

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Харківський національний університет імені В. Н. Каразіна
Факультет радіофізики, біомедичної електроніки та комп'ютерних систем

«До захисту»
Завідувач кафедри фізичної і
біомедичної
електроніки та комплексних
інформаційних технологій
Д.ф.-м.н., доцент кафедри фізичної і
біомедичної
електроніки та комплексних
інформаційних технологій

_____Сергій БЕРДНИК
“ ” _____20__ року

ДИПЛОМНА РОБОТА МАГІСТРА

«Метод обробки реограми»

Науковий керівник
к.т.н., доц.

_____ Віктор КАТРИЧ

Виконав студент групи РЕ-61
Спеціальності:
153 Мікро- та наносистемна техніка
освітньо-професійна програма «Фізична
та біомедична електроніка»

_____ Артур СИМОНОВ

Харків 2022

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет імені В.Н.Каразіна

Факультет Радіофізики, біомедичної електроніки та комп'ютерних систем

Кафедра ФБМЕ та КІТ

Спеціальність 153 Мікро- та наносистемна техніка

Освітньо-професійна програма Фізична та біомедична електроніка

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

підпис _____ ініціали, прізвище _____
“ _____ ” _____ 20__ року

З А В Д А Н Н Я
НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ

Симонов Артур Віталійович

(прізвище, ім'я, по батькові студента)

1. Тема роботи: Метод обробки реограми _____

керівник роботи КАТРИЧ ВІКТОР ОЛЕКСАНДРОВИЧ _____

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом по університету від “ _____ ” _____ 20__ року № _____

2. Строк подання студентом роботи _____

3. План роботи

№ з/п	Назви етапів роботи
1.	Аналіз технічного завдання
2.	Огляд медико-технічної літератури
3.	Медико-технічне обґрунтування
4.	Огляд методів обробки реограми
5.	Розробка принципової схеми
6.	Оформлення пояснювальної записки
7.	Підготовка до захисту

4. Дата видачі завдання _____

Студент

підпис

ініціали, прізвище

Керівник роботи

підпис

ініціали, прізвище

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка атестаційної роботи магістра містить: ____ с., ____ рис., ____ табл., ____ додатків, ____ джерел.

АНАКРОТА, АНАЛІЗ ФРАКТАЛЬНИЙ, ДІАГНОСТИКА ДИФЕРЕНЦІЙНА, ІМПЕДАНС, ІНЦИЗУРА, КАТАКРОТА, ЛЕГЕНІ, РЕОГРАМА, РЕОГРАФІЯ, РЕОПЛЕТИЗМОГРАМА.

Об'єкт дослідження – реографічний сигнал, зареєстрований від грудних сегментів на вдиху та видиху.

Предмет дослідження – метод аналізу реографічного сигналу.

Ціль роботи – розробка комп'ютерної системи для аналізу реографічного сигналу.

Методи дослідження – фрактальний аналіз сигналів реограми легень у нормі та при патологіях: гемоторакс, пневмоторакс та розрив тканини легені за допомогою фрактального, спектрального та морфологічного аналізу.

Проаналізовано існуючі методи аналізу реограм, виявлено їх переваги та недоліки. Розроблено структурну схему комп'ютерної системи для аналізу реографічного сигналу, розроблено алгоритми блоку аналізу реограми та фрактального аналізу. Запропоновано метод фрактального аналізу реограми легень. Модифіковано метод диференціальної діагностики для визначення патології легень, що базується на фрактальному аналізі.

Результати роботи можуть використовуватись у медичних закладах широкого профілю.

РЕФЕРАТ

Пояснительная записка аттестационной работы магистра содержит: ____ с., ____ рис., ____ табл., ____ приложений, ____ источников.

АНАКРОТА, АНАЛИЗ ФРАКТАЛЬНЫЙ, ДИАГНОСТИКА ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНАЯ, ИМПЕДАНС, ИНЦИЗУРА, КАТАКРОТА, ЛЕГКИЕ, РЕОГРАММА, РЕОГРАФИЯ, РЕОПЛЕТИЗМОГРАММА.

Объект исследования – реографический сигнал, зарегистрированный от грудных сегментов на вдохе и выдохе.

Предмет исследования – метод анализа реографического сигнала.

Цель работы – разработка компьютерной системы для анализа реографического сигнала.

Методы исследования – фрактальный анализ сигналов реограммы легких в норме и при патологиях: гемоторакс, пневмоторакс и разрыв ткани легкого с помощью фрактального, спектрального и морфологического анализа.

