містять кілька гармонік, частоти яких досить близько розташовані одна від одної. При цьому

співвідношення частот гармонік може змінюватися в широких межах, але воно не є кратним якомусь цілому числу. Ця сукупність характерних рис є основою об'єктивної інтерпретації вербальної моделі дзижчання хрипів.

1.2 Інформативні параметри діагностики

Аускультация легень – це метод дослідження структури і функцій апарату зовнішнього дихання на підставі результатів вислуховування звукових явищ, що супроводжують зовнішнє дихання. Діяльність апарату зовнішнього дихання супроводжується акустичними явищами – виникненням і поширенням звукових хвиль. Ці звукові явища, шуми зовнішнього дихання, можуть бути прослухані при аускультации легень.

Аускультацию легень проводять за певними правилами. Стетоскоп або фонендоскоп ставлять у симетричних точках правої і лівої половини грудної клітини спочатку на передній її поверхні, а потім на задній. При аускультации легень спочатку порівнюють шуми дихання під час вдиху, оцінюють їх характер, тривалість, силу (гучність, чутливість), а потім ці шуми порівнюють з шумами в аналогічній точці симетричної половини грудної клітки. Таке правило називають порівняльною аускультацией.

При вислуховуванні дихання хворого необхідно звертати увагу на його характер, глибину та рівномірність. Хворий повинен дихати глибоко, спокійно і рівно через ніс і тільки за вказівкою лікаря – через рот. Зазначимо, що деякі хворі можуть дихати неправильно, що важливо враховувати під час обстеження.

Патологічні шуми зовнішнього дихання – це акустичні явища, які виникають при зовнішньому диханні і можуть бути виявлені тільки при аускультации хворих осіб. У здорових людей патологічні шуми дихання не виявляються. Зрозуміло, що, окрім відсутності чітких кількісних критеріїв, вербальні моделі дихальних шумів мають суттєвий ступінь суб'єктивності. Це пов'язано з тим, що чутливість (поріг чутливості) людського слуху та його здатність розрізняти звуки за гучністю і частотою істотно коливаються від особи до особи.

Особливості слуху також важливі, оскільки звуки високої частоти суб'єктивно здаються голоснішими, ніж низькочастотні при однаковій силі звуку. Тому навіть наявність в шумовому спектрі низькочастотних складових значної амплітуди не обов'язково означає, що лікар оцінить цей шум як низькочастотний. Присутність в сигналі високочастотних компонентів меншої амплітуди може суттєво змінити сприйняття шуму.

Слуховий аналіз звуку залежить від "звукової пам'яті", обдарованості і тренування. Наприклад, музично обдаровані люди можуть легко визначати на слух всі обертони (гармоніки), які утворюють складний звуковий сигнал. Проте, в середньому, лікарі не завжди мають відносний слух, тобто здатність ефективно аналізувати складні звукові сигнали, що є характерними для дихальних шумів. Цільніше їм вдається лише розділяти ці шуми на високочастотні і низькочастотні компоненти. Аналіз всієї акустичної палітри дихальних шумів може бути успішно проведений лише досвідченими лікарями, які володіють вищою чутливістю слуху.

Намагання зробити аускультативні ознаки більш об'єктивними шляхом аналізу дихальних шумів, які містять ці ознаки, проводилися вже в давніший час. Ранні дослідження, такі як [6,7], в основному концентрувалися на визначенні діапазонів частот, характерних для ключових аускультативних ознак (тобто діапазонів частот, де зосереджена основна частина акустичної енергії) і в кінцевому підсумку відповідали на питання: чи має кожна аускультативна ознака свій і виключно свій діапазон частот, повністю відмінний від діапазонів частот, характерних для інших аускультативних ознак.

Наприклад, у роботі [7] використовувалася оригінальна методика досліджень, в якій роль експерта відіграв досвідчений лікар-діагност. Дихальні шуми, отримані від мікрофону, притиснутого до грудної клітки, у вигляді електричних сигналів поступали на електронний підсилювач, після чого фільтрувалися за допомогою октавних фільтрів і передавалися на головні навушники. Лікар вислуховував шуми в кожному октавному діапазоні послідовно і порівнював слухане з тими звуковими образами, які виникали при аускультативній за допомогою традиційного механічного стетофонендоскопу.

Мета досліджень полягала в тому, щоб визначити об'єктивний діапазон частот, в якому присутні діагностично значущі особливості, що сприймаються на слух. Стандартні показники взяті з джерела [7], представлені на рисунку 1.8.

Тип респіраторних шумів	Характерний діапазон (Гц)					
	90	180	355	710	1400	2800
Везикулярне дихання		■	■			
Бронхо-везикулярне дихання			■	■		
Бронхіальне дихання				■	■	
Великопухирчасті хрипи		■	■			
Середньопухирчасті хрипи(незвучні)		■	■			
Середньопухирчасті хрипи(звучні)			■	■		
Сухі хрипи (Джизчаці)		■	■			
Сухі хрипи (гудячі)		■	■			
Сухі хрипи (свистячі)			■	■		
Крепітація				■	■	
Шум тертя плеври				■	■	

Рисунок 1.8 - Характерні частотні діапазони для різних типів респіраторних звуків

Відповідно до висновків авторів [7], загальний діапазон частот, який є характерним для всіх ключових аускультативних ознак, варіюється від 180 Гц до 1400 Гц. Це, загалом, узгоджується із сучасними уявленнями, хоча більш пізні дослідження [4,8,9,10] показали, що діапазони частот, що характерні для окремих аускультативних ознак, розташовуються значно нижче 180 Гц і вище 1400 Гц.

В результаті проведених досліджень виявлено, що для деяких аускультативних ознак характерні частотні діапазони повністю або частково перетинаються. Таким чином, надія на те, що кожній аускультативній ознаці відповідає свій унікальний частотний діапазон, що повністю відмінний від частотних діапазонів інших ознак, не підтвердилася.

Зрозуміло, що об'єктивні кількісні характеристики, які можна пов'язати з різними аускультативними ознаками, слід шукати в особливостях спектрів

дихальних шумів. Це напрямок досліджень вивчається в ряді робіт [1,4,7], більшість з яких відносяться до 1980-90-их років. У всіх цих дослідженнях використовувався основний принцип реєстрації шумів дихання, який полягає в фіксації сигналу від мікрофона або акселерометра, закріпленого на грудній клітці. Цей сигнал потрапляв на широкосмуговий електронний підсилювач і записувався на вимірювальному магнітофоні. В пізніших дослідженнях сигнал передавався на аналого-цифровий перетворювач, а потім надходив на комп'ютер для подальшого аналізу. Тривалість фонограми зазвичай становила від 2 до 5-10 циклів дихання, і отримані дані оброблялися за допомогою швидкого перетворення Фур'є для отримання інтегральних спектрів, осереднених по часу запису.

Базуючись на численних дослідженнях записів дихальних шумів у здорових і хворих осіб, було встановлено, що спектри шумів, що містять різні аускультативні ознаки, можуть справді відрізнятися один від одного, принаймні у статистичному сенсі. Аналіз цих шумів вимагає проведення великого діапазону частот: від десятків Герц до 1,5–2,0 кілогерц.

Слід відзначити, що інтегральні спектри, накопичені протягом кількох циклів дихання, містять спектральні особливості, які відповідають численним аускультативним ознакам. Однак інтегральний характер цих спектрів, накопичених протягом кількох циклів дихання, робить важкою або навіть неможливою диференціацію тонких особливостей цього нестационарного сигналу.

Тим не менше, відомо, що характер шумів дихання і їх частотні спектри на фазах вдиху та видиху можуть значно відрізнятися. У деяких дослідженнях зазначається спроба використовувати цей факт для покращення розпізнаваності аускультативних ознак у дихальних шумах, характерних для різних респіраторних захворювань. Використовуючи роздільний аналіз шумів на вдиху та видиху, вдалося створити алгоритм, який дозволяє з певним ступенем ймовірності відрізнити шуми дихання здорової людини від шумів дихання астматика.

Об'єктивна фіксація відмінностей у спектрах дихальних шумів, що відповідають різним фазам дихання, вперше дозволила чітко усвідомити, що характер спектру дихальних шумів залежить від часу і може суттєво змінюватися не тільки в масштабі часу, відповідно до тривалості фази дихання, але і на більш

дрібних часових інтервалах. Цей рівень розуміння фізичних властивостей дихальних шумів стимулював подальші дослідження, спрямовані на розробку методик, що дозволяють відстежувати динаміку їх частотних спектрів в дрібних масштабах часу. Розвиток цього напрямку досліджень був ініційований і полегшений досягненнями в галузі обчислювальної техніки. Отже, його можна вважати сучасним.

Сучасні методи акустичного аналізу та відображення респіраторних звуків отримали визнання від медиків за кордоном. Наприклад, Міжнародною асоціацією звуків легень була спроба розробити номенклатуру, яка пов'язує суб'єктивні вербальні моделі шумів дихання з їх об'єктивними акустичними параметрами. На сьогодні в кількох передових країнах розробляються навчальні посібники для студентів-медиків, де разом із аудіозаписами відповідних шумів дихання на екрані, поряд із звичними пульмонологічними діаграмами, будуються респіросонограми та інші акустичні зображення.

1.3 Аналіз засобів реєстрації дихальних шумів

З погляду засобів реєстрації дихальних шумів, акустичні прилади поділяються на акустичні та електронні. Електронні прилади розширюють можливості акустичної діагностики, забезпечуючи об'єктивніші дані для подальшого аналізу, в тому числі за допомогою сучасних систем штучного інтелекту та цифрової фільтрації. Стетоскопи та фонендоскопи використовуються для аускультатії шумів у легенях. Використання фонендоскопів, які мають мембрану на випадок або капсулу, дозволяє отримувати більше інформації, але не дозволяє проводити одночасну аускультатію в кількох місцях на поверхні грудної клітки, що обмежує діагностичні можливості.

Використання комп'ютерних систем для реєстрації дихальних шумів дозволяє зберігати інформацію для подальшого аналізу та повторного використання. Ця система дозволяє здійснювати багатоканальний та синхронний збір даних, що відкриває нові можливості для їх обробки та аналізу.

Літературний аналіз вказує на широкий частотний діапазон аускультативних ознак, з границями частотних інтервалів, які перетинаються для різних видів аускультативних феноменів. Простим знаряддям для аускультативної є монауральний стетоскоп, що складається з трубки, виготовленої з твердого матеріалу, з воронкоподібними розтрубами на кінцях. Під час аускультативної одна воронка прикладається до вуха лікаря, а інша - до тіла пацієнта. Недоліками цього пристрою є низька чутливість до високочастотних звуків і неефективність його використання, оскільки лікареві доводиться нахилитися при прослуховуванні в положенні лежачи.

Бінауральні прилади вважаються більш зручними та складними. Бінауральний стетоскоп має порожнисту воронку без мембрани, тоді як фонендоскоп оснащений мембраною. Ці прилади забезпечують кращу чутливість і зручність в експлуатації порівняно з монауральним стетоскопом.

З інтеграцією сучасних технологій в усі аспекти життєдіяльності, використання Інтернету усе більше поширюється, надаючи пристроям, що нас оточують, нові можливості та спрощуючи контроль за ними. Телемедицина стрімко розвивається, а нові та вдосконалені діагностичні пристрої входять в щоденне використання. До найвідоміших з них відноситься ViScore - компактний електронний стетоскоп, який поєднує візуальний дисплей високої роздільної здатності з традиційною аускультативною (див. рисунок 1.9).



Рисунок 1.9 - Зображення пристрою ViScore

Екуоре – це електронний мобільний стетоскоп, який вирізняється такими особливостями, як візуалізація звуків у реальному часі, 20-кратне підсилення сигналів, можливість підключення через Wi-Fi, наявність змінних насадок та використання спеціального мобільного додатка (див. рисунок 1.10).



Рисунок 1.10 - Зображення пристрою Екуоре

Технологія ResApp використовує звук кашлю пацієнта для діагностики респіраторних захворювань (див. рис. 1.11). Підхід ResApp є автоматизованим та усуває необхідність у людській інтерпретації дихальних звуків. Головним недоліком цієї технології є те, що не всі захворювання дихальної системи супроводжуються кашлем, що обмежує її застосування лише до певних хвороб. Використовує мобільний додаток.



Рисунок 1.11 - Технологія ResApp

Stethee - це бездротовий стетоскоп, який може бути підключений до смартфона або навушників за потреби (див. рисунок 1.12). Записані сигнали відправляються на віддалений сервер для проведення аналізу.



Рисунок 1.12 - Бездротовий стетоскоп для смартфона Stethee

AirSonea - це пристрій для аналізу дихання, який використовується для виявлення симптомів та попередження приступів астми (див. рис. 1.13). Пристрій може нагадувати користувачу про прийом ліків і передавати інформацію тим, хто доглядає за хворим, а також лікарям у медичних центрах.



Рисунок 1.13 - Пристрій для аналізу дихання AirSonea

Збільшення поширеності хронічних респіраторних захворювань є одним із головних факторів, які сприятимуть зростанню ринку пристроїв для респіраторних вимірювань у найближчі роки. Декілька ознак, таких як ендотрахеальна інкубація і гострий респіраторний дистрес-синдром, бронхіт, можна виявити за допомогою дихальних вимірювальних пристроїв. Хронічні респіраторні розлади, такі як хронічне обструктивне захворювання легень, астма, є поширеними як у розвинених, так і в розвиваючихся країнах. Швидке зростання поширеності респіраторних захворювань пояснюється збільшенням куріння та впливом забруднення повітря, а також професійним впливом пилу та парів. Очікується, що кількість пацієнтів, які страждають від хронічних респіраторних захворювань, збільшиться, і попит на респіраторні вимірювання буде одночасно зростати. Зростаюче впровадження передових технологій є ключовою тенденцією на ринку пристроїв для респіраторних вимірювань. Значні технологічні досягнення відбуваються в дихальних вимірювальних пристроях, і попит на це обладнання зростає, оскільки воно простіше і зручніше у використанні, економить час, має можливості передачі сигналів на великі відстані та може безпосередньо порівнювати сигнали в нормі та патології для постановки діагнозу.

РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ АНАЛІЗУ ШУМОВОЇ ДІАГНОСТИКИ

2.1 Спектральний аналіз

У цьому розділі розглядаються різні підходи до аналізу шумових сигналів дихання, зокрема використання методів, що базуються на аналізі Фур'є. Класичний спектральний аналіз дихальних звуків визначається спектральною щільністю, але зазначається, що широкий діапазон частот основного дихання створює труднощі при визначенні шумів.

Відзначається, що часовий аналіз використовується для більш детального вивчення сигналів, дозволяючи аналізувати їхню часову структуру та інші частотні компоненти. Однак використання цього методу вимагає спеціалізованого звукового середовища та високоякісного обладнання для реєстрації.

Далі наводяться приклади альтернативних методів аналізу, таких як метод виявлення трісків на основі аналізу часових частот. Використані параметри, такі як спектральна щільність потужності, стандартне відхилення та інші, для характеристики різних аускультативних явищ.

Зазначається, що спектрограма, яка використовується для перетворення сигналу в часово-частотну область, може вирішувати недоліки традиційного перетворення Фур'є. Відзначаються переваги і недоліки цього методу, вказуючи на його можливість застосування для аналізу легеневих звуків.

Зазначено, що методи аналізу текстури та статистики першого порядку використовуються для отримання інформації про динаміку сигналу в часово-частотній області. Наведено приклади застосування цих методів разом з класифікацією сигналів за допомогою K -найближчого сусіда.

У великій мірі розділ концентрується на різноманітних методах спектрального аналізу, вказуючи на їхню застосовність та обмеження в контексті діагностики шумів дихання.

Аналіз спектрограм допомагає виявити хрипи у звуках легенів. Об'єктивні методи виявлення хрипів в основному ґрунтуються на аналізі частот у часі. Існують характерні смужкові ознаки, які виникають при короткочасному

спектральному аналізу Фур'є (STFT) хрипів і вирізняються від звичайних легеневих звуків. Таким чином, деякі методи виявлення хрипів визначають ці смужки у спектрограмах та вирішують, чи є вони хрипами, враховуючи їхню тривалість. Програма може створити графічне відображення частотних компонент, які змінюються з часом, що може відтворювати характеристики звуків легенів. Алгоритм, що базується на аналізі спектрограм, виконується за такими кроками: сигнал розкладається за допомогою STFT (короткочасне перетворення Фур'є); подальша обробка спектрограми, включаючи виокремлення високочастотних складових за допомогою фільтрації; групування для видалення негрупованих зон в амплітудній спектрограмі, які не відповідають характеристикам тривалості хрипу; забезпечення безперервності та обчислення характеристик [16].

2.2 Вейвлет-перетворення

Вейвлет-перетворення (WT) використовується для обробки сигналів легенів, проте має свої обмеження. Різні методи розширення сигналу в конкретних застосуваннях ще не досліджені достатньо. Ефект розширення краю відіграє важливу роль у обробці сигналів легеневих звуків [17].