Проанализированы существующие методы анализа реограмм, выявлены их достоинства и недостатки. Разработана структурная схема компьютерной системы для анализа реографического сигнала, разработаны алгоритмы блока анализа реограммы и фрактального анализа. Предложен метод фрактального анализа реограммы легких. Модифицирован метод дифференциальной диагностики для определения патологии легких, базирующийся на фрактальном анализе.

Результаты работы могут использоваться в медицинских учреждениях широкого профиля.

ABSTRACT

Explanatory note of the thesis master's thesis: ____ pages, ____ fig., ____ tables, ____ appendices, ____ sources.

ANAKROTA, DIAGNOSTICS DIFFERENTIAL, IMPEDANCE, INCISURE, FRACTAL ANALYSIS, KATAKROTA, LUNGS, RHEOGRAM, RHEOGRAPHY, RHEOPLETHYSMOGRAM.

The object of the study is a rheographic signal recorded from the thoracic segments on inspiration and expiration.

The subject of the study is the method for analyzing the rheographic signal.

The goal of the robots is to develop a computer system for analyzing the rheographic signal.

Methods of investigation – fractal analysis of pulmonary rheogram signals in norm and in pathologies: hemothorax, pneumothorax and rupture of lung tissue with the help of fractal, spectral and morphological analysis.

Analyzed existing methods of analysis of rheograms, revealed their advantages and disadvantages. A structural diagram of a computer system for analyzing the rheographic signal is developed, algorithms for the analysis of rheogram and fractal analysis are developed. The method of fractal analysis of lung rheogram is proposed. The method of differential diagnosis for the determination of lung pathology, based on fractal analysis, has been modified.

The results of the work can be used in medical institutions of a wide profile.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ АНАЛІЗУ	
РЕОГРАМ.....	11
1.1 Особливості оцінки реограм.....	11
1.2 Спектральний аналіз реограм.....	25
1.3 Кореляційний аналіз реограм.....	31
1.4 Обробка реографічних даних у завданні	
діагностики глаукоми.....	32
1.4.1 Використання Фур'є-перетворення для	
обробки реограм.....	37
1.4.2 Використання вейвлету перетворення	
обробки реограм.....	41
2 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ.....	46
2.1 Особливості легеневого дихання.....	46
2.2 Патології легеневого дихання.....	52
2.3 Фізичні основи реографії.....	55
2.3.1 Еквівалентні схеми заміщення ділянки тіла.....	60
2.4 Апаратура для проведення реографічних досліджень.....	65
2.5 Електроди для проведення реографічних досліджень.....	68
2.6 Техніка проведення реографічних досліджень.....	71
3 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ.....	75
3.1 Опис структурної схеми системи.....	75
3.2 Порядок проведення дослідження.....	77
4 РОЗРОБКА МЕТОДУ АНАЛІЗУ РЕОГРАФІЧНОГО	
СИГНАЛУ.....	81
4.1 Фрактальний аналіз.....	81

4.2 Диференційна діагностика.....	88
ВИСНОВКИ.....	95
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	98
ДОДАТОК А.....	103
ДОДАТОК Б.....	
ДОДАТОК В.....	
ДОДАТОК Г.....	
ДОДАТОК Д.....	
ДОДАТОК Е.....	
ДОДАТОК Ж.....	

ВСТУП

Вивчення кровонаповнення судин при нормальних та патологічних станах організму має велике практичне значення для функціональної оцінки системи кровообігу.

Велику допомогу у своєчасній постановці клінічного діагнозу та проведенні медичної реабілітації хворих надають інструментальні методи дослідження, зокрема реографія.

Реографія – загальна назва неінвазивного методу дослідження кровопостачання органів, в основі якого лежить принцип реєстрації змін електричного опору тканин у зв'язку зі змінним кровонаповненням. Цей метод реєстрації об'ємного пульсу відкриває значні можливості для вивчення гемодинаміки та скорочувальної здатності міокарда. Він дозволяє отримувати дуже цінну інформацію про величину кровотоку, стан судинної стінки (насамперед її тонусу), про процеси, що відбуваються як в артеріальній, так і венозній системі. Дуже суттєвою перевагою методу реографії є можливість одночасного вивчення гемодинаміки різних судинних областей – мозку, легенів, печінки, нирок та інших областей, важкодоступних для дослідження іншими методами.

Щодо легких реографічний метод дає можливість реєстрації двох основних та тісно взаємопов'язаних функцій цього органу – вентиляції та легеневого кровообігу шляхом реєстрації змін електропровідності у зв'язку зі зміною їх повітряного наповнення протягом акту дихання та реєстрації коливань електропровідності легень внаслідок пульсових коливань їхнього кровонаповнення.

Хвороби легень є однією з найпоширеніших груп захворювань, що призводять до інвалідності та летального результату. Це пов'язано з пізньої діагностикою даної патології, у зв'язку з тим, що виражені симптоми захворювання виявляються тоді, коли легенева функція вже значно порушена.

Серед захворювань, зареєстрованих у людей, які вперше звернулися до лікаря, легеневі захворювання становлять 36%. За даними МОЗ України причинами інвалідності у 30,7% стають захворювання шляхів дихання. Травми грудної клітки в 90% випадків призводять до порушення герметичності плевральної порожнини та легеневої структури. В результаті отриманих травм грудної клітини летальні наслідки через гостру дихальну недостатність становлять 50%. За даними МОЗ на ранніх стадіях легеневі захворювання діагностуються менш як у 50% випадків.

Патологічні порушення у легенях призводять до зміни вентиляційно-перфузійних відносин у різних сегментах, які можуть бути використані для визначення ступеня патології. Таким чином, діагностика захворювань легень на ранніх стадіях є актуальним завданням, вирішення якого потребує розробки нових методів та засобів дослідження легень.

Існуючі методи та засоби діагностики функціонального стану легень мають вузько орієнтовані діагностичні можливості. Вимірювання вентиляційно-перфузійних властивостей проводиться окремо або оцінюються патологічні порушення легень за інтегральними показниками в цілому. Одним із шляхів уникнення цих недоліків є метод реографії, за умов його використання для кожного із сегментів легень окремо. Метод дозволяє виявляти та визначати ступінь порушень дихальної системи та підвищити якість діагностичного процесу.

Актуальним питання підвищення точності методів аналізу реограмм шляхом морфологічного дослідження окремих елементів сигналу. Шляхом застосування до нього різних видів аналізу та побудови, таким чином, залежності даних сигналу.

Методом дослідження є фрактальний аналіз сигналів реограми легень у нормі та за наявності таких патологій, як гемоторакс, пневмоторакс та розрив тканини легені. Отримані за допомогою фрактального аналізу дані (індекс фрактальності) пропонується використовувати для аналізу реограм, визначивши різницю між їх інтервалами для реограм з різними видами

патологій. З наступною модифікацією методу диференціальної діагностики, використовуючи коефіцієнт відношення індексів фрактальності на вдиху та видиху поряд з такими інтегральними показниками як: коефіцієнт відношення амплітуд систол на вдиху та видиху, коефіцієнт кореляції, коефіцієнт, що враховує ступінь близькості пульсових кілець базового опору та його змінної складової, обумовленої дихальними процесами, а також коефіцієнт відношення площ під кривими пульсових коливань на вдиху та видиху, для комплексної оцінки сегмента легені, поданням кількісних показників кровонаповнення та дихання для різних патологій у багатовимірному просторі ознак та обчислення центру мас отриманої фігури. Отримані значення центру мас дозволить сформулювати новий критерій для диференціальної діагностики та визначити його числові межі для реограм із наявністю патологій або в нормі.

Науковою новизною є пошук нового методу аналізу реограмм з його застосуванням у методі диференціальної діагностики.

Метою є розробка комп'ютерної системи для аналізу реографічного сигналу.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД МЕТОДІВ АНАЛІЗУ РЕОГРАМ

1.1 Особливості оцінки реограм

Вивчення центрального та периферичного кровообігу та зміни тону судин при нормальних та патологічних станах організму має велике теоретичне та практичне значення при фізіологічних дослідженнях у діагностиці захворювань серцево-судинної системи.

Реографія (імпеданс-плетизмографія) - неінвазивний метод дослідження кровопостачання органів, в основі якого лежить принцип реєстрації змін електричного опору тканин у зв'язку з кровонаповненням судин, що змінюється.

Дослідження показали, що між зміною обсягу (ΔV) щодо всього об'єму (V) органу при його кровонаповненні та зміною опору (ΔR) щодо основного опору (R) ділянки тіла між електродами існує пропорційна залежність:

$$\frac{\Delta V}{V} = \frac{\Delta R}{R}. \quad (1.1)$$

Отже, щодо зміни опору досліджуваної ділянки тіла або органу можна побічно судити про ступінь зміни їхнього обсягу.