Вейвлет-спектрограми є ключовим продуктом вейвлет-аналізу, доповнюючи звичайні спектрограми, що базуються на короткочасному перетворенні Фур'є. Вони відзначаються особливостями сигналів, які не виявляються на графіках сигналів та звичайних спектрах Фур'є. Вейвлет-перетворення успішно використовуються як екстрактори функцій та/або оператори видалення шуму при аналізі легеневих звуків. У порівнянні з попередніми методами, що використовують WT, які використовують постійні низькочастотні вейвлети з обмеженим частотним розділом, DWT забезпечує кращу роздільну здатність.

Rational Dilation Wavelet Transform (RADWT) використовується як екстрактор функцій. З вивчених коефіцієнтів піддіапазону RADWT отримує різні підмножини властивостей, таких як енергія, ентропія Шеннона, стандартне

відхилення, мінімальне/максимальне значення. Ці підмножини використовуються для класифікації сигналів за допомогою методів k-NN та SVM з метою розпізнавання тріщин, хрипів та звичайних сигналів [18]. Результати показують, що високоякісний вейвлет-аналіз Q-фактора досягає більшої індивідуальності та точності розпізнавання сигналів у порівнянні з низьким вейвлет-аналізом Q-фактора за допомогою одностадійної крос-перевірки [18].

Вейвлет-перетворення та технології зменшення шуму TV можна комбінувати, щоб зменшити ефект сходження та мінімізувати кількість небажаних артефактів. Цей комбінований метод відомий як вейвлет-TV (WATV). Вивчена продуктивність WATV при розмиванні розривних тріщин. Застосовуються класичні методи порогової обробки, такі як важкий, м'який, твердий алгоритми, а також методи зменшення рівня TV для кількісного вимірювання продуктивності. Результати показують, що WATV ефективно зменшує шум розривних тріщин та є конкурентоспроможним порівняно із звичайними методами обробки.

2.3 Автокореляційний аналіз

Автокореляційний аналіз є іншим підходом, що дозволяє досліджувати наявність повторюваних звуків у сигналах, що може мати велике значення для дихальної діагностики. В порівнянні з частотним аналізом, перевага автокореляційного аналізу полягає в тому, що частотні спотворення та тональні характеристики дихання конкретної людини не впливають на результати аналізу [19]. Це означає, що звуки легенів, записані в різних клініках, можуть бути аналізовані незалежно від використаного звукозаписувального обладнання.

Особлива увага приділяється дослідженню автокореляції третього порядку. Застосування цього методу дозволяє виявляти випадкові артефакти (наприклад, розтріскування) в процесі дихання, а також визначити ступінь їх неперіодичності. Як показано раніше, традиційний спектральний аналіз не дозволяє ідентифікувати дихальні звуки через перетин діапазонів частот. Кумулятивний аналіз дозволяє досліджувати сигнали для виявлення в них випадкового додаткового звуку,

наприклад, трескітки. Цей метод дозволяє оцінити не тільки одноманітність сигналу, але й його частоту. Суттєвою перевагою використання автокореляції більш високого порядку для дослідження легеневого шуму є відсутність ідентичного звукозаписуючого пристрою.

2.4 Кепстральний аналіз

Кепстральний аналіз - це метод, який отримав широке визнання, оскільки він дозволяє представити спектральну інформацію про звук більш компактно. У кепстрі спектр перетворюється у логарифмічний масштаб, тобто це спектр логарифму спектру вихідного сигналу. Кожна гармонічна серія вихідного спектру представлена лише одним компонентом у кепстрі, що дозволяє представляти спектральну інформацію більш компактно.

Важливо розуміти відмінності між частотними компонентами традиційного спектру та тими, які представлені у кепстрі. У традиційному спектрі кожна частотна компонента має фізичний зміст, присутній у вихідному сигналі в часовій області. У кепстрі наявність гармонік не завжди вказує на наявність відповідних частот у вихідному спектрі.

Кепстральний аналіз використовується для аналізу звуків, таких як астма. Коефіцієнти Mel-frequency Cepstral Coefficients (MFCC) є популярними параметрами голосу, що можуть більш точно відображати слухову систему людини. Алгоритм розроблено для діагностики астми, дозволяючи контролювати та аналізувати стан хворого.

У використанні Mel-frequency Cepstral Coefficients для аналізу голосу пацієнтів з астмою виявлено значні відмінності в порівнянні з голосом здорових осіб, зокрема у перших та других коефіцієнтах. Ці коефіцієнти дозволяють виявляти характеристики астми та робити аналіз для діагностики та моніторингу стану хворого.

Pre-emphasis - це метод обробки сигналу, який застосовується для підсилення високочастотних компонентів і зниження амплітуди низьких частот.

Це може бути корисним для покращення акустичного сигналу та поліпшення результатів подальшого аналізу.

У використанні pre-emphasis для мовного сигналу, сигнал розбивається на кадри, і для кожного кадру застосовується фільтрація. При цьому використовується віконний метод, де кожен наступний кадр має перекриття з попереднім. Це забезпечує більш гладку обробку сигналу, а також називається "вікнами".

Після фільтрації, сигнал подається через вікно камери, яке використовується для усунення розривів функції, які можуть виникати на початку та в кінці кадрів. Цей підхід допомагає зменшити небажані ефекти у частотній характеристиці сигналу.

Далі використовується Швидке перетворення Фур'є (FFT), яке перетворює сигнал із часової області в частотну область. Вихід БПФ (балансованого фільтра шкали Мела) допомагає перетворити сигнал в спектральний представлення, враховуючи особливості сприйняття звуку людиною у різних частотах.

Отже, застосування pre-emphasis та подальших кроків аналізу дозволяє отримати компактне та інформативне представлення акустичного сигналу для подальшого використання у діагностиці астми чи інших завдань обробки сигналів.

2.5 Методи аналізу спектрів вищого порядку

Методи аналізу спектрів вищого порядку (HOS) використовуються для складніших характеристик біомедичних сигналів, таких як легеневі звуки. Зазвичай вони включають в себе біспектр, три спектри та інші характеристики, що перевищують другий порядок.

Основні причини використання аналізу HOS в біомедичних дослідженнях:

1. Придушення гауссівського шуму та зменшення дисперсії: Гауссівські шуми, як правило, мають спектр нульового порядку. Використання аналізу HOS дозволяє відокремити шум від корисного сигналу, що полегшує виявлення корисних сигналів.

2.Можливість відновлення фази: Спектр високого порядку зберігає інформацію про фазу сигналу. Це може бути важливим для певних додаткових аналізів.

3.Виявлення та характеристика нелінійних зв'язків: НОС є потужним інструментом для виявлення та аналізу нелінійностей у біомедичних сигналах, що може бути корисним для розуміння складних взаємодій у звуках легенів та інших біомедичних сигналах.

Наприклад, поліспектральний аналіз був використаний для ідентифікації діагностичних особливостей пацієнтів із хронічною обструктивною захворюваністю легень (ХОЗЛ). Цей аналіз виявив специфічні ознаки, які дозволили класифікувати звуки на "здорові" та "ХОЗЛ", що може бути корисним для діагностики та моніторингу цього захворювання [21].

2.6 Ітераційний метод

Ітераційний метод, створений науковцями з Департаменту інформатики та зв'язку Технологічного та навчального інституту Серрес в Греції та факультету електротехніки та комп'ютерної інженерії Університету Арістотеля в Салоніках, Греція, базується на використанні коефіцієнта куртозу для виявлення нестационарних біоакустичних сигналів, таких як звуки легенів. Метою їхньої роботи було розроблення нового методу, який використовує куртоз для ідентифікації нестационарних біоакустичних сигналів.

У випадку гауссівських сигналів куртоз дорівнює нулю, і відхилення від цього значення може свідчити про наявність негауссівських сигналів, які є інтересними для діагностики. Ці відхилення від нульового значення можуть служити основою для формулювання критерію виявлення нестационарних перехідних сигналів. З цього принципу виник ітераційний детектор куртозу, який поступово відокремлює корисний сигнал від шуму. Результати експериментів свідчать про те, що ітераційний детектор куртозу ефективно виявляє біоакустичні сигнали в умовах високої амплітуди корисного сигналу [22].

2.7 Статистичний аналіз

Вчені з кафедри електроніки Інституту біомедичної інженерії в Стамбулі, Туреччина, застосували статистичний аналіз для обробки легеневих звуків. У рамках цього дослідження використовувались середні класифікатори, що враховували параметри статистичного аналізу. Класифікація розділила всі звуки на три класи: здорові, інгібаторні та обструктивні (патологічні). Дихальні звуки аналізувалися за допомогою різних авторегресивних моделей.

Результати статистичних досліджень свідчать про суттєві відмінності у розподілі параметрів авторегресивних моделей між трьома класами. Особливо виділяється різниця для моделей 6-го порядку, хоча розподіл параметрів істотно не відрізняється, особливо для фаз вдиху. Класифікатори були перевірені на різні фази дихання, включаючи шість фаз загально, п'ять фаз з виключенням кінця дихання та чотири фази без кінця, початку і середини дихання [23].

РОЗДІЛ 3. МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ ТА ОЦІНКА ОСНОВНИХ ЇЇ ІМОВІРНІСНИХ ХАРАКТЕРИСТИК

У цьому розділі розглядається математична модель та оцінка основних ймовірнісних характеристик шумових таритмічних сигналів, які є важливим джерелом інформації про стан дихальної системи. Діагностичні параметри, такі як моментні і кумулянтні функції, спектральна щільність, щільність імовірностей та інші ймовірнісні характеристики, використовуються для аналізу цих сигналів. Визначення стану легень здійснюється за допомогою технічних засобів діагностування, які включають в себе відповідну апаратуру та програми для обчислення і аналізу діагностичних параметрів. Сучасні системи технічного діагностування ґрунтуються на методах математичної статистики, зокрема на методах статистичного оцінювання та статистичної перевірки гіпотез. У цьому контексті будуть розглянуті ключові поняття та визначення, що використовуються для аналізу ймовірнісних характеристик дихальних шумів.

3.1 Модель періодично-корельованих процесів

Існуючі математичні концепції моделювання дихальної системи людини можна класифікувати на структурні та функціональні (статистичні) моделі. Статистичні моделі використовуються ширше у доказовій медицині для встановлення причинно-наслідкових зв'язків на рівні популяції. Дихальна система у таких моделях уявляється як "чорний ящик" в рамках систем, таких як "атмосферне повітря – чорний ящик – захворюваність" або "атмосферне повітря – чорний ящик – кров". Використання статистичного аналізу накопиченої інформації є одним із найбільш продуктивних методів дослідження в медицині через випадковий характер медико-біологічних даних. Розробка діагностичних алгоритмів, вивчення ефективності нових лікарських засобів чи методик лікування, а також аналіз впливу факторів навколишнього середовища – у всіх цих випадках кінцевий висновок ґрунтується на статистичних оцінках. Таким чином, будь-яка автоматизована система для наукових досліджень в медицині,

незалежно від використаної моделі, повинна включати пакет для статистичної обробки даних.

Статистичні методи виступають інструментом для системного аналізу, дозволяючи здійснити параметричну ідентифікацію моделі за допомогою кореляційного, регресійного, факторного та дискримінантного аналізу. Перевірка гіпотез щодо складних біологічних об'єктів може бути проведена за допомогою статичних методів. Це пов'язано з тим, що вимірювання всіх навіть ключових параметрів, що визначають стан системи, одночасно неможливе, часто через технічні обмеження методик вимірювання. Зв'язок між параметрами, виміряними в різний час, може бути спотворений внаслідок неврахування впливу на пацієнта між двома обстеженнями (наприклад, вихарення сигарет може призвести до раптових змін дифузійної здатності легень). Такий зв'язок є більш ймовірним для середніх значень величин, де вплив можливих факторів зменшується завдяки усередненню. Ще однією сферою застосування методів прикладної статистики є визначення характеру та достовірності змін у результаті обстежень пацієнта в процесі лікування (динаміка даних) з метою прогнозування його майбутнього стану. У цьому випадку модулі статистичної обробки повинні бути інтегровані безпосередньо в систему аналізу даних пацієнта та використовуватися під час діагностики та коригування алгоритму лікування. Дихальні шуми, у свою чергу, поєднують у своїй структурі періодичність, оскільки дихання людини є періодичним, і водночас випадковість, оскільки дихальна система людини є складною і піддається впливу багатьох різноманітних факторів.

На підставі аналізу результатів, що були представлені в попередніх розділах, можна зробити висновок, що досліджуваний сигнал відноситься до категорії "шуму", де всі частоти (включаючи ті, в яких енергія досить низька) мають суттєвий вплив на характер явища. Тому для математичної моделі цього сигналу слід обирати процес із класу нестационарних процесів, для якого характерно гармонічне розкладання.

З урахуванням основних аспектів, що стосуються вимог до моделі дихальних шумів, можна сформулювати наступні основні вимоги до розробки математичної моделі таких шумів:

1.Стохастична природа сигналу: Модель повинна враховувати випадковий характер сигналу, що є характерним для реальних біосигналів.

2.Повторюваність дихальних шумів: Модель має враховувати властивість повторюваності дихальних шумів, що відображає фазову структуру даного сигналу.

Ці вимоги допоможуть побудувати більш реалістичну та адекватну математичну модель для дихальних шумів, що в свою чергу полегшить аналіз та розуміння властивостей цих сигналів у контексті діагностики та моніторингу стану дихальної системи.

Періодично корельовані випадкові процеси представляють собою моделі стохастичних коливань, де ймовірнісні характеристики періодично змінюються [26]. Такі випадкові процеси визначаються математичним сподіванням і коваріацією, що відповідають умовам (3.1):

$$m(t + T_0) = m(t); R(t_1 + T_0, t_2 + T_0) = R(t_1, t_2) \quad 3.1$$

Якщо існує певне додатне число $T_0 > 0$, яке називається періодом корельованості, то кореляційна функція періодично корельованого випадкового процесу може бути виражена наступним чином [27]:

$$R(t + \tau, t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} R_k(\tau) e^{-t2\pi k t T} \quad 3.2$$

де $R_k(\tau)$ – кореляційні компоненти, які дорівнюють

$$R(\tau) = \frac{1}{T_0} \int_{-T_0/2}^{T_0/2} R(t + \tau, t) e^{-t2\pi k t T} \quad 3.3$$

У дослідженні, представленим у роботі [28], розглядається важливість вивчення періодично корельованих випадкових процесів у спектральній області, особливо з точки зору їхньої гармонізованості, вигляду спектру (включаючи тип корельованості гармонічних складових), закону збереження потужності в узагальненій теоремі Вінера-Хінчина та зображення таких процесів за допомогою

спектральних компонент. Зазначається, що умова (3.1), використана при обчисленні середніх характеристик, перетворюється у умову усереднення по відрізку довжини T , що може бути розглянуто як усереднення на відрізку $(0, T)$, завдяки інваріантності усереднення зсувів. Враховуючи, що спектральна функція $G(f_1, f_2)$ періодично корельованого випадкового процесу $\xi(t)$ є абсолютно неперервною за обома аргументами f_1 і f_2 , можна визначити функцію.

$$S(f_1, f_2) = \frac{\delta^2 G(f_1, f_2)}{\delta f_1 \delta f_2} \quad 3.4$$

це функція, відома як двочастотна спектральна щільність періодично корельованого випадкового процесу, і її можна виразити так, як вказано у [1]:

$$S(f_1, f_2) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} S_k(f_2) \delta(f_1 - f_2 - \frac{k}{T_0}) \quad 3.5$$

де $\delta(f)$ - дельта-функція, а $S_k(f)$ - спектральні компоненти, які визначаються залежно від f і k .

$$S_k(f) = \int_{-\infty}^{\infty} S_k(\tau) e^{-t2\pi k\tau T} d\tau \quad 3.6$$

З наведених рівнянь (2.13)–(2.16) випливає, що у періодично корельованих випадкових процесів є корельовані гармоніки, частоти яких відповідають умові $f_2 = f_1 - k/T_0$. Таким чином, для будь-якого моменту часу t_0 , миттєві значення $\xi(tk)$, де $tk = t_0 + kT_0$ і $k = \pm 0, \pm 1, \pm 2$, у періодично корельованому випадковому процесі є стаціонарною в широкому сенсі випадковою послідовністю. Таким чином, основними діагностичними характеристиками періодично корельованих випадкових процесів є період T_0 , кореляційні компоненти $R_k(\tau)$ та спектральні компоненти $S_k(f)$.

Вивчені в роботі [28,29] властивості коваріації періодично корельованих випадкових процесів дозволяють вивести вираз для самого процесу через його стаціонарні складові, тобто визначити структуру цього класу процесів [17].

Періодично корельовані випадкові процеси належать до класу $\tau\tau$ -процесів тоді і тільки тоді, коли він має зображення.

$$\xi(t) = \sum_{k \in Z} \xi_k(t) e^{-t2\pi ktT} \quad 3.7$$

де $\xi_k(t)$ - стаціонарні компоненти періодично корельованих випадкових процесів, Z - множина всіх i , відповідно, підмножина додатніх чисел. За допомогою обраної математичної моделі можна реалізувати відносно прості алгоритми обробки сигналів дихальних шумів з використанням енергетичної теорії стохастичних сигналів. Ці алгоритми дозволяють отримати статистичні оцінки ймовірнісних характеристик, які слугують показниками нормального або патологічного стану дихальної системи.