Протягом серцевого циклу значення ΔR змінюється відповідно до змін кровонаповнення досліджуваного об'єкта або ділянки тканини (зменшується за певним законом при систолі та зростає при діастолі) [1].

За допомогою методу реографії досліджують об'ємні зміни кровонаповнення судин, пов'язані з пульсовою активністю серця, тоді як за допомогою методу реоплетизмографії досліджують щодо повільні зміни об'єму органу або ділянки тіла, пов'язані з коливаннями кровонаповнення внаслідок зміни тону судин, утруднення відтоку крові, а також під впливом

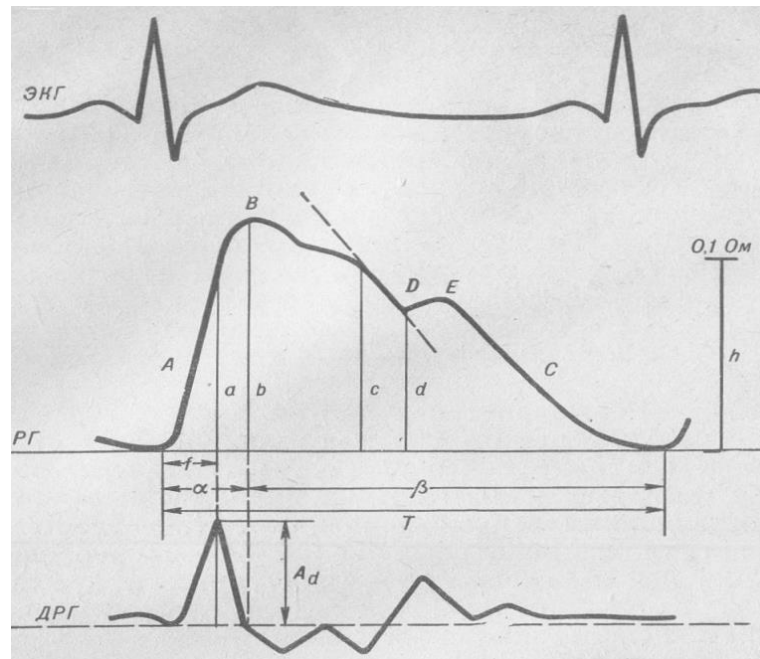
дихання та неперіодичних коливань, викликаних впливом різних фізіологічних факторів.

Реографічні та реоплетизмографічні дослідження ділянок тіла або органів здійснюються за допомогою відповідних приладів, обладнаних спеціальними вимірювальними схемами, що живляться змінним струмом високої частоти.

Зміна імпедансу ділянок живої тканини або органів між електродами вимірювальної схеми, обумовлене коливанням кровонаповнення судин, перетворюються на зміну напруги на виході схеми, які потім посилюються за допомогою підсилювача високої частоти, детектуються і в процесі демодуляції з цієї напруги виділяється корисний сигнал, що відображає характер первинних коливань і є об'єктивну інформацію про коливання кровонаповнення в досліджуваних органах.

Будучи перетворена на графічний запис у вигляді кривих – реограм або реоплетизмограм, ця інформація, що побічно відображає амплітудні та тимчасові характеристики зміни кровонаповнення органів, за допомогою інформативних показників та розрахункових формул може бути перетворена на відповідні діагностичні дані для якісної та кількісної оцінки стану серцево-судинної системи. чи окремих ділянок судинного русла [2].

Аналіз реограм проводиться за оцінкою її амплітудних та тимчасових показників (рис. 1.1). Синхронно з основною реограмою (РГ), що відображає об'ємні пульсові коливання досліджуваної ділянки тіла, реєструють диференціальну реограму (ДРГ) – першу похідну об'ємної РГ [3].



Малюнок 1.1 – Схематичне зображення реограми

ЕКГ – електрокардіограма; РГ – реограма; ДРГ – диференціальна реограма; А - висхідна частина; В – вершина; С – низхідна частина; D – інцизура; E – дикротична хвиля; а – амплітуда швидкого кровонаповнення; b – основна амплітуда реограми; c – амплітуда повільного кровонаповнення; d – амплітуда інцизури; f – час швидкого кровонаповнення; α - час підйому висхідної частини; T – тривалість реограми; h – амплітуда калібрувального імпульсу; A_d - амплітуда ДРГ; β – час спуску низхідної частини.