3.2 Оцінка кумулянтів

Оцінки кумулянтів визначаються відповідно до формули, яку було представлено у роботі [30]. Вирази для оцінок кумулянтів виводяться на основі їхнього зв'язку з моментами. Аналогічні формули використовуються для отримання оцінок інших кумулянтів на основі їх зв'язку з моментами

$$k_1 = m; k_2 = u_2; k_3 = u_3; k_4 = u_4 - 3u_2^2 \quad 3.8$$

Середні значення оцінок кумулянтів визначаються відповідно до [32].

$$\begin{aligned} M(k_1) &= k_1 \\ M(k_2) &= \frac{N-1}{N} k_2 \\ M(k_3) &= \frac{(N-1)(N-2)}{N^2} k_3 \\ M(k_4) &= \frac{(N-1)(N^2-6N+6)}{N^3} k_4 - \frac{(N-1)}{N^2} k_2^2 \end{aligned} \quad 3.9$$

Дисперсії оцінок кумулянтів k_s , де $s=1,3$, розраховані на основі виразів (3.8) та відповідають дисперсіям оцінок відповідних моментів α , μ , визначених формулою (3.9). Дисперсія оцінки четвертого кумулянту визначається за формулою [31].

$$D[k_4] = \frac{40u_2u_3^2 - 6u_2^2u_4 + 6u_2^2u_4 + 36u_2u_4 - 36u_2^2 + u_8 - 8u_3u_5 - u_4^2}{N} \quad 3.10$$

На сьогоднішній день серед усіх кумулянтних коефіцієнтів найбільш широко використовуються асиметрія 3γ та ексцес 4γ . Ці коефіцієнти є простими і зручними числовими характеристиками, які вказують на ступінь відхилення досліджуваного розподілу від гауссівського, де $\gamma_s=0$ для $s \geq 3$. Коефіцієнти 3γ та 4γ використовуються для наближення щільностей ймовірностей з систем розподілів Пірсона і Джонсона.

Оцінки коефіцієнтів асиметрії 3γ та ексцесу 4γ знаходяться за наступними формулами:

$$\gamma_3 = \frac{u_3}{u_2^{3/2}}, \gamma_4 = \frac{u_4}{u_2^2} - 3 \quad 3.11$$

де μ_s - оцінки центральних моментів (3.9). Математичні сподівання і дисперсії оцінок (3.11) дорівнюють [30]:

$$M[\gamma_s] = \gamma_s, D[\gamma_s] = \frac{c_s}{N}, s = 3,4 \quad 3.12$$

де коефіцієнти c_3 і c_4 , визначені виразами:

$$c_3 = M_6 - 3M_3M_5 - 6M_4 + \frac{9}{4}M_3^2M_4 + \frac{35}{4}M_3^2 + 9$$

$$c_4 = M_8 - 4M_4M_6 - 8M_3M_5 + 4M_4^2 - M_4^2 + 16M_4 + 16M_3^2$$

$$M_s = u_s u_2^{-s/2}$$

Оцінки коефіцієнтів $3\gamma_3\gamma$ та $4\gamma_4\gamma$ є незміщеними і консистентними, а середні квадратичні помилки оцінювання дорівнюють

$$\varepsilon(\gamma_s) = \sqrt{D[\gamma_s]} = \sqrt{c/N}, s = 3,4 \quad 3.13$$

і при фіксованому N залежать тільки від коефіцієнтів c_{3s} . Відносні помилки оцінювання коефіцієнтів 3γ та 4γ , що не дорівнюють нулю, при фіксованому об'ємі вибірки N визначаються формулою

$$\gamma_s = \frac{\varepsilon(\gamma_s)}{\gamma_s} = \frac{1}{\gamma_s} \sqrt{D[\gamma_s]} = \frac{1}{\gamma_s} \sqrt{c/N}, s = 3,4 \quad 3.14$$

3.3 Оцінка щільності ймовірностей

Більш простим способом оцінки щільності ймовірностей для випадкових величин і процесів є використання гістограм [30]. Загалом ці оцінки ґрунтуються на наближених методах визначення щільності ймовірностей [32,33,34]. Гістограма може бути описана як випадкова функція, визначена наступним чином:

$$p_n(x) = \sum_{k=1}^n p_k \phi(x - x_k) \quad 3.15$$

де n - кількість інтервалів гістограми; $x_k = x_{\min} + 0.5(2k - 1)\Delta x$, $k=1, n$, $\Delta x = (\xi_{\max} - \xi_{\min})/n$; p_k - частоти потрапляння досліджуваної випадкової величини у відповідний інтервал Δx ; функції $\phi(x)$ визначені наступним чином:

$$\phi(x) = \begin{cases} \Delta x, & x \in (-\frac{\Delta x}{2}; \frac{\Delta x}{2}) \\ 0, & x \notin (-\frac{\Delta x}{2}; \frac{\Delta x}{2}) \end{cases} \quad 3.16$$

Оцінка (3.16) має зміщення, оскільки

$$M[p_n(x)] = \frac{\Delta F(x)}{\Delta x} \neq p(x), \text{ де } \Delta F(x) = F(x + \Delta x) - F(x)$$

Зміщення можна наближено оцінити за допомогою формули

$$b(x) = M[p_n(x)] = \frac{1}{N(\Delta x)^2} \Delta F(x)[1 - \Delta F(x)] \quad 3.17$$

Дисперсія оцінки (3.16) щільності ймовірностей рівна

$$D[p_n(x)] = \frac{1}{N(\Delta x)^2} \Delta F(x)[1 - \Delta F(x)]$$

З останньої формули можна зробити висновок, що дана оцінка є правильною. Для приблизного обчислення дисперсії оцінки (3.16) використовується формула

$$M[p_n(x)] = \frac{p(x)}{N\Delta x} \quad 3.18$$

Нормована помилка оцінки (3.21) приблизно дорівнює

$$\delta(x) = \sqrt{\frac{D[p_n(x)] + b^2(x)}{p^2(x)}} = \sqrt{\frac{1}{N\Delta x p(x)} + \frac{\Delta x^2}{4} \left(\frac{p^{(1)}(x)}{p(x)}\right)^2} \quad 3.19$$

Зазначимо, що з формул (3.23) - (3.25) випливає, що нормована помилка оцінки щільності ймовірностей значно змінюється в залежності від ширини інтервалу Δx . При зменшенні Δx зменшується зміщення оцінки (3.17), але її дисперсія (3.18) збільшується. З іншого боку, при збільшенні Δx дисперсія оцінки зменшується, але зростає зміщення. Таким чином, зменшення Δx і, відповідно, збільшення кількості інтервалів гістограми призводить лише до збільшення помилок оцінки щільності ймовірностей.

Зазвичай рекомендується [34] вибрати кількість інтервалів гістограми в залежності від об'єму вибірки N , використовуючи формулу $n = 3.32 * \log(N) + 1$, де n приймається найближчим цілим в бік збільшення.

Для побудови гістограми необхідно виконати наступні кроки:

1. Задати об'єм вибірки N та отримати вибірку $\xi_1, \xi_2, \dots, \xi_n$.

2. Визначити мінімальний ξ_{\min} і максимальний ξ_{\max} елементи вибірки.
3. Розрахувати кількість інтервалів n гістограми за формулою $n = 3.32 * \log(N) + 1$.
4. Розрахувати крок гістограми за формулою $\Delta = (\xi_{\max} - \xi_{\min}) / n$.
5. Розрахувати відносні частоти \hat{p}_k потрапляння відліків в інтервали гістограми за формулою: $p_k = (\xi_{\min} + k\Delta - \xi_{\min}) / \Delta$, де $k = 1, 2, \dots, n$.
6. Розрахувати ординати щільності імовірностей за формулою: $p(x) = p_k / \Delta$.

3.4 Оцінювання кореляційних функцій

На сучасний момент для оцінки кореляційних функцій застосовуються наступні основні методи [32, 35]:

1. Прямий метод;
2. Метод на основі розкладення кореляційної функції в ряд;
3. Метод на основі перетворення Фур'є оцінки спектральної щільності.

Розглянемо прямий метод оцінки кореляційних функцій. Нехай $\xi(t)$ – стаціонарний випадковий процес, який має кореляційну функцію $R(\tau)$ і спостерігається на інтервалі $[0; T]$. Оскільки кореляційні функції дійсних стаціонарних випадкових процесів є парними функціями аргументу τ , то їх можна розглядати тільки для значень $\tau \geq 0$. Враховуючи це, запишемо формулу для оцінки кореляційної функції по одній реалізації [36]:

$$R(\tau) = \frac{1}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \xi(t)\xi(t+\tau)dt, \quad 0 < \tau < T \quad 3.20$$

Де $\xi(t) = \xi(t) - M[\xi(t)]$.

Припустимо, що математичне сподівання процесу $\xi(t)$ відоме. Тоді математичне сподівання оцінки кореляційної функції (3.20) дорівнює

$$M[R(\tau)] = M\left[\frac{1}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \xi(t)\xi(t+\tau)dt\right] = \frac{1}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} M[\xi(t)\xi(t+\tau)]dt$$

Таким чином, оцінка (3.20) є незміщеною. Дисперсія оцінки (3.20) дорівнює

$$D[R(\tau)] = \frac{2}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \left(1 - \frac{z}{T-\tau}\right) R_n(z) dz \quad 3.21$$

Де

$$\begin{aligned} R_n(z) &= M[n(t)n(t+z)] - \{M[n(t)]\}^2 \\ &= M[\xi(t)\xi(t-\tau)\xi(t+z)\xi(t+z+\tau)] - \{M[\xi(t)\xi(t+\tau)]\}^2 \end{aligned}$$

З формули (3.21) випливає загальна умова слушності оцінки (3.20), і, отже, ергодичності процесу $\xi(t)$ відносно кореляційної функції.

$$\lim_{T \rightarrow \infty} \frac{2}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \left(1 - \frac{z}{T-\tau}\right) R_n(z) dz \quad 3.22$$

Уточним постановку задачі. Припустимо, що $\xi(t)$ – гауссівський стаціонарний випадковий процес. Тоді вираз (3.21) набуває такого вигляду:

$$D[R(\tau)] = \frac{2\sigma^4}{T-\tau} \int_0^{T-\tau} \left(1 - \frac{z}{T-\tau}\right) [r^2(z) + r(z+\tau)r(z-\tau)] dz \quad 3.23$$

де $R(\tau)$ - нормована кореляційна функція процесу $\xi(t)$.

Припустимо, що нормована кореляційна функція процесу $\xi(t)$ задовольняє умові: $r(\tau \rightarrow \pm\infty) = 0$. В цьому випадку умова ергодичності (3.22) процесу $\xi(t)$ відносно кореляційної функції матиме вигляд:

$$\lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T r^2(\tau) d\tau = 0$$

Розглянемо відносну помилку оцінки (3.20), використовуючи формулу (3.23):

$$\sigma_R(\tau) = \frac{D[R(\tau)]}{R^2(\tau)} \quad 3.24$$

ехай $T \gg \tau$. Тоді з (3.23) одержуємо наближену формулу:

$$D[R(\tau)] = \begin{cases} \frac{4\sigma^4}{T} \int_0^{00} r^2(z) dz = \frac{4\sigma^4\tau_2}{T}, \tau = 0 \\ \frac{2\sigma^4}{T} \int_0^{00} r^2(z) dz = \frac{2\sigma^4\tau_2}{T}, \tau > 0 \end{cases}$$

де $\tau_2 = \int_0^{00} r^2(z) dz$.

Таким чином, помилка (3.24) оцінки (3.20) дорівнює:

$$\sigma_R(\tau) = \frac{D[R(\tau)]}{R^2(\tau)} = \begin{cases} \frac{4\sigma^4\tau_2}{T\sigma^4r^2(0)} = \frac{4\tau_2}{T}, \tau = 0 \\ \frac{2\sigma^4\tau_2}{T\sigma^4r^2(\tau)} = \frac{2\tau_2}{Tr(\tau)}, \tau > 0 \end{cases} \quad 3.25$$

З формули (3.25) видно, що при $\tau = 0$ значення відносної помилки прямує до нуля при $T \rightarrow 00$. Однак при $\tau > 0$ нормована кореляційна функція $r(\tau) \rightarrow 00$, якщо $\tau \rightarrow 00$, тому при великих значеннях τ відносна помилка може необмежено зростати навіть при $T \rightarrow 00$. У зв'язку з цим виникає задача покращення оцінки (3.20) кореляційної функції. Ефективним методом розв'язання цієї задачі є застосування кореляційних вікон [35] і використання оцінок наступного вигляду:

$$R_w(\tau) = R(\tau)w(\tau) \quad 3.26$$

де $R_w(\tau)$ – оцінка (3.31) кореляційної функції; $w(\tau)$ – кореляційне вікно, яке є деякою функцією, що має властивості нормованої кореляційної функції. В таблиці 3.1 наведені приклади кореляційних вікон [35].

Оцінки (3.37) з використанням вікон завжди мають зміщення, оскільки $E[R^w(\tau)] = R(\tau)$, але дисперсія цих оцінок менша, ніж у випадку оцінок без використання вікон.

Розглянемо оцінки кореляційної функції в дискретній формі. Нехай є послідовність $\xi(n)\xi(n)$, $n \in \mathbb{N}$, ергодичного випадкового процесу. Оцінка кореляційної функції є дискретним аналогом формули (3.20) і записується в наступному вигляді [27]:

$$R(k) = \frac{1}{N-k} \sum_{n=0}^{N-k-1} \xi(n)\xi(n+k) \quad 3.27$$

Таблиця 3.1 - Кореляційні вікна

Назва	Вираз $w(\tau)$
Бартлетта	$1 - \frac{ \tau }{\tau_M}, \tau < \tau_M$ $0, \tau > \tau_M$
Хеннінга	$0.5(1 + \cos \frac{\pi\tau}{\tau_M}), \tau < \tau_M$ $0, \tau > \tau_M$
Хеммінга	$0.54 + 0.46 \cos \frac{\pi\tau}{\tau_M}, \tau < \tau_M$ $0, \tau > \tau_M$
Блекмана	$0.42 + 0.5 \cos \frac{\pi\tau}{\tau_M} + 0.08 \cos \frac{2\pi\tau}{\tau_M}, \tau < \tau_M$ $0, \tau > \tau_M$

Значення k в формулі (3.27) відповідають аргументам кореляційної функції $\tau = kT$ в формулі (3.20) і приймають додатні значення k , тому що $(R_k - R^k) = 0$. Математичне сподівання оцінки (3.27) дорівнює $E[R^k] = R_k$, тобто оцінка є незміщеною. Дисперсія оцінки (3.20) у випадку гауссівських процесів за умови $Nk \gg 1$ дорівнює

$$D[R(k)] = \frac{N}{(N-k)^2} \sum_{t=0}^{N-k} [R^2(t) + R(t+k)R(t-k)]$$

Отже, оцінка є слушною. Розглянемо оцінки кореляційної функції для двох тестових сигналів – гармоніки з випадковою початковою фазою і телеграфного сигналу.

3.5 Оцінювання спектральних характеристик сигналів

Для оцінювання спектральних характеристик застосовують наступні основні методи [32, 35]:

- 1.Метод фільтрації;
- 2.Метод на основі перетворення Фур'є оцінки кореляційної функції;
- 3.Метод на основі перетворення Фур'є реалізації.

На сьогоднішній день для оцінювання спектральної щільності ергодичних випадкових процесів найбільше застосовується метод, що базується на перетворенні Фур'є реалізації. Це пояснюється тим, що, по-перше, цей метод еквівалентний методам 1) та 2), а по-друге, його досить просто реалізувати практично засобами цифрової обчислювальної техніки.

Суть методу, який базується на перетворенні Фур'є реалізації, полягає в наступному. Нехай $\xi(t)$ – стаціонарний випадковий процес, який має спектральну щільність $S_f(\omega)$ і спостерігається на інтервалі $[0; T]$. Оцінка, яка отримана перетворенням Фур'є усіченої реалізації, називається періодограмною оцінкою і визначається наступною формулою [31, 35, 37, 38]:

$$S(f) = 1/T |S_T(f)|^2 \quad 3.28$$

Де $S_T(f) = \int_0^T \xi(t) e^{-2i\pi f t} dt$ – поточний спектр процесу $\xi(t)$.

Періодограмна оцінка (3.28) є нестационарною випадковою функцією. Математичне сподівання оцінки (3.28) при $T \rightarrow \infty$ прямує до $S(f)$, тобто, вона є асимптотично незміщеною. Дисперсія оцінки (3.28) пропорційна квадрату спектральної щільності, і при збільшенні тривалості реалізації T не зменшується; зокрема, при $T \rightarrow \infty$ відносна помилка оцінювання дорівнює

$$\sqrt{\frac{D[S(f)]}{S(f)}} \rightarrow 1$$

Таким чином, оцінка (3.28) не є слушною, і її безпосереднє застосування може призвести до помилкових результатів. Тому для отримання надійних оцінок спектральної щільності випадкового процесу $\xi(t)$ застосовують згладжування періодограми (3.28) за допомогою спектральних вікон, або усереднення. Отримані таким чином оцінки відомі як згладжені (модифіковані) періодограми.

Згладжування періодограми усередненням може бути застосоване як для шумових, так і для ритмічних процесів, і тому є одним з найбільш поширених методів отримання надійних оцінок спектральної щільності. На сучасному етапі для отримання згладжених оцінок спектральної щільності часто використовуються цифрові методи, засновані на дискретному перетворенні Фур'є. Давайте розглянемо ці методи більш детально.

Нехай досліджуваний ергодичний процес $\xi(t)$, який спостерігається на інтервалі $[0;T]$, дискретизується з кроком T_d , що призводить до отримання випадкової вибірки $\{\xi_k\}_{k=1}^N$, де $\xi_k = \xi(tk)$, $tk = kT_d$, $k=1,2,\dots,N$. Незгладжена оцінка спектральної щільності (періодограма) є дискретним аналогом формули (3.39) і визначається виразом:

$$S(f) = \frac{1}{NT_d} |S(f)|^2 = \frac{1}{NT_d} \left| T_d \sum_{k=0}^{N-1} x(k) e^{-i2\pi f k T_d} \right|^2 =$$

$$\frac{1}{Nf_d} \left| \sum_{k=0}^{N-1} x(k) e^{-i2\pi f k T_d} \right|^2$$

3.29

де $x_n(p)$, $n \in [1,D]$, $p \in [1,P]$ - реалізації випадкової вибірки для кожного сегменту; $f_d = 1/T_d$ - частота дискретизації. Розглянемо два методи згладжування періодограми (3.29) усередненням - метод Бартлетта та метод Уелча, в результаті застосування яких отримуємо надійні оцінки спектральної щільності.

Згладжування періодограми за методом Бартлетта базується на створенні псевдоансамблю реалізацій періодограм та їх подальшого усереднення. Для цього реалізація випадкової вибірки $x_k(t)$, $k \in [1,N]$, розбивається на P сегментів, що не

перекриваються, по D відліків в кожному ($DP \leq N$). Тоді кожний p -й сегмент складається з відліків $x^p(n)$, $n \in [1, D]$.

Суть методу Бартлетта полягає в обчисленні періодограм по кожному сегменту p , $p \in [1, P]$:

$$S^p(f) = \frac{1}{Df_d} \left| \sum_{k=0}^{N-1} x^p(k) e^{-i2\pi f k T_d} \right|^2$$

та їх подальшому усередненню

$$S_B(f) = \frac{1}{P} \sum_{k=0}^{N-1} S^p(f)$$

Уелч модифікував основну схему методу сегментування та усереднення Бартлетта, використовуючи вікна даних (див. Таблицю 3.2) та застосовуючи перекривання між сегментами. Вікна $w_n(t)$ з Таблиці 3.2 визначені для використання в діапазоні аргументів.

$$0 < n < N - 1, t[n] = \frac{n - [N - 1]/2}{N - 1}$$

Таблиця 3.2 - Вікна даних

Назва	Вираз $w(n)$
Рівномірне	1
Бартлетта	$1 - 2 t[n] $
Ханна	$\cos^2(\pi t[n]) = 0.5 + 0.5 \cos(2\pi t[n])$
Хеммінга	$0.54 + 0.46 \cos(2\pi t[n])$
Усічене гауссівське	$\exp\{-0.5(5t[n])^2\}$

Реалізація випадкової вибірки $x_n(t)$, $n \in \mathbb{N}$, розбивається на P сегментів по D відліків в кожному, сусідні сегменти зсунені на S відліків ($SD \leq N$), тому максимальна кількість сегментів PP дорівнює цілій частині числа $(N-D)/S+1$.

Далі кожний p -й сегмент помножується на вікно даних, в результаті чого отримуємо зважений сегмент відліків $x_{\sim n}(p) = x_n(p)w_n$, де $w_n(t)$ – відліки вікна даних. Отже, у методі Уелча реалізація розділяється на сегменти, кожний з них зважується вікном даних, і подальше обчислюється періодограма для кожного з таких зважених сегментів.

$$S^p(f) = \left| \sum_{k=0}^{n-1} x^p(k) e^{-i2\pi f k T_d} \right|^2 [f_d \sum_{n=0}^{n-1} w^2(n)]^{-1}$$

які потім усереднюються:

$$S_w(f) = \frac{1}{P} \sum_{k=0}^{n-1} S^p(f)$$

РОЗДІЛ 4. СИСТЕМА МОНІТОРИНГУ ДИХАЛЬНИХ ЗВУКІВ

4.1 Дистанційний моніторинг стану здоров'я

На сучасному етапі розвитку медицини активно розвивається сфера дистанційного моніторингу здоров'я та життєдіяльності людини. Використання передових інформаційних та комунікаційних технологій сприяє постійному удосконаленню цього напрямку. Мобільні пристрої надають можливість безперервного моніторингу стану здоров'я, автоматично збираючи дані самостійно, без активної участі користувача. Це відкриває нові перспективи для глибокого аналізу медичних даних, а також для виявлення причин змін, діагностики та прогнозування стану людини.

Мобільна охорона здоров'я є неот'ємною частиною електронної охорони здоров'я. На сьогодні цей напрямок не має уніфікованого визначення, проте глобальна обсерваторія з електронної охорони здоров'я визначає мобільну охорону здоров'я як лікарську практику та практику загальної охорони здоров'я, яка підтримується пристроями мобільного зв'язку. Серед таких пристроїв – мобільні телефони, пристрої для спостереження за станом хворих, персональні кишенькові комп'ютери та інші пристрої бездротового зв'язку. Використання цих пристроїв включає голосовий зв'язок, короткі повідомлення (SMS), використання більш потужних функціональних засобів і додатків, таких як система пакетного радіозв'язку, мобільні системи зв'язку 3G і LTE, глобальна навігаційна супутникова система (GPS) та технологія Bluetooth [39].

Функціональна діагностика людини спрямована на виявлення захворювань, запобігання їх розвитку або лікування, і має бути проведена настільки часто, наскільки це необхідно. Проте частина населення не може регулярно відвідувати медичні установи через відсутність часу або фінансових можливостей.

В таких обставинах дистанційний моніторинг стану здоров'я або функціонування окремих систем організму є ефективним рішенням. Це дозволяє проводити обстеження, не втрачаючи звичного ритму життя, без необхідності відвідування медичних установ. Для багатьох це зручно і комфортно [40].

Збирання та реєстрація даних в системах моніторингу базуються на перетворенні сигналів, що відображають функціонування фізіологічних систем, у форму, зручну для подальшого оброблення та аналізу. Цей аналіз включає в себе первинну обробку біоелектричних сигналів від датчиків, їх підсилення, фільтрацію від шумів, аналого-цифрове перетворення і т.д.

Другинне оброблення біологічних сигналів та аналіз даних у моніторингових системах реалізується за допомогою засобів мікропроцесорної техніки. Це відкриває можливості для реалізації складних діагностичних алгоритмів оброблення фізіологічної інформації, таких як спектральний, статистичний, регресійний аналіз та інші методи математичного аналізу. Цифрова обробка сигналів у сучасних системах моніторингу дозволяє проводити аналіз фізіологічної інформації в режимі реального часу, зменшуючи вплив артефактів, які можуть виникати під час реєстрації сигналів.

Нині найпоширенішими є системи передачі біометричних даних через мобільні телефони, завдяки їх широкій доступності і доступності телефонних засобів зв'язку. Особливу перевагу отримали системи, які використовують стільниковий зв'язок, що забезпечує природню мобільність передавача при тривалому моніторингу в режимі реального часу пацієнтів, які активно пересуваються. Дистанційна діагностика стану організму людини в умовах звичайного або екстремального середовища визнається однією з найскладніших проблем функціональної діагностики, що вимагає вирішення різноманітних медико-біологічних завдань.

Запропонований спосіб застосування портативного пристрою для виявлення шумів дихання в режимі реального часу включає моніторингову систему керування та передачі звуків дихання. Ця система використовує бездротовий динамічний звуковий модуль, портативну механічну конструкцію для його кріплення та мобільний телефон.

Бездротовий динамічний модуль вбудований у зручний механічний дизайн і розташований на верхній правій передній частині грудної поверхні користувача для отримання звуків дихання. Це положення відповідає загальноприйнятим точкам аускультатії в пульмонології, але для підвищення інформативності

сигналів і зменшення впливу серцевого шуму рекомендується використовувати верхню передню праву частину грудної стінки.

Портативна механічна конструкція не лише призначена для кріплення модуля, але і забезпечує необхідний тиск на бездротовий модуль, щоб забезпечити надійний контакт між акустичним датчиком та грудною стінкою. Ця конструкція дозволяє отримувати якісні сигнали шумів дихання, забезпечуючи легке і комфортне носіння та використання в повсякденному житті.

Після зняття дихального звуку, сигнал посилюється та цифрується вбудованим модулем, після чого передається на мобільний телефон. В залежності від потреби, записи можуть бути транспортовані через Інтернет до особистого лікаря або медичного центру для подальшої обробки, аналізу та відповідної обробки програмним забезпеченням.

4.2 Бездротовий модуль запису шумів дихання

Блок-схема запропонованого бездротового модуля для реєстрації шумів дихання представлена на рис. 4.1. Модуль складається з акустичного датчика, схеми керування датчиком, попереднього підсилювача, мікропроцесора, блока бездротової передачі, системи визначення рішень та лікаря. Система надає два способи отримання результату.

У першому випадку сигнал, отриманий телефоном, може бути відправлений на віддалений сервер для обробки. Там проводиться аналіз, приймаються рішення і система визначення рішень надсилає користувачу висновок – діагноз. У другому випадку надається можливість візуалізації та прослуховування сигналу лікарем. Обмін інформацією здійснюється через мобільний зв'язок, який на сьогоднішній день має високу швидкість передачі даних. Це дозволяє здійснювати та реєструвати обстеження пацієнта в електронній базі медичного центру.

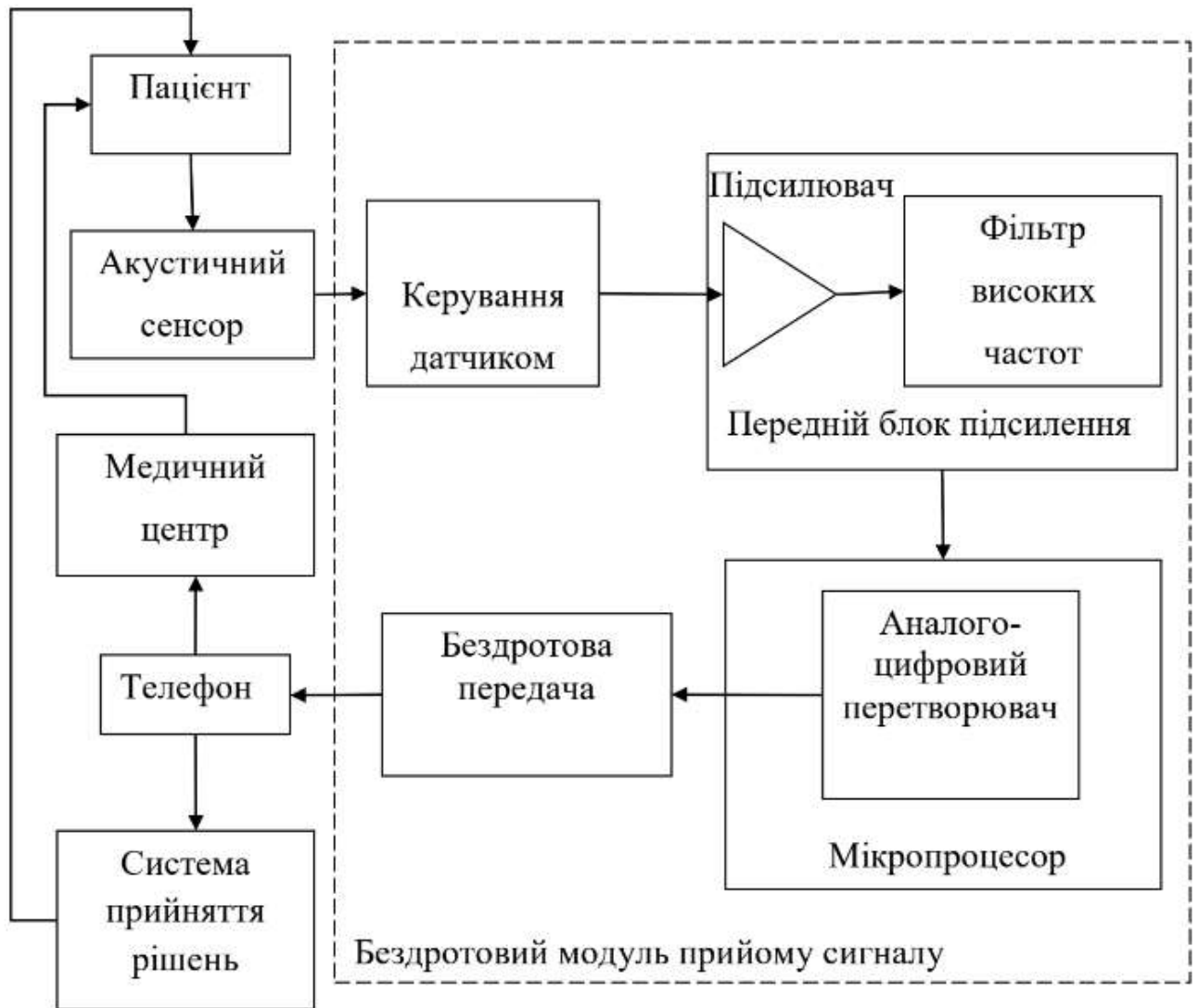


Рисунок 4.1 - Блок-схема запропонованого бездротового модуля для реєстрації шумів дихання

В бездротовому модулі запису шумів дихання акустичний сенсор складається з універсального конденсаторного мікрофона та "дзвінка" стетоскопа, як зображено на рис. 4.2. Цей сенсор призначений для ефективного отримання шумів дихання та перетворення звуку в електричний сигнал. Схема керування датчика відповідає за забезпечення стабільної напруги збудження для мікрофона конденсатора та уникнення можливих відхилень, що можуть виникнути від джерела живлення.



Рисунок 4.2 - Акустичний датчик бездротового модуля шумів дихання.

Після попереднього оброблення, сигнал буде підсилюватися та фільтруватися за допомогою переднього блоку підсилення. Подальше цифрування відбудеться за допомогою 12-бітового аналого-цифрового перетворювача, вбудованого в мікропроцесор, який працює на частоті дискретизації 2048 Гц. Потім цей оброблений сигнал буде переданий через блок бездротової передачі зі специфікацією Bluetooth 5.0 на мобільний телефон. Модуль працюватиме на літій-іонному акумуляторі з комерційною потужністю 300mAh і зможе неперервно працювати більше 7 годин при споживанні струму 35 мА. Зарядка акумулятора буде здійснюватися через роз'єм USB Type-C, який має симетричний конектор і використовується в компактних пристроях, маючи розміри 8,4*2,6 мм. Сигнал може бути переданий на віддалений сервер для подальшої обробки спеціальним програмним пакетом. Після цього інформація з діагнозом відправляється на мобільний телефон. Проте також передбачається можливість діагностування лікарем, яке забезпечується передачею записаних сигналів безпосередньо в медичний центр, де їх можна візуалізувати, прослухати та отримати професійний висновок.

4.3 Портативна механічна конструкція фіксації модуля

На рисунку 4.3 зображено конструкцію бандажа для системи бездротового моніторингу дихання, яка головним чином складається з плечового ремня, еластичної стрічки та фіксаторів натягу. Плечева фіксація використовується для вставки та утримання запропонованого бездротового модуля запису шумів дихання. Крім того, фіксатор натягу, представлений модулем, можна легко налаштувати під контур грудної клітки користувача для забезпечення надійного контакту між акустичним датчиком та поверхнею грудей, що сприяє зменшенню штучного впливу рухів.



Рисунок 4.3 - Бандаж фіксації системи моніторингу

В даному дизайні запропонований метод фіксації модуля на грудній клітці за допомогою плечового бандажу, що забезпечує його зручне та просте використання в повсякденному житті.

4.4 Розвиток IoT в медицині

Розглядаємо основні напрямки розвитку технології Інтернету речей (IoT) в медицині. Дослідження компанії Aruba, що належить Hewlett Packard, свідчать про широке використання IoT у лікувальних закладах. За їхніми даними, основними сферами застосування IoT в медицині є моніторинг і обслуговування

медичного обладнання (73%), догляд за пацієнтами (42%), сервіси геолокації для обладнання (47%) і функції дистанційного управління та контролю за обладнанням (50%) [41]. Впровадження технології IoT в медицину відкриває нові можливості для моніторингу життєвих функцій людини.