У кожній реографічній хвилі виділяють початок, вершину і кінець, а також висхідну (анакротичну) та низхідну (катакротичну) частини. Анакротична частина відповідає систолічному припливу крові в досліджувану ділянку (період, коли приплив перевищує відтік), катакротична частина відповідає діастолічному періоду (період, коли відтік крові перевищує приплив). На низхідній частині зазвичай спостерігаються 1 – 2 додаткові хвилі. При описі реограм відзначають низку додаткових хвиль (рис. 1.2):

1. Предсистолічна хвиля розташовується на самому початку висхідної частини реографічної кривої;

2. Відбита систолічна хвиля – між вершиною та інцизурою;
3. Венозна хвиля – в кінці низхідної частини, перед початком висхідної частини наступної реографічної кривої.

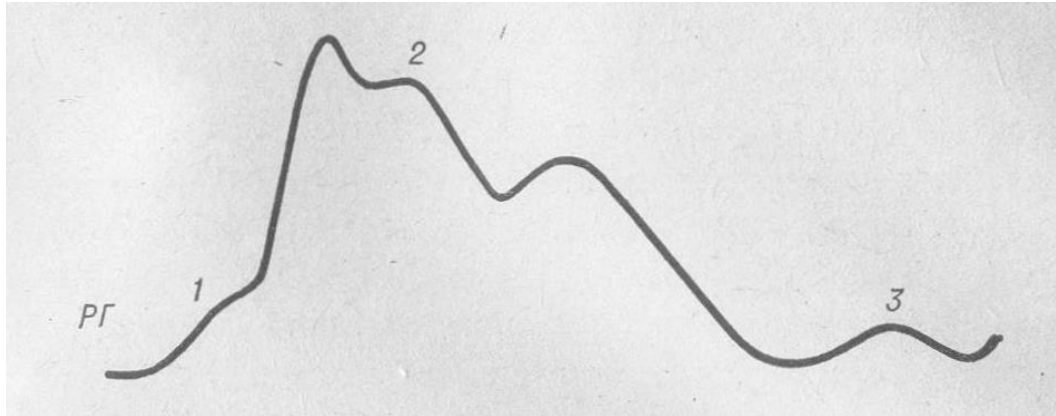


Рисунок 1.2 – Додаткові хвилі реограми

1 – пресистолічна хвиля; 2 – відбита систолічна хвиля; 3 – венозна хвиля.

Наявність пресистолічної хвилі на реограмі пояснюють проведенням судин з хорошими еластичними стінками поштовху крові, обумовленого скороченням передсердь. Пресистолічна хвиля ускладнює розшифровку реограм, тому що приховує початок висхідної частини кривої [4].

Венозна хвиля обумовлена зворотним поштовхом крові в судинах через підвищений тиск у венах досліджуваної області при венозному застої в ній.

На реограмі деяких ділянок тіла, наприклад, на реоенцифалограмі можна виділити другу систолічну (відбиту) хвилю, яка стає вираженою при підвищенні жорсткості судинної стінки (підвищенні судинного тону).

Перша систолічна хвиля виникає в момент припливу систолічного об'єму крові в артеріальне русло досліджуваної ділянки в результаті взаємодії об'єму крові, що нагнітається, і опору цього відділу судинної системи.

Друга систолічна хвиля є результатом відбиття від біфуркації аорти, тому вона не зустрічається або вкрай ослаблена РГ нижніх кінцівок. Її

амплітуда стосовно першої систолічної хвилі збільшується зі збільшенням тону судин.

Діастолічна хвиля виникає в результаті відбиття від самого периферичного відділу артеріального дерева, дрібних артерій та артеріол. Оскільки ступінь цього відбиття через венолярно-артеріолярний рефлекс пов'язана зі станом венозного відтоку, то опосередковано цей показник відбиває венозний відтік. Принаймні втрати еластичності артерій формування діастолічної хвилі дедалі більше позначаються додаткові хвилі відбиття від проксимальніших відділів артеріального русла.

Інцизура (виїмка між систолічною та діастолічною хвилями) має подвійний генез. У ряді випадків вона є результатом загасаючих гармонійних коливань, що виникають у судинному руслі за ударним нагнітанням у нього фракції серцевого викиду. В інших випадках вона пов'язана зі скороченням передсердь, і ретроградної венозної хвилі, що виникає внаслідок цього, що може бути виявлено при реєстрації реопульмограмі і реогепатограмі.

До зовнішніх показників відносяться регулярність, форма, вираженість та розташування додаткових хвиль. Крива у нормі досить регулярна (зміни регулярності залежить від порушення ритму серцевих скорочень чи дихання). Регулярність реографічних хвиль суттєво змінюється при деяких видах патологій, наприклад, при вираженій судинній дистонії.