5 ЕКОНОМІЧНА ЧАСТИНА

Виконання науково-дослідної роботи завжди передбачає отримання певних результатів і вимагає відповідних витрат. Результати виконаної роботи завжди дають нам нові знання, які в подальшому можуть бути використані для удосконалення та/або розробки (побудови) нових, більш продуктивних зразків техніки, процесів та програмного забезпечення.

Дослідження на тему «Математичне моделювання шумів дихання» може бути віднесено до фундаментальних і пошукових наукових досліджень і спрямоване на вирішення наукових проблем, пов'язаних з практичним застосуванням. Основою таких досліджень є науковий ефект, який виражається в отриманні наукових результатів, які збільшують обсяг знань про природу, техніку та суспільство, які розвивають теоретичну базу в тому чи іншому науковому напрямку, що дозволяє виявити нові закономірності, які можуть використовуватися на практиці.

Для цього випадку виконаємо такі етапи робіт:

- 1) здійснимо проведення наукового аудиту досліджень, тобто встановлення їх наукового рівня та значимості;
- 2) проведемо планування витрат на проведення наукових досліджень;
- 3) здійснимо розрахунок рівня важливості наукового дослідження та перспективності, визначимо ефективність наукових досліджень.

5.1 Оцінювання наукового ефекту

Основними ознаками наукового ефекту науково-дослідної роботи є новизна роботи, рівень її теоретичного опрацювання, перспективність, рівень розповсюдження результатів, можливість реалізації. Науковий ефект НДР на тему «Математичне моделювання шумів дихання» можна охарактеризувати двома показниками: ступенем наукової новизни та рівнем теоретичного опрацювання. Значення показників ступеня новизни і рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи в балах наведені в табл. 5.1 та 5.2.

Таблиця 5.1 – Показники ступеня новизни науково-дослідної роботи виставлені експертами

Ступінь новизни	Характеристика ступеня новизни	Значення ступеня новизни, бали		
		Експерти (ПІБ, посада)		
		1	2	3
Принципово нова	Робота якісно нова за постановкою задачі і ґрунтується на застосуванні оригінальних методів дослідження. Результати дослідження відкривають новий напрям в даній галузі науки і техніки. Отримані принципово нові факти, закономірності; розроблена нова теорія. Створено принципово новий пристрій, спосіб, метод	0	0	0
Нова	Отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних значень (повному або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту). Проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів	44	0	45
Відносно нова	Робота має елементи новизни в постановці задачі і методах дослідження. Результати дослідження систематизують і узагальнюють наявну інформацію, визначають шляхи подальших досліджень; вперше знайдено зв'язок (або знайдено новий зв'язок) між явищами. В принципі відомі положення розповсюджені на велику кількість об'єктів, в результаті чого знайдено ефективне рішення. Розроблені більш прості способи для досягнення відомих результатів. Проведена часткова раціональна модифікація (з ознаками новизни)	0	38	0
Традиційна	Робота виконана за традиційною методикою. Результати дослідження мають інформаційний характер. Підтверджені або поставлені під сумнів відомі факти та твердження, які потребують перевірки. Знайдено новий варіант рішення, який не дає суттєвих переваг в порівнянні з існуючим	0	0	0
Не нова	Отримано результат, який раніше зафіксований в інформаційному полі, та не був відомий авторам	0	0	0
Середнє значення балів експертів		42,3		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів ступінь новизни характеризується як нова, тобто отримана нова інформація, яка суттєво зменшує невизначеність наявних знань (по-новому або вперше пояснені відомі факти, закономірності, впроваджені нові поняття, розкрита структура змісту) та проведено суттєве вдосконалення, доповнення і уточнення раніше досягнутих результатів.

Таблиця 5.2 – Показники рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи виставлені експертами

Характеристика рівня теоретичного опрацювання	Значення показника рівня теоретичного опрацювання, бали		
	Експерт (ПІБ, посада)		
	1	2	3
Відкриття закону, розробка теорії	0	0	0
Глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу	65	0	63
Розробка способу (алгоритму, програми), пристрою, отримання нової речовини	0	58	0
Елементарний аналіз зв'язків між фактами та наявною гіпотезою, класифікація, практичні рекомендації для окремого випадку тощо	0	0	0
Опис окремих елементарних фактів, викладення досвіду, результатів спостережень, вимірювань тощо	0	0	0
Середнє значення балів експертів	62,0		

Згідно отриманого середнього значення балів експертів рівень теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи характеризується як глибоке опрацювання проблеми: багатоаспектний аналіз зв'язків, взаємозалежності між фактами з наявністю пояснень, наукової систематизації з побудовою евристичної моделі або комплексного прогнозу.

Показник, який характеризує рівень наукового ефекту, визначаємо за формулою [2]:

$$E_{\text{нау}} = 0,6 \cdot k_{\text{нов}} + 0,4 \cdot k_{\text{теор}}, \quad (5.1)$$

де $k_{нов}$, $k_{теор}$ - показники ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи, $k_{нов} = 42,3$, $k_{теор} = 62,0$ балів;

0,6 та 0,4 – питома вага (значимість) показників ступеня новизни та рівня теоретичного опрацювання науково-дослідної роботи.

$$E_{нау} = 0,6 \cdot k_{нов} + 0,4 \cdot k_{теор} = 0,6 \cdot 42,3 + 0,4 \cdot 62,00 = 50,20 \text{ балів.}$$

Визначення характеристики показника $E_{нау}$ проводиться на основі висновків експертів виходячи з граничних значень, які наведені в табл. 5.3.

Таблиця 5.3 – Граничні значення показника наукового ефекту

Досягнутий рівень показника	Кількість балів
Високий	70...100
Середній	50...69
Достатній	15...49
Низький (помилкові дослідження)	1...14

Відповідно до визначеного рівня наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Математичне моделювання шумів дихання», даний рівень становить 50,20 балів і відповідає статусу - середній рівень. Тобто у даному випадку можна вести мову про потенційну фактичну ефективність науково-дослідної роботи.

5.2 Розрахунок витрат на здійснення науково-дослідної роботи

Витрати, пов'язані з проведенням науково-дослідної роботи на тему «Математичне моделювання шумів дихання», під час планування, обліку і калькулювання собівартості науково-дослідної роботи групуємо за відповідними статтями.

5.2.1 Витрати на оплату праці

До статті «Витрати на оплату праці» належать витрати на виплату основної та додаткової заробітної плати керівникам відділів, лабораторій, секторів і груп, науковим, інженерно-технічним працівникам, конструкторам, технологам, креслярам, копіювальникам, лаборантам, робітникам, студентам, аспірантам та іншим працівникам, безпосередньо зайнятим виконанням конкретної теми, обчисленої за посадовими окладами, відрядними розцінками, тарифними ставками згідно з чинними в організаціях системами оплати праці.

Основна заробітна плата дослідників

Витрати на основну заробітну плату дослідників (Z_o) розраховуємо у відповідності до посадових окладів працівників, за формулою [2]:

$$Z_o = \sum_{i=1}^k \frac{M_{ni} \cdot t_i}{T_p}, \quad (5.2)$$

де k – кількість посад дослідників залучених до процесу досліджень;

M_{ni} – місячний посадовий оклад конкретного дослідника, грн;

t_i – число днів роботи конкретного дослідника, дн.;

T_p – середнє число робочих днів в місяці, $T_p=22$ дні.

$$Z_o = 15550,00 \cdot 17 / 22 = 12015,91 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 5.4 – Витрати на заробітну плату дослідників

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн
Науковий керівник дослідної роботи	15550,00	706,82	17	12015,91
Інженер-дослідник біомедичної апаратури	14880,00	676,36	12	8116,36
Науковий співробітник	14920,00	678,18	17	11529,09
Консультант (лікар-пульмонолог кваліфікації вищої)	15000,00	681,82	5	3409,09
Всього				35070,45

Основна заробітна плата робітників

Витрати на основну заробітну плату робітників (Z_p) за відповідними найменуваннями робіт НДР на тему «Математичне моделювання шумів дихання» розраховуємо за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n C_i \cdot t_i, \quad (5.3)$$

де C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, за виконану відповідну роботу, грн/год;

t_i – час роботи робітника при виконанні визначеної роботи, год.

Погодинну тарифну ставку робітника відповідного розряду C_i можна визначити за формулою:

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i \cdot K_c}{T_p \cdot t_{зм}}, \quad (5.4)$$

де M_M – розмір прожиткового мінімуму працездатної особи, або мінімальної місячної заробітної плати (в залежності від діючого законодавства), прийємо $M_M=6700,00$ грн;

K_i – коефіцієнт міжкваліфікаційного співвідношення для встановлення тарифної ставки робітнику відповідного розряду (табл. Б.2, додаток Б) [2];

K_c – мінімальний коефіцієнт співвідношень місячних тарифних ставок робітників першого розряду з нормальними умовами праці виробничих об'єднань і підприємств до законодавчо встановленого розміру мінімальної заробітної плати.

T_p – середнє число робочих днів в місяці, приблизно $T_p = 22$ дн;

$t_{зм}$ – тривалість зміни, год.

$$C_l = 6700,00 \cdot 1,10 \cdot 1,35 / (22 \cdot 8) = 56,53 \text{ грн.}$$

$$З_{pl} = 56,53 \cdot 5,20 = 293,96 \text{ грн.}$$

Таблиця 5.5 – Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Тривалість роботи, год	Розряд роботи	Тарифний коефіцієнт	Погодинна тарифна ставка, грн	Величина оплати на робітника грн
Переналаштування робочого місяця інженера-дослідника БМА	5,20	2	1,10	56,53	293,96
Інсталяція програмного забезпечення математичного моделювання	4,25	3	1,35	69,38	294,86
Формування (введення) бази даних дослідження моделі шумів	12,00	4	1,50	77,09	925,06
Всього					1513,88

Додаткова заробітна плата дослідників та робітників

Додаткову заробітну плату розраховуємо як 10 ... 12% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$З_{одд} = (З_o + З_p) \cdot \frac{H_{одд}}{100\%}, \quad (5.5)$$

де $H_{\text{дод}}$ – норма нарахування додаткової заробітної плати. Прийmemo 12%.

$$Z_{\text{дод}} = (35070,45 + 1513,88) \cdot 12 / 100\% = 4390,12 \text{ грн.}$$

5.2.2 Відрахування на соціальні заходи

Нарахування на заробітну плату дослідників та робітників розраховуємо як 22% від суми основної та додаткової заробітної плати дослідників і робітників за формулою:

$$Z_n = (Z_o + Z_p + Z_{\text{дод}}) \cdot \frac{H_{zn}}{100\%} \quad (5.6)$$

де H_{zn} – норма нарахування на заробітну плату. Приймаємо 22%.

$$Z_n = (35070,45 + 1513,88 + 4390,12) \cdot 22 / 100\% = 9014,38 \text{ грн.}$$

5.2.3 Сировина та матеріали

До статті «Сировина та матеріали» належать витрати на сировину, основні та допоміжні матеріали, інструменти, пристрої та інші засоби і предмети праці, які придбані у сторонніх підприємств, установ і організацій та витрачені на проведення досліджень за темою «Математичне моделювання шумів дихання».

Витрати на матеріали на даному етапі проведення досліджень в основному пов'язані з використанням моделей елементів та моделювання роботи і досліджень за допомогою комп'ютерної техніки та створення експериментальних математичних моделей або програмного забезпечення, тому дані витрати формуються на основі витратних матеріалів характерних для офісних робіт.

Витрати на матеріали (M), у вартісному вираженні розраховуються окремо по кожному виду матеріалів за формулою:

$$M = \sum_{j=1}^n H_j \cdot C_j \cdot K_j - \sum_{j=1}^n B_j \cdot C_{\text{в}j}, \quad (5.7)$$

де H_j – норма витрат матеріалу j -го найменування, кг;

n – кількість видів матеріалів;

C_j – вартість матеріалу j -го найменування, грн/кг;

K_j – коефіцієнт транспортних витрат, ($K_j = 1,1 \dots 1,15$);

B_j – маса відходів j -го найменування, кг;

C_{ej} – вартість відходів j -го найменування, грн/кг.

$$M_1 = 4,0 \cdot 192,00 \cdot 1,1 - 0 \cdot 0 = 844,80 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 5.6 – Витрати на матеріали

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн	Норма витрат, кг	Величина відходів, кг	Ціна відходів, грн/кг	Вартість витраченого матеріалу, грн
Папір Офісний А4 500	192,00	4,0	0	0	844,80
Папір для записів А4 250	110,00	4,0	0	0	484,00
Органайзер офісний	187,00	4,0	0	0	822,80
Канцелярське приладдя	169,00	4,0	0	0	743,60
Картридж для принтера	1264,00	4,0	0	0	5561,60
Диск оптичний CD-R	27,50	5,0	0	0	151,25
Flesh-пам'ять 128 GB	269,00	1,0	0	0	295,90
Всього					8903,95

5.2.4 Розрахунок витрат на комплектуючі

Витрати на комплектуючі (K_6), які використовують при проведенні НДР на тему «Математичне моделювання шумів дихання» відсутні.

5.2.5 Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Спецустаткування для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на виготовлення та придбання спецустаткування необхідного для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, виготовлення, транспортування, монтаж та встановлення. Витрати за даною статтею відсутні.

5.2.6 Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт

До статті «Програмне забезпечення для наукових (експериментальних) робіт» належать витрати на розробку та придбання спеціальних програмних засобів і програмного забезпечення, (програм, алгоритмів, баз даних) необхідних

для проведення досліджень, також витрати на їх проектування, формування та встановлення.

Балансову вартість програмного забезпечення розраховуємо за формулою:

$$B_{npz} = \sum_{i=1}^k C_{inprz} \cdot C_{npz.i} \cdot K_i, \quad (5.8)$$

де C_{inprz} – ціна придбання одиниці програмного засобу даного виду, грн;

$C_{npz.i}$ – кількість одиниць програмного забезпечення відповідного найменування, які придбані для проведення досліджень, шт.;

K_i – коефіцієнт, що враховує інсталяцію, налагодження програмного засобу тощо, ($K_i = 1, 10 \dots 1, 12$);

k – кількість найменувань програмних засобів.

$$B_{npz} = 9680,00 \cdot 1 \cdot 1,02 = 9873,60 \text{ грн.}$$

Отримані результати зведемо до таблиці:

Таблиця 5.7 – Витрати на придбання програмних засобів по кожному виду

Найменування програмного засобу	Кількість, шт	Ціна за одиницю, грн	Вартість, грн
Математичне середовище розробки MatLab	1	9680,00	9873,60
Всього			9873,60

5.2.7 Амортизація обладнання, програмних засобів та приміщень

В спрощеному вигляді амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання, приміщень та програмному забезпеченню тощо, розраховуємо з використанням прямолінійного методу амортизації за формулою:

$$A_{обл} = \frac{C_б}{T_г} \cdot \frac{t_{вик}}{12}, \quad (5.9)$$

де $C_б$ – балансова вартість обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, які використовувались для проведення досліджень, грн;

$t_{вик}$ – термін використання обладнання, програмних засобів, приміщень під час досліджень, місяців;

$T_г$ – строк корисного використання обладнання, програмних засобів, приміщень тощо, років.

$$A_{обл} = (6520,00 \cdot 1) / (3 \cdot 12) = 181,11 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 5.8– Амортизаційні відрахування по кожному виду обладнання

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн
ОС Windows	6520,00	3	1	181,11
Прикладний пакет Microsoft Office	6600,00	3	1	183,33
Прикладне програмне забезпечення проектування систем	7690,00	3	1	213,61
Прикладне програмне забезпечення моделювання	8260,00	3	1	229,44
Приміщення лабораторії досліджень	435000,00	25	1	1450,00
Робоче місце інженера-дослідника БМА	8320,00	7	1	99,05
Принтер Canon LBP-isiense8500	8400,00	5	1	140,00
ЕОМ для формування та дослідження моделей (КОМП'ЮТЕР VINGA WOLVERINE A5257 (I5M16G1650.A5257))	27890,00	3	1	774,72
Всього				3271,27

5.2.8 Паливо та енергія для науково-виробничих цілей

Витрати на силову електроенергію (B_e) розраховуємо за формулою:

$$B_e = \sum_{i=1}^n \frac{W_{yi} \cdot t_i \cdot C_e \cdot K_{eni}}{\eta_i}, \quad (5.10)$$

де W_{yi} – встановлена потужність обладнання на визначеному етапі розробки, кВт;

t_i – тривалість роботи обладнання на етапі дослідження, год;

C_e – вартість 1 кВт-години електроенергії, грн; (вартість електроенергії визначається за даними енергопостачальної компанії), прийmemo $C_e = 7,50$ грн;

K_{eni} – коефіцієнт, що враховує використання потужності, $K_{eni} < 1$;

η_i – коефіцієнт корисної дії обладнання, $\eta_i < 1$.

$$B_e = 0,05 \cdot 130,0 \cdot 7,50 \cdot 0,95 / 0,97 = 48,75 \text{ грн.}$$

Проведені розрахунки зведемо до таблиці.

Таблиця 5.9 – Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість роботи, год	Сума, грн
Робоче місце інженера-дослідника БМА	0,05	130,0	48,75
Принтер Canon LBP-isiense8500	0,42	5,0	15,75
ЕОМ для формування та дослідження моделей (КОМП'ЮТЕР VINGA WOLVERINE A5257 (I5M16G1650.A5257))	0,25	130,0	243,75
Всього			308,25

5.2.9 Службові відрядження

До статті «Службові відрядження» дослідної роботи на тему «Математичне моделювання шумів дихання» належать витрати на відрядження штатних працівників, працівників організацій, які працюють за договорами цивільно-правового характеру, аспірантів, зайнятих розробленням досліджень, відрядження, пов'язані з проведенням випробувань машин та приладів, а також витрати на відрядження на наукові з'їзди, конференції, наради, пов'язані з виконанням конкретних досліджень.

Витрати за статтею «Службові відрядження» розраховуємо як 20...25% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cv} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cv}}{100\%}, \quad (5.11)$$

де H_{cv} – норма нарахування за статтею «Службові відрядження», прийнемо $H_{cv} = 25\%$.

$$B_{cv} = (35070,45 + 1513,88) \cdot 25 / 100\% = 9146,08 \text{ грн.}$$

5.2.10 Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації

Витрати за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації» розраховуємо як 30...45% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{cn} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{cn}}{100\%}, \quad (5.12)$$

де $H_{\text{сп}}$ – норма нарахування за статтею «Витрати на роботи, які виконують сторонні підприємства, установи і організації», прийmemo $H_{\text{сп}} = 32\%$.

$$B_{\text{сп}} = (35070,45 + 1513,88) \cdot 32 / 100\% = 11706,99 \text{ грн.}$$

5.2.11 Інші витрати

До статті «Інші витрати» належать витрати, які не знайшли відображення у зазначених статтях витрат і можуть бути віднесені безпосередньо на собівартість досліджень за прямими ознаками.

Витрати за статтею «Інші витрати» розраховуємо як 50...100% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$I_{\text{е}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{іє}}}{100\%}, \quad (5.13)$$

де $H_{\text{іє}}$ – норма нарахування за статтею «Інші витрати», прийmemo $H_{\text{іє}} = 60\%$.

$$I_{\text{е}} = (35070,45 + 1513,88) \cdot 60 / 100\% = 21950,60 \text{ грн.}$$

5.2.12 Накладні (загальновиробничі) витрати

До статті «Накладні (загальновиробничі) витрати» належать: витрати, пов'язані з управлінням організацією; витрати на винахідництво та раціоналізацію; витрати на підготовку (перепідготовку) та навчання кадрів; витрати, пов'язані з набором робочої сили; витрати на оплату послуг банків; витрати, пов'язані з освоєнням виробництва продукції; витрати на науково-технічну інформацію та рекламу та ін.

Витрати за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати» розраховуємо як 100...150% від суми основної заробітної плати дослідників та робітників за формулою:

$$B_{\text{нзв}} = (Z_o + Z_p) \cdot \frac{H_{\text{нзв}}}{100\%}, \quad (5.14)$$

де $H_{\text{нзв}}$ – норма нарахування за статтею «Накладні (загальновиробничі) витрати», прийmemo $H_{\text{нзв}} = 102\%$.

$$B_{\text{нзв}} = (35070,45 + 1513,88) \cdot 102 / 100\% = 37316,02 \text{ грн.}$$

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Математичне моделювання шумів дихання» розраховуємо як суму всіх попередніх статей витрат за формулою:

$$B_{заг} = Z_o + Z_p + Z_{дод} + Z_n + M + K_{\epsilon} + B_{спец} + B_{прг} + A_{обл} + B_e + B_{св} + B_{сп} + I_{\epsilon} + B_{нзв}. \quad (4.15)$$

$$B_{заг} = 35070,45 + 1513,88 + 4390,12 + 9014,38 + 8903,95 + 3263,40 + 0,00 + 9873,60 + 3271,27 + 308,25 + 9146,08 + 11706,99 + 21950,60 + 37316,02 = 155729,00 \text{ грн.}$$

Загальні витрати ZB на завершення науково-дослідної (науково-технічної) роботи та оформлення її результатів розраховується за формулою:

$$ZB = \frac{B_{заг}}{\eta}, \quad (5.16)$$

де η - коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання науково-дослідної роботи, прийmemo $\eta=0,9$.

$$ZB = 155729,00 / 0,9 = 173032,22 \text{ грн.}$$

5.3 Оцінювання важливості та наукової значимості науково-дослідної роботи

Оцінювання та доведення ефективності виконання науково-дослідної роботи фундаментального чи пошукового характеру є достатньо складним процесом і часто базується на експертних оцінках, тому має вірогідний характер.

Для обґрунтування доцільності виконання науково-дослідної роботи на тему «Математичне моделювання шумів дихання» використовується спеціальний комплексний показник, що враховує важливість, результативність роботи, можливість впровадження її результатів у виробництво, величину витрат на роботу.

Комплексний показник K_p рівня науково-дослідної роботи може бути розрахований за формулою:

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_c \cdot R}{B \cdot t}, \quad (5.17)$$

де I – коефіцієнт важливості роботи. Приймемо $I=4$;

n – коефіцієнт використання результатів роботи; $n = 0$, коли результати роботи не будуть використовуватись; $n = 1$, коли результати роботи будуть використовуватись частково; $n = 2$, коли результати роботи будуть використовуватись в дослідно-конструкторських розробках; $n = 3$, коли результати можуть використовуватись навіть без проведення дослідно-конструкторських розробок. Прийmemo $n = 2$;

T_c – коефіцієнт складності роботи. Прийmemo $T_c = 3$;

R – коефіцієнт результативності роботи; якщо результати роботи плануються вище відомих, то $R = 4$; якщо результати роботи відповідають відомому рівню, то $R = 3$; якщо нижче відомих результатів, то $R = 1$. Прийmemo $R = 3$;

B – вартість науково-дослідної роботи, тис. грн. Прийmemo $B = 173032,22$ грн;

t – час проведення дослідження. Прийmemo $t = 0,08$ років, (1 міс.).

Визначення показників I , n , T_c , R , B , t здійснюється експертним шляхом або на основі нормативів [2].

$$K_p = \frac{I^n \cdot T_c \cdot R}{B \cdot t} = 4^2 \cdot 3 \cdot 3 / 173,0 \cdot 0,08 = 9,99.$$

Якщо $K_p > 1$, то науково-дослідну роботу на тему «Математичне моделювання шумів дихання» можна вважати ефективною з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

5.3 Висновок до розділу

Витрати на проведення науково-дослідної роботи на тему «Математичне моделювання шумів дихання» складають 173032,22 грн. Відповідно до проведеного аналізу та розрахунків рівень наукового ефекту проведеної науково-дослідної роботи на тему «Математичне моделювання шумів дихання» є середній, а дослідження актуальними, рівень доцільності виконання науково-дослідної роботи $K_p > 1$, що свідчить про потенційну ефективність з високим науковим, технічним і економічним рівнем.

6 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

Актуальною проблемою сьогодення є обґрунтування потреб у створенні системи безпеки праці як складової частини економічної безпеки підприємств України. Розв'язання цієї проблеми допоможе працівникам усвідомити, що зниження ризику виробничого травматизму, професійних захворювань та аварій на виробництві сприятиме скороченню витрат їхніх фінансових ресурсів на ліквідацію наслідків реалізації численних загроз, пов'язаних з трудовою діяльністю працівників підприємств. Людське життя визнається як найбільша цінність як з позицій загальнолюдських цінностей, так і з економічної перспективи, після чого трудовий ресурс є джерелом конкурентних переваг та мотором прогресу. Високий рівень корпоративної соціальної відповідальності може допомогти мінімізувати негативні наслідки, які мають місце в процесі трудової діяльності через дію зовнішніх та внутрішніх небезпек і загроз.

У магістерській кваліфікаційній роботі здійснювалося математичне моделювання шумів дихання. На працівника під час виконання завдання впливають такі небезпечні та шкідливі фактори, у відповідності з згідно Державних санітарних норм та правил «Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу»:

1) фізичні: підвищена та понижена температура повітря робочої зони; підвищена та понижена рухливість повітря робочої зони; підвищена запиленість повітря робочої зони; недостатня освітленість робочої зони; підвищений рівень шуму на робочому місці; підвищена та понижена вологість повітря; пряма або відображена блискість; розташування робочого місця на значній висоті від поверхні землі; гострі краї, шорсткість на поверхнях заготовок, інструментів та обладнання;

2) психофізіологічні: фізичні перевантаження (динамічні); нервово – психічні перевантаження (монотонність праці, емоційні перевантаження, перенапруга аналізаторів).

6.1 Технічні рішення з безпечного виконання роботи

6.1.1. Обладнання приміщення та робочого місця

Ергономічне проектування робочих місць, забезпечених екранними пристроями, є важливим завданням у виробничій сфері. Робоче місце дослідника та його обладнання повинні відповідати антропометричним, фізичним і психологічним вимогам. Також важливо враховувати характер роботи.

При організації робочого місця працівника необхідно дотримуватися таких основних умов:

1. Оптимальне розміщення устаткування, що входить до складу робочого місця.

2. Достатній робочий простір, який дозволяє здійснювати всі необхідні рухи і переміщення.

Під час аналізу умов праці на робочому місці необхідно оцінити відповідність параметрів приміщення НПАОП 0.00-7.15-18 та відповідність параметрів мікроклімату ДСН 3.3.6.042-99. В приміщенні знаходиться 4 робочих місця обладнаних ПК.

Визначаємо параметри приміщення:

1) площа приміщення становить $40,8 \text{ м}^2$, що в розрахунку на одного працівника становить $10,2 \text{ м}^2$. Даний показник відповідає нормі щодо площі приміщення на одного працівника відповідно до НПАОП 0.00-7.15-18;

2) об'єм приміщення становить $122,4 \text{ м}^3$, що в розрахунку на одного працівника становить $30,6 \text{ м}^3$. Даний показник відповідає нормі щодо площі приміщення на одного працівника відповідно до НПАОП 0.00-7.15-18.

Ергономічними аспектами проектування відеотермінальних робочих місць, зокрема, є: висота робочої поверхні, розміри простору для ніг, вимоги до розташування документів на робочому місці (наявність і розміри підставки для документів, можливість різного розміщення документів, відстань від очей користувача до екрану, документа, клавіатури і т.д.), характеристики робочого крісла, вимоги до поверхні робочого столу, регульованість елементів робочого місця.

Головними елементами робочого місця є стіл і крісло. Основним робочим положенням є положення сидячи. Екран монітора ПК розміщений на відстані 700

мм від очей користувача. Для забезпечення точного та швидкого читання інформації в зоні найкращого бачення площина екрану монітору перпендикулярна нормальній лінії зору. При цьому передбачена можливість переміщення відео монітору навколо вертикальної осі в межах ± 30 град. (справа наліво) та нахилу вперед до 85 град. і назад до 105 град. з фіксацією в цьому положенні.

Конструкція робочого столу забезпечує можливість оптимального розташування на робочій поверхні обладнання відповідно до вимог ДСТУ 8604:2015. Використовується спеціальний стіл для ПК, який складається з двох горизонтальних поверхонь: одна розмірами 700 x 800 (600) мм - для клавіатури і посібників (тобто стіл), а друга - розмірами 800 x 350 – підставка для монітора. Обидві поверхні регулюються по висоті в межах 460-760 мм. Ширина і глибина робочої поверхні столу забезпечує можливість виконання трудових операцій в межах зони досяжності моторного поля. Конструктивні розміри стола: ширина 1000 мм, глибина - 800 мм.

Робоче місце дослідника повинно бути ергономічно продуманим, щоб уникнути втоми, напруження очей та інших проблем зі здоров'ям. Екран повинен бути розташований на рівні очей або трохи нижче, щоб працівник не змушений був нахилити голову вниз. Клавіатура повинна бути розташована на рівні ліктів або трохи нижче, щоб працівник не змушений був нахилити руки вгору. Миша повинна знаходитися в межах досяжності руки, щоб працівник не змушений був тягнутися за нею. Робочий стіл повинен бути достатньо широким, щоб працівник міг комфортно розмістити на ньому всі необхідні документи та обладнання. Робочий стіл повинен бути достатньо довгим, щоб працівник міг комфортно розміститися на ньому. Робочий стіл повинен бути розташований так, щоб працівник міг безперешкодно пересуватися по робочому місцю.

6.2. Електробезпека приміщення

Електробезпека – система організаційних та технічних заходів і засобів, що забезпечують захист людей від шкідливого та небезпечного впливу електричного струму, електричної дуги, електромагнітного поля і статичної електрики. Правила

електробезпеки регламентуються правовими і технічними документами, нормативно-технічною базою.

Усю будівлю, в тому числі і досліджуване приміщення, електрифіковано згідно з усіма відповідними нормами. Згідно з ПУЕ, приміщення, де експлуатуються екранні пристрої, належать до приміщень без підвищеної небезпеки ураження людини електричним струмом. Вимоги електробезпеки і пожежної безпеки у приміщеннях, де встановлені екранні пристрої, відображені у НПАОП 0.00-7.15-18: ПК і все устаткування для обслуговування, ремонту та налагодження роботи їх, електропроводи і кабелі мають відповідати електробезпеці зони за ПВЕ та мати апаратуру захисту від струму короткого замикання.

Заборонено під'єднувати обладнання до звичайної двопровідної електричної мережі, зокрема з використанням перехідних пристроїв. Електромережі штепсельних з'єднань та електричних розеток виконані за магістральною схемою, по 3-6 в одному колі. Оскільки вони розташовані уздовж стін, то провідники прокладені по підлозі в металевих трубах і гнучких металевих рукавах. Металеві трубки і гнучкі металеві рукави заземлені. Працівники ознайомлені з правилами безпеки при роботі з електроприладами та систематично проходять відповідні інструктажі.

В приміщенні наявна система автоматичної пожежної сигналізації та пожежогасіння у відповідності до вимог ДБН В.2.5-56:2014, що передбачає використання вогнестійких кабелів в системах живлення та забезпечення автоматичного запуску системи оповіщення та управління евакуацією людей у випадку пожежі. Працівники повинні дотримуватися правил пожежної безпеки, таких як заборона паління в робочих приміщеннях, зберігання пожежогасних засобів та систематично проходити інструктажі з пожежної безпеки.

6.3 Технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії

В даному пункті розглянуто організацію праці та умови виробничого приміщення, де здійснювалося математичне моделювання шумів дихання.

6.3.1 Мікроклімат

У процесі трудової діяльності людина стикається з постійним впливом температурних умов на робочому місці. У нормальних мікрокліматичних умовах організм працівника підтримує стабільну температуру тіла (36,6 °С) за рахунок механізмів терморегуляції. Вироблення тепла в організмі залежить від фізичного навантаження працівника, а його втрата – від мікрокліматичних умов у робочому місці. Нижча температура повітря та менша швидкість його руху сприяють видачі тепла випромінюванням. При високій температурі значна частина тепла видається через потовиділення. У процесі потовиділення організму втрачає воду, вітаміни, мінеральні солі, що може призвести до пошкодження та порушення обміну речовин.

Роботи по виконанню поставленого завдання відносяться до категорії Іб по важкості праці. Енерговитрати за цією категорією становлять - до 140-174Вт. Допустимі параметри мікроклімату наведені в табл.2.1.

Таблиця 2.1 – Параметри мікроклімату

Період року	Категорія робіт	Температура, °С Допустима		Відносна вологість	Швидкість руху, X
		Верхня межа	Нижня межа	Допустима	Допустима
Холодний	Іб	20-24	17-25	75	не більше 0,2
Теплий		21-28	19-30	55 при 27 °С	0,1-0,3

Для забезпечення необхідних за нормативами параметрів мікроклімату в приміщенні передбачено система опалення, система кондиціонування та систематичне вологе прибирання.

6.3.2. Склад повітря робочої зони

При роботі системи вентиляції, провітрюванні у приміщенні може попадати пил та інші шкідливі речовини, які виділяються при технологічних процесах на підприємстві і знаходяться повітрі навколишнього середовища. Їх ГДК наведено в таблиці 6.2.

Таблиця 6.2 - Гранично допустимі концентрації шкідливих речовин для повітря атмосфери в робочій зоні

Назва речовини	ГДК, мг/м ³		Клас небезпечності
	Максимально разова	Середньо добова	
Пил нетоксичний	10	4	4
Оксиди азоту	0,4	0,06	3
Оксид вуглецю	5	3	4

Для забезпечення складу повітря робочої зони в підсобних приміщеннях передбачені наступні рішення:

1) регулярне провітрювання через вікна, щоб видалити забруднене повітря та подарувати свіже повітря. Це найефективніший спосіб видалити забруднення повітря. Рекомендується провітрювати приміщення щогодини на 10-15 хвилин;

2) систематичне вологе прибирання для видалення пилу;

3) уникати використання небезпечних речовин. Такі речовини, як фарби, розчинники та дезінфікуючі засоби, можуть виділяти шкідливі речовини в повітря.

6.4 Виробниче освітлення

Світло впливає не лише на функцію органів зору, а також на загальний стан організму. При недостатньому освітленні відбувається швидка втомлюваність людини, знижується продуктивність праці та збільшується можливість помилкових дій і нещасних випадків. Згідно зі статистичними даними, до 5% травми може бути пояснено недостатнім або неефективним освітленням, а в 20% воно може сприяти виникненню травми. Недостатність освітлення може призвести до розвитку професійних захворювань, таких як робоча міопія (короткозорість) та спазм акомодатії тощо.

Відповідно до ДБН В.2.5-28:2018 Система природного освітлення відноситься до бокової. Характеристика зорових робіт – середньої точності. Норми освітленості при штучному освітленні та КПО (для III пояса світлового клімату) при природному та сумісному освітленні зазначені у таблиці 2.4:

Таблиця 2.4 - Норми освітленості в приміщенні

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір об'єкта розрізнення	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Контраст об'єкта розрізнення з фоном	Характеристика фона	Освітленість, лк		КПО, %			
						Штучне освітлення		Природне освітлення		Сумісне освітлення	
						Комбіноване	Загальне	Верхнє або верхнє	Бокове	Верхнє або верхнє і бокове	Бокове
Середньої точності	Від 0,5 до 1,0	IV	б	середній	середній	200	500	4	1,5	2,4	0,9

Для забезпечення достатнього рівня освіти в приміщенні передбачено здійснення таких заходів:

1. Максимальне використовуйте природного світла, якщо це можливо. Великі вікна і правильне розташування робочих місць навпроти вікон дозволяє максимально використовувати денне світло.

2. Встановлення ефективного штучного освітлення, наприклад LED-лампи.

3. Створення можливості регулювання освітлення, зокрема за рахунок використання місцевого освітлення, що допоможе запобігти напруженню очей і підвищити комфорт.

4. Проведення регулярного технічного огляду системи освітлення, щоб переконатися, що вона працює належним чином і відповідає вимогам безпеки.

5. Ретельне планування простору приміщення так, щоб максимально використовувати світло і запобігти перегордженню його потоку.

6.5 Виробничий шум

Шкідливий вплив виробничого шуму виявляється як у специфічному ушкодженні органів слуху, так і порушень багатьох інших органів, в першу чергу центральної нервової системи. Інтенсивний виробничий шум призводить до часткової або повної втрати слуху. Зміни слуху наступають при дії шуму більше

80 дБА і відбуваються протягом 3-5 років залежно від фізичного стану працівника. Ознаками розвитку приглухуватості є погане сприйняття розмови пошепки та шум у вухах. Нормативним документом, який регламентує рівні шуму для різних категорій робочих місць службових приміщень, є ДСН 3.3.6.037-99.

Допустимі нормативні значення рівнів шуму в процесі здійснення математичного моделювання шумів дихання наведено в таблиці 2.5.

Таблиця 6.5 - Рівень звукового тиску

Характер робіт	Допустимі рівні звукового тиску (дБ) в стандартизованих октавних смугах зі середньгеометричними частинами (Гц)									Допустимий рівень звуку, дБА
	32	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Виробничі приміщення	86	71	61	54	49	45	42	40	38	50

В приміщенні рівень шуму відповідає нормативним вимогам, однак додатково можна передбачити такі заходи:

1. Використання акустичних матеріалів, які поглинають звук. Це зменшує відбиток звуку і створює більш тихий простір.
2. Раціональне розміщення виробничого обладнання та меблів.
3. Встановлення загальноприйнятих правил щодо дотримання шумового режиму.

6.6. Виробничі випромінювання

Сучасна комп'ютерна техніка є енергоефективною, споживаючи лише 200-250 Вт електроенергії. Вона складається з різних пристроїв, які працюють на різних принципах, і створює навколо себе електричні та магнітні поля. Ці поля мають широкий спектр частот і можуть бути шкідливими для здоров'я. До потенційних шкідливих факторів також відносяться електромагнітне випромінювання радіочастотного діапазону та електромагнітні поля, які генеруються сторонніми джерелами. Для захисту працівників від цих факторів необхідно впроваджувати відповідні заходи безпеки та контролю. Гранично

допустимі рівні електромагнітного поля для працівника становлять наведені в таблиці 6.6.

Таблиця 6.6 – Допустимі значення параметрів неіонізуючих електромагнітних випромінювань

Види поля	Допустимі параметри поля		Допустима поверхнева щільність потоку енергії (інтенсивність потоку енергії), Вт/м ²
	за електричною складовою (E), В/м	за магнітною складовою (H), А/м	
Напруженість електромагнітного поля, 6 кГц...3 МГц	50	5	
3 МГц...30МГц	2	-	
30 МГц...5 ГГц	-	-	10
Електромагнітне поле оптичного діапазону в ультрафіолетовій частині спектру: УФ-С (220...280 нм)			0,001
УФ-В (280...320 нм)			0,01
УФ-А (320...400 нм)			10,0
в інфрачервоній частині спектру: 0,76... 10,0 мкм			35,0.. 70,0
Напруженість електричного поля ВДТ			20 вВ/м

Для обмеження впливу ЕМП на працівника слід використовувати лише якісну техніку із сертифікатом якості і дотримуватися встановленого часу роботи за ПК.

6.7 Психофізіологічні фактори

Кожна конкретна праця вимагає певних фізичних зусиль, нервово-психічних витрат, емоційної напруги та здійснюється в різних санітарно-гігієнічних та кліматичних умовах. Виробниче середовище і фактори трудового процесу, які ще називають психофізіологічними факторами, становлять в сукупності умови праці. Психофізіологічну основу праці складає працездатність, тобто здатність організму підтримувати під час трудового процесу відповідне фізичне і нервово-психологічне навантаження та забезпечувати нормальний біг

трудової діяльності у визначений час. Динамічні зміни психофізіологічних функцій, які виникають як безпосередній результат праці та викликають зниження працездатності людини, мають назву виробничого стомлення, а пов'язаний з ним психологічний стан втомою.

У сучасних умовах зростання науково-технічного прогресу призвело до збільшення обсягу інформації, відповідальності за результати діяльності, складності взаємовідносин між людьми та змін умов праці. Це, у свою чергу, спричиняє високі рівні нервово-емоційного напруження у виконавців. Хронічне психоемоційне напруження, яке може виникати внаслідок конфліктів у колективі, тривалої роботи на самоті, відповідальності за прийняті рішення, дефіциту часу для переживання результатів діяльності та розбіжностей між очікуваним та реальним станом справ, може призвести до стійких порушень імунної системи, захворювань серцево-судинної та нервової систем, зниження уваги та працездатності. У результаті підвищується ризик травматизму, нещасних випадків та аварій.

Оцінка психофізіологічних факторів під час виконання поставленого завдання здійснюється згідно з Гігієнічною класифікацією праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу.

Робоча поза: періодичне перебування в незручній позі (робота з поворотом тулуба, незручним розташуванням кінцівок) та/або фіксованій позі (неможливість зміни взаєморозташування різних частин тіла відносно одна одної) до 25% часу зміни;

Класи умов праці за показниками напруженості праці:

Інтелектуальні навантаження:

Зміст роботи – творча діяльність, що вимагає вирішення складних завдань за відсутності алгоритму.

Сприймання інформації та їх оцінка – сприймання інформації з наступною корекцією дій та операцій;

Розподіл функцій за ступенем складності завдання – обробка, виконання завдання та його перевірка.

Сенсорні навантаження:

Зосередження (%за зміну) – до 50%;

Щільність сигналів (звукові за 1 год) – до 150;

Навантаження на слуховий аналізатор (%) – розбірливість слів та сигналів від 50 до 80 %;

Навантаження на голосовий апарат (протягом тижня) – від 16 до 20.

Емоційне навантаження:

Ступінь відповідальності за результат своєї діяльності – є відповідальним за функціональну якість основної роботи; Ступінь ризику для власного життя – вірогідний;

Ступінь відповідальності за безпеку інших осіб – є відповідальним за безпеку інших.

Режим праці:

Тривалість робочого дня – більше 8 год;

Змінність роботи – однозмінна (без нічної зміни).

За зазначеними показниками важкості та напруженості праці, робота, яка виконується належить до допустимого класу умов праці (напруженість праці середнього ступеня).

6.8. Безпека в надзвичайних ситуаціях

6.8.1 Дія іонізуючих випромінювань на людей

Іонізуюче випромінювання – це випромінювання, яке має достатньо енергії, щоб іонізувати атоми або молекули, з якими воно взаємодіє. Іонізація – це процес, при якому атом або молекула втрачає або набуває електрона. Іонізуюче випромінювання може бути викликане такими джерелами, як:

1. Природні джерела, такі як космічне випромінювання та радіоактивні елементи в земній корі.

2. Штучні джерела, такі як ядерні реактори, медичні процедури та промислові установки.

Іонізуюче випромінювання може негативно впливати на здоров'я людини. Воно може викликати такі захворювання, як променева хвороба, онкологічні

захворювання, генетичні мутації тощо. Іонізуюче випромінювання може пошкодити атоми і молекули живих клітин, що призводить до складних фізико-хімічних процесів, які можуть негативно вплинути на здоров'я людини.

Специфічність дії іонізуючого випромінювання полягає в тому, що воно викликає утворення вільних радикалів. Вільні радикали – це нестабільні молекули, які мають один або кілька неспарених електронів. Вони дуже активні і можуть вступати в реакції з іншими молекулами, порушуючи їх структуру. Ці порушення можуть призвести до таких наслідків, як пошкодження ДНК (може привести до раку або генетичних мутацій), пошкодження клітинних мембран (може привести до загибелі клітин) та пошкодження білків, що може порушити їх функції.

Ефект дії іонізуючого випромінювання не залежить від кількості поглинутої енергії. Навіть невелика доза іонізуючого випромінювання може викликати значні пошкодження.

До основних засобів безпеки від дії іонізуючого випромінювання відносяться:

1. Обмеження контакту з джерелами іонізуючого випромінювання.
2. Використання засобів індивідуального захисту. До них відносяться: захисний одяг, який захищає шкіру від прямого контакту з джерелами іонізуючого випромінювання; респіратор, який захищає дихальні шляхи від вдихання радіоактивного пилу та газів; окуляри, які захищають очі від прямого контакту з джерелами іонізуючого випромінювання.
3. Контроль доз опромінення. Персонал, який працює з джерелами іонізуючого випромінювання, повинен регулярно проходити медичні обстеження, щоб контролювати рівень опромінення.

6.8.2. Розрахунок режимів радіаційного захисту

Визначимо можливу дозу опромінення оператора в заданих умовах радіаційного забруднення, які будуть працювати у звичайному режимі

$$D_M = \frac{1,33 \cdot p \left(\sqrt[4]{t_k^3} - \sqrt[4]{t_n^3} \right)_{1max}}{K_{пос} \frac{1,33 \cdot 1,6 \cdot \left(\sqrt[4]{13^3} - 1 \right)}{10} (MP)},$$

де $t_n=1$ год. – час початку роботи після радіоактивного забруднення;

$t_k=1+12=13$ год. – час завершення роботи першої робочої зміни після радіоактивного забруднення;

$p_{1,max}=1,6$ МР/год. – рівень радіації через одну годину після радіоактивного забруднення;

$K_{пос}=10$ – коефіцієнт послаблення радіації виробничим приміщенням.

Визначимо граничне значення рівня радіації

$$p_{гр} = \frac{D_{доп} \times K_{пос}}{1,33 \cdot \left(\sqrt[4]{t_k^3} - \sqrt[4]{t_n^3} \right)} = \frac{0,75 \cdot 10}{1,33 \cdot \left(\sqrt[4]{13^3} - \sqrt[4]{1^3} \right)} = 0,955 \text{ (МР/Год)}.$$

Оскільки можлива доза опромінення $D_M > D_{доп} (1,24 > 0,75)$ та рівень радіоактивного забруднення $p_{1max} > p_{гр} (1,6 > 0,955)$ перевищують допустимі норми, тому робота в режимі 2 зміни по 12 год. неможлива.

Розрахунок режимів радіаційного захисту проведемо в такій послідовності.

Визначаємо час початку роботи першої зміни, для цього знаходимо коефіцієнт α :

$$\alpha = \frac{D_{доп} \cdot K_{пос}}{1,33 \cdot p_{1max} \frac{0,75 \cdot 10}{1,33 \cdot 1,6}}$$

Згідно довідникових даних час початку роботи першої скороченої зміни $t_n=1$ год.

Для 1-ї скороченої зміни: $t_{n1} = 1$ (год),

Час закінчення роботи зміни

$$t_{к1} = \left(\frac{D_{доп} \times K_{пос} + 1,33 \cdot p \sqrt[4]{t_{n1}^3} \frac{4}{3}}{1,33 \cdot p_{1max}} = \left(\frac{0,75 \cdot 10 + 1,33 \cdot 1,6 \cdot \sqrt[4]{1^3}}{1,33 \cdot 1,6} \right)^{\frac{4}{3}} = 7,44 \approx 7 \text{ (год)} \right).$$

Тривалість роботи зміни

$$t_{p1} = t_{к1} - t_{n1} = 7 - 1 = 6 \text{ (год)}.$$

Можлива доза опромінення зміни

$$D_{M1} = \frac{1,33 \cdot p \left(\sqrt[4]{t_{\kappa 1}^3} - \sqrt[4]{t_{n1}^3} \right)_{1max}}{K_{\text{посл}} \frac{1,33 \cdot 1,6 \cdot \left(\sqrt[4]{7^3} - \sqrt[4]{1^3} \right)}{10} (\text{МР})}$$

Для 2-ї зміни: $t_{п2} = t_{п1} + t_{р1} = 1 + 6 = 7$ (ГОД).

Час закінчення роботи зміни

$$t_{\kappa 2} = \left(\frac{D_{\text{доп}} \times K_{\text{пос}} + 1,33 \cdot p \sqrt[4]{t_{n2}^3} \cdot 1_{max}}{1,33 \cdot p_{1max}} \right)^{\frac{4}{3}} = \left(\frac{0,75 \cdot 10 + 1,33 \cdot 1,6 \cdot \sqrt[4]{7^3}}{1,33 \cdot 1,6} \right)^{\frac{4}{3}} = 15,43 \approx 15 (\text{ГОД})$$

Тривалість роботи зміни

$$t_{р2} = t_{\kappa 2} - t_{п2} = 15 - 7 = 8 (\text{ГОД}).$$

Можлива доза опромінення зміни

$$D_{M2} = \frac{1,33 \cdot p \left(\sqrt[4]{t_{\kappa 2}^3} - \sqrt[4]{t_{n2}^3} \right)_{1max}}{K_{\text{посл}} \frac{1,33 \cdot 1,6 \cdot \left(\sqrt[4]{15^3} - \sqrt[4]{7^3} \right)}{10} (\text{МР})}$$

Для 3-ї зміни: $t_{п3} = t_{п2} + t_{р2} = 7 + 8 = 15$ (ГОД).

Час закінчення роботи зміни

$$t_{\kappa 3} = \left(\frac{D_{\text{доп}} \times K_{\text{пос}} + 1,33 \cdot p \sqrt[4]{t_{n3}^3} \cdot 1_{max}}{1,33 \cdot p_{1max}} \right)^{\frac{4}{3}} = \left(\frac{0,75 \cdot 10 + 1,33 \cdot 1,6 \cdot \sqrt[4]{15^3}}{1,33 \cdot 1,6} \right)^{\frac{4}{3}} = 24,69 \approx 24,5 (\text{ГОД})$$

Тривалість роботи зміни

$$t_{р3} = t_{\kappa 3} - t_{п3} = 24,5 - 15 = 9,5 (\text{ГОД}).$$

Можлива доза опромінення зміни

$$D_{M3} = \frac{1,33 \cdot p \left(\sqrt[4]{t_{\kappa 3}^3} - \sqrt[4]{t_{n3}^3} \right)_{1max}}{K_{\text{посл}} \frac{1,33 \cdot 1,6 \cdot \left(\sqrt[4]{24,5^3} - \sqrt[4]{15^3} \right)}{10} (\text{МР})}$$

Для 4-ї зміни: $t_{п4} = t_{п3} + t_{р3} = 15 + 9,5 = 24,5$ (ГОД).

Час закінчення роботи зміни

$$t_{\kappa 4} = \left(\frac{D_{\text{доп}} \times K_{\text{пос}} + 1,33 \cdot p \sqrt[4]{t_{n4}^3} \cdot 1_{max}}{1,33 \cdot p_{1max}} \right)^{\frac{4}{3}} = \left(\frac{0,75 \cdot 10 + 1,33 \cdot 1,6 \cdot \sqrt[4]{24,5^3}}{1,33 \cdot 1,6} \right)^{\frac{4}{3}} = 35,16 \approx 35 (\text{ГОД})$$

Тривалість роботи зміни

$$t_{p4} = t_{k4} - t_{n4} = 35 - 24,5 = 10,5 \text{ (год.)}$$

Можлива доза опромінення зміни

$$D_{M4} = \frac{1,33 \cdot p \left(\sqrt[4]{t_{k4}^3} - \sqrt[4]{t_{n4}^3} \right)_{1max}}{K_{посл} \frac{1,33 \cdot 1,6 \cdot \left(\sqrt[4]{35^3} - \sqrt[4]{24,5^3} \right)}{10}} \text{ (МР)}$$

Для 5-ї зміни: $t_{n5} = t_{n4} + t_{p4} = 24,5 + 10,5 = 35$ (год).

Час закінчення роботи зміни

$$t_{k5} = \left(\frac{D_{доп} \times K_{пос} + 1,33 \cdot p \sqrt[4]{t_{n5}^3} \frac{4}{3}}{1,33 \cdot p_{1max}} = \left(\frac{0,75 \cdot 10 + 1,33 \cdot 1,6 \cdot \sqrt[4]{35^3}}{1,33 \cdot 1,6} \right)^{\frac{4}{3}} = 46,42 \approx 46 \text{ (год)} \right).$$

Тривалість роботи зміни

$$t_{p5} = t_{k5} - t_{n5} = 46 - 35 = 11 \text{ (год.)}$$

Можлива доза опромінення зміни

$$D_{M5} = \frac{1,33 \cdot p \left(\sqrt[4]{t_{k5}^3} - \sqrt[4]{t_{n5}^3} \right)_{1max}}{K_{посл} \frac{1,33 \cdot 1,6 \cdot \left(\sqrt[4]{46^3} - \sqrt[4]{35^3} \right)}{10}} \text{ (МР)}$$

Для 6-ї зміни: $t_{n6} = t_{n5} + t_{p5} = 35 + 11 = 46$ (год).

Час закінчення роботи зміни

$$t_{k6} = \left(\frac{D_{доп} \times K_{пос} + 1,33 \cdot p \sqrt[4]{t_{n6}^3} \frac{4}{3}}{1,33 \cdot p_{1max}} = \left(\frac{0,75 \cdot 10 + 1,33 \cdot 1,6 \cdot \sqrt[4]{46^3}}{1,33 \cdot 1,6} \right)^{\frac{4}{3}} = 58,03 \approx 58 \text{ (год)} \right).$$

Тривалість роботи зміни

$$t_{p6} = t_{k6} - t_{n6} = 58 - 46 = 12 \text{ (год.)}$$

Можлива доза опромінення зміни

$$D_{M6} = \frac{1,33 \cdot p \left(\sqrt[4]{t_{k6}^3} - \sqrt[4]{t_{n6}^3} \right)_{1max}}{K_{посл} \frac{1,33 \cdot 1,6 \cdot \left(\sqrt[4]{58^3} - \sqrt[4]{46^3} \right)}{10}} \text{ (МР)}$$

Згідно проведеного розрахунку роботу в дві зміни на підприємстві можна буде розпочинати через 35 год. після радіоактивного забруднення.

Для захисту працівників в таких умовах роботи доцільно вжити таких додаткових заходів: ввести в дію режими радіаційного захисту; незайнятих на виробництві працівників евакуювати; укрити зміну, що знаходиться на відпочинку в сховищі; забезпечити працівників засобами індивідуального захисту; систематично проводити прибирання у виробничих приміщеннях; провести герметизацію виробничого приміщення та встановити протипилові фільтри у вентиляційну систему; провести йодну профілактику персоналу.

ВИСНОВКИ

В даній роботі були систематизовані актуальні дані щодо причин виникнення основних та додаткових шумів дихання. Різноманітність патологічних звуків свідчить про велику кількість захворювань, що підкреслює важливість подальших досліджень. Визначено, що основними інформативними параметрами є спектри шумових сигналів дихання, проте особливості цих шумів вказують на необхідність використання інших ймовірнісних характеристик для підвищення достовірності діагностики.

Проведено огляд сучасних пристроїв для шумової діагностики легень у телемедицині, аналіз ринку яких свідчить про різноманіття, що вказує на потребу в уніфікації цих пристроїв.

Аналіз методів дослідження шумів дихання підтверджує перспективність статистичного підходу, заснованого на вивченні повних ймовірнісних характеристик випадкових процесів.

На основі вибраної моделі періодично корельованих процесів розроблена система бездротового моніторингу шумів дихання. Результати економічних досліджень підтверджують конкурентоспроможність розробленого стартап-проекту.

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Bilel Neji, Ndririm Ferko , Raymond Ghandour, Abdullah S. Karar And Houssam Arbess. Micro-fabricated rtd based sensor for breathing analysis and monitoring, *Sensors* 2021, 21(1), College of Engineering and Technology, American University of the Middle East, Kuwait, 2021 318p. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/1/318>
2. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт / Уклад. : В. О. Козловський, О. Й. Лесько, В. В. Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.
3. Klaus Vogt, Alfredo A.Jalowsayski Four Phase-Rhinomanometry: Basics And Practice, Supplement 21, University of Buffalo, Department of Rhinology, USA, 2010, 51p.
4. О.Г.Аврунін, Я.В.Носова, В.В.Семенець, В.О.Філатов, Н.О.Шушляпіна, Сучасні методи діагностики респіраторноольфакторної функції, Монографія, Харків, 2021, 147с.
5. Я. В. Носова , О. Г. Аврунін , І. С. Хушам Фарук, Визначення Мікрохарактеристик повітряного потоку в носовій порожнині при диханні, Вісник Національного технічного університету «ХПІ». Серія: Нові рішення у сучасних технологіях <https://doi.org/10.20998/2413-4295.2018.16.19/> , 127с
6. Спосіб діагностики ронхопатії Пат.117425 Україна МПК А61В 5/08 №201705774 заяв.12.06.2017 опуб. 25.07.2018, Бюл.№ 14
7. Спосіб вимірювання диференційного тиску для оцінки носового Дихання Пат.107855 Україна МПК А61В 5/085 А61В 5/091 № 201304076 заяв. 02.04.2013 опуб. 25.02.2015, Бюл.№ 4
8. Micromechanics and mems: classic and seminal papers, W. Trimmer (Ed.) Ieee Press, New York, NY 1990, 720с.
- 9.О.Г.Аврунін, Є.В.Бодянський, М.В.Калашник, В.В.Семенець, В.О.Філатов, Сучасні інтелектуальні технології функціональної медичної діагностики, Монографія, Харків: ХНУРЕ, 2018, 236 с

10. Design and Optimization of Dual Optical Fiber MEMS Pressure Sensor For Biomedical Applications, Guo Dagang, Samuel Ng Choon Po, Francis TayEng Hock, Lin Rongming, Journal of Physics: Conference Series, Volume 31, 2006.

11. Механізм зовнішнього дихання, Методична Розробка, ОНМУ 2021 19с.

12. О.Г. Аврунін, Р.С. Томашевський, Х.І. Фарук, Методи та засоби функціональної діагностики зовнішнього дихання, Монографія, ХНАДУ, 2015 208 с.

13. US Patent 5137026, Int. Cl. A61B 5/091. Personal spirometer Charles K. Waterson, Frederick A. Ebeling. – №461089; filed Jan. 4, 1990; date of patent Aug. 11, 1992

14. Сенсор тиску – диференціальний конденсатор та датчики тиску на його основі | Сіб Контролс. Компанія «Сіб Контролс» Автоматизація технологічних процесів, контрольно-вимірювальні прилади, обладнання та послуги для нафтогазової галузі | Сіб Контролс. URL: https://sibcontrols.com/sjensor_davljenija_diffjerjencialnyj_kondjensator_i_datchiki_davljenija_na_jego_osnovje

15. М.П. Василенко, М.П. Мухіна, В.М. Синєглазов, М.К. Філяшкін, Дослідження Мікроелектромеханічних Систем, Видавництво НАУ, Київ: НАУ, 2019 115с.

16. Панчошний Д.О., Мікроелектронні первинні перетворювачі для вимірювання об'ємного потоку газу: Дипломна робота, Київ, 2019. 61с.

17. Загальна статистика респіраторних захворювань. – Режим доступу до ресурсу : <https://www.who.int/respiratory/ru/>

18. Загальна статистика легеневих захворювань. – Режим доступу до ресурсу : <https://www.europeanlung.org/ru/>

19. D. Marciniuk, T. Ferkol, A. Nana, M. Montes de Oca, K. Rabe, N. Billo, and H. Zar, “Respiratory diseases in the world. Realities of today - opportunities for tomorrow. Forum of International Respiratory Societies,” African J. Respir. Med., vol. 9, no 1, pp. 4-13, 2014.

20. С. М. Зейтказиева, А. О. Мырзамуратова, Ж. С. Ырыскулова, А. О. Усенова, «Эпидемиология хронической обструктивной болезни легких», Казахстанско-Российский медицинский университет, ст. 1, 2018.

21. Бронхіальне дихання. – Режим доступу до ресурсу : <https://studfile.net/preview/5362696/page:22/>

6. Cheklovych M. G., Poreva A. S., Timofeyev V. I., Henaff P. “Using of the Machine Learning Methods Identify Bronchopulmonary System Diseases with the Use of Lung Sounds”, NTUU “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Ukraine, Universite de Lorraine, France, pp. 1-8, 2018.

22. Артеменко М. В., Калугина Н. М., «Анализ акустических шумов как основа дифференциальной диагностики состояния легких человека», Научное образование, реферативный журнал, выпуск 4, ст. 9-24, 2016.

23. ХОЗЛ, загальна інформація. – Режим доступу до ресурсу : <http://www.dovidnyk.org/dir/12/59/766.html>

24. ХОЗЛ т причини його виникнення. – Режим доступу до ресурсу : <https://www.boehringer-ingelheim.ua/>

25. А.В. Басанец, О.В. Ермакова, А.П. Макаренков, А.А. Макаренкова, “Акустическая объективизация звуков дыхания больных ХОБЛ,” Український журн. з проблем медицини праці, № 23, с. 47-55, 2010.

26. Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD). Global Strategy for the Diagnosis, Management and Prevention of COPD, 2017. – Режим доступу до ресурсу: <http://goldcopd.org/>

27. ХОЗЛ, стадії та симптоми. – Режим доступу до ресурсу :<https://okbhmao.ru/informatsiya/stati/khroni-cheskaya-obstrukti-vnaya-bole-znlegkikh-khobl/>

28. О. С. Толох, “Хронічне обструктивне захворювання легень нові рішення старих проблем,” Український пульмонологічний журн., № 3, с. 51-56, 2017.

29. Овчаренко С. И., Лещенко И. В. , «Современные проблемы диагностики хронической обструктивной болезни легких», ММА имени И. М. Сеченова, регулярные выпуски «РМЖ» №4, ст. 160, 2003. – Режим доступу до ресурсу:

https://www.rmj.ru/articles/pulmonologiya/Sovremennye_problemy_dagnostiki_hronicheskoy_obstruktivnoy_bolezni_legkih/

30. «Трудный пациент», журнал для врачей №3, 2009. – Режим доступа до ресурсу: <http://t-pacient.ru/articles/6420/>

31. Бабушкина А. В., «Острый бронхит: современные представления», редакция «Украинского медицинского журнала» №6, 2010. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.umj.com.ua/article/8252/ostryj-bronxit-sovremennyepredstavleniya/>

32. Бронхіт та його симптоми. – Режим доступа до ресурсу :<https://www.infox.ru/guide/medicine/196332-bronhit-u-vzroslyh-simptomypriчины-лечение-i-profilaktika-zabolevania>

33. Методи діагностики захворювання дихальної системи. – Режим доступа до ресурсу: <https://www.kp.ru/guide/issledovanie-legkikh.html>

34. 10.3238/arztebl.2014.0181

35. А. Н. Лаптев, З. В. Лавор, «Бронхоскопия и бронхография при болезнях органов дыхания», Белорусская медицинская академия, ст. 27, 1999.

36. Волков И. К. « Место бронхологических методов в стандартах диагностики и лечения респираторных заболеваний»

37. В. О. Фесечко, А. С. Порева, П. В. Данилов, «Методы цифровой обработки звуков легких. Кумулятивный метод», НТУУ «КПИ», ст. 271 – 275, 2011.

38. Н. М. Астафьева, «Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения», том 166, №11, ст. 1145-1150, 1996.

39. Суворов В.Н., «О кепстральном анализе в популярной форме», «Ви Тэк», ст. 52-53, 2006.

40. «Первичный анализ речевых сигналов», ст. 1-3

41. Маркина Ю. Ю., Белов Ю. С. , «Кепстральные коэффициенты как необходимая характеристика процесса создания системы имитации голоса человека с помощью методов глубокого обучения», международный студенческий научный вестник, вып. №1, 2018.

42. Переваги та недоліки мел частотних кепстральних коефіцієнтів. – Режим доступу до ресурсу: <https://github.com/GolovanovSrg/VAD/wiki/> %D0%9C%D0%B5%D0%BB%D1%87%D0%B0%D1%81%D1%82%D0%BE%D1%82%D0%BD%D1%8B%D0%B5%D0%BA%D0%B5%D0%BF%D1%81%D1%82%D1%80%D0%B0%D0%BB%D1%8C%D0%BD%D1%8B%D0%B5%D0%BA%D0%BE%D1%8D%D1%84%D1%84%D0%B8%D1%86%D0%B8%D0%B5%D0%BD%D1%82 %D1%8B-(MFCC).

43. О. Ю. Матюшкова, В. Ю. Тэттер, «Современные методы виброакустического диагностирования», Омский научный вестник №3, ст. 297-298, 2013.

44. Omes D. “Methods of vibroacoustic signal representation for increase in the effectiveness of gear drives diagnostics”, Brest State Technical University, pp.1-3, 2014.

45. Дихальні шуми. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.cnsnb.ru/AKDiL/0006/base/RD/001290.shtm>

31. А. П. Зубаков, «Фурье и вейвлет-преобразование в проблеме распознавание речи», вестник ТГУ, вып. 6, ст. 1895-1899, 2010.

46. Віконне перетворення Фур'є. – Режим доступу до ресурсу: <https://studfile.net/preview/3065299/page:26/>

47. А. И. Цыплихин, «Анализ импульсов голосового источника», акустический журнал, том 53, №1, ст. 120-122, 2007.

48. Я. В. Грушко, В. Я. Данилов, «Спектральный и кепстральный анализ звука для идентификации голоса», учебно-научный комплекс «ИПСА», НТУУ «КПИ», ст. 147-149.

49. А.С. Заковряшин, П. В. Малинин, А. А. Лепендин, «Приминение распределений мел-частотных кепстральных коэффициентов для голосовой индетификации личности», Известия Алтайского государственного университета, 2014.

50. Оцінка якості роботи класифікатору. – Режим доступу до ресурсу: <http://bazhenov.me/blog/2012/07/21/classification-performance-evaluation.html>

51. Огляд типів класифікаторів. – Режим доступу до ресурсу: <https://tproger.ru/translations/scikit-learn-in-python/>
52. Порівняння різних типів кросс-валідації. – Режим доступу до ресурсу: <http://datareview.info/article/sravnenie-razlichnyih-vidov-kross-validatsii/>
53. Кросс-валідація, її типи. – Режим доступу до ресурсу: <https://longshort.pro/post/kross-validatsiya-cross-validation-304/>
54. Наказ від 08.04.2014 № 248 Про затвердження Державних санітарних норм та правил Гігієнічна класифікація праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу - [Електронний ресурс] - Режим доступу: http://online.budstandart.com/ua/catalog/topiccatalogua/laborprotection/14._nakazy_ta_rozpor_183575/248+58074-detail.html
55. ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ. Опасные и вредные производственные факторы. Классификация.
56. ДБН В.2.5-28:2018 Природне і штучне освітлення - [Електронний ресурс] - Режим доступу: http://online.budstandart.com/ua/catalog/doc-page.html?id_doc=79885
57. ДБН В.2.5-56:2014 Системи протипожежного захисту. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://kbu.org.ua/assets/app/documents/dbn2/98.156~2014.pdf>
58. ДСанПіН 3.3.6.096-2002 Державні санітарні норми і правила при роботі з джерелами електромагнітних полів. // Офіційний вісник України від 07.09.2009 - 2009 р., № 66.
59. ДСН 3.3.6.042-99 Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://mozdocs.kiev.ua/view.php?id=1972>
60. НПАОП 0.00-7.15-18 Вимоги щодо безпеки та захисту здоров'я працівників під час роботи з екранними пристроями. - [Електронний ресурс] - Режим доступу: http://sop.zp.ua/norm_npaop_0_00-7_15-18_01_ua.php
61. Правила улаштування електроустановок - [Електронний ресурс] - Режим доступу: <http://www.energiy.com.ua/PUE.html>

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Математичне моделювання шумів дихання

Тип роботи: МКР

Підрозділ: кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Показники звіту подібності Unicheck

Оригінальність 82,9 %

Схожість 17,1 %

1. Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак плагіату.

2. Виявлені у роботі запозичення не мають ознак плагіату, але їх надмірна кількість викликає сумніви щодо цінності роботи і відсутності самостійності її виконання автором. Роботу направити на розгляд експертної комісії кафедри.

3. Виявлені у роботі запозичення є недобросовісними і мають ознаки плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень.

Особа, відповідальна за перевірку



Штофель Д. Х.

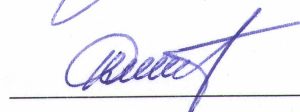
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unicheck щодо роботи.

Автор роботи



Гедз О. В.

Керівник роботи



Штофель Д. Х.