Форма реографічних хвиль залежить, головним чином, стану судинної стінки. При її патологічних змінах змінюється конфігурація окремих частин, вершини реографічної хвилі, кута нахилу висхідної частини, виразності та місцезнаходження додаткових хвиль. Характерні зміни форми реограми спостерігаються за патології венозної системи.

Для об'єктивної оцінки стану венозного кровообігу використовується метод поділу реограм на артеріальні та венозні компоненти з використанням екстремальних точок кривої та їх зіставленням із тангенсом кута нахилу цієї кривої (тобто з першою похідною).

Якісна та кількісна оцінка реограм зводиться до вимірювання та опису амплітудних та тимчасових відрізків кривої, які відображають стан тонусу судин, їх еластичність, величину ударного об'єму.

При якісному аналізі враховується форма кривої, характер анакроти та катакроти, рельєф вершини (закруглена, загострена, платоподібна, сідлоподібна, куполоподібна, аркоподібна, двогорба та ін.), вираженість та кількість додаткових хвиль, їх розташування на низхідному коліні кривої, наявність або відсутність хвилі.

Крива вважається регулярною, якщо кожна наступна хвиля схожа на попередню. Особливою мінливістю відрізняється катакрота, змінюється кількість додаткових хвиль, рівень виникнення діастолічної хвилі, її висота. Особливо різко це виражено в осіб із вегетосудинною дистонією. Підйом реограми може бути крутим, пологим, уступами із зазубринами.

Кількісний аналіз передбачає визначення наступних показників:

1. Амплітуда систолічної хвилі (b) вимірюється в міліметрах від основи систолічної хвилі до найвищої точки реограми. Відображає величину пульсового кровонаповнення судин регіону, що досліджується. Ця величина залежить від тонусу артерій (при його підвищенні амплітуда зменшується, при зменшенні тонусу – амплітуда збільшується), а також від насосної функції серця (амплітуда систолічної хвилі збільшується зі збільшенням величини ударного об'єму та збільшення швидкості викиду). Найчастіше амплітуда систолічної хвилі відповідає першій систолічній хвилі, рідше – другій.

Характеризує величину (розмах) пульсових коливань кровонаповнення тканин та разом з амплітудою ДРГ є показником інтенсивності кровотоку.

2. Амплітуда діастолічної хвилі в мм вимірюється від основи діастолічної хвилі до її вищої точки. У молодому віці за умов високої еластичності артеріального русла є хвилю відбиття від дистальних розгалужень артеріального дерева, дрібних артерій і артеріол. Оскільки ступінь цього відбиття пов'язана функціонально через венолярно-артеріальний рефлекс зі станом венозного повнокров'я органу, вона побічно

залежить від стану венозного відтоку. У міру втрати еластичних властивостей артеріального русла, що може бути пов'язане з віком чи різними патологічними станами, амплітуда діастолічної хвилі зростає за рахунок накладання хвиль відбиття більш центральних відділів артерій. В результаті цінність діастолічної хвилі як показника стану венозного відтоку знижується.

3. Реографічний індекс (сistolічний – РСІ та діастолічний – РДІ) – відношення систолічної (діастолічної) хвилі до стандартного калібрувального сигналу (0,1 Ом = 10 мм), що виражається у відносних одиницях. Цей показник характеризує величину та швидкість припливу (відтоку) крові в досліджуваній зоні. Амплітуда кривої вимірюється від ізолінії до найвищої точки хвилі, виражається формулою:

$$PI = \frac{b}{h} * 0,1, (1.2)$$

де b - Амплітуда реограми;

h – амплітуда калібрувального імпульсу.

РІ обчислюють для порівняння реограм, записаних в одного і того ж або декількох обстежуваних при різному посиленні (розгортці), при функціональних пробах та інших умовах, що передбачають порівняння отриманих показників стандартного калібрувального сигналу.

Якщо амплітуда реограми збільшується під впливом функціональної проби або після проведеного курсу лікування, очевидно, сталося посилення кровообігу досліджуваних тканин внаслідок розширення судин або включення в кровотік резервних судин, що раніше не функціонували. Зі збільшенням віку, при спазмі судин, атеросклерозі амплітуда пульсових коливань кровонаповнення зменшується. Усі перелічені вище причини змін величини основної амплітуди реограми чітко відбиваються у змінах значення реографічного індексу, що у прямопропорційної залежності від величини амплітуди реограми. Для характеристики еластичних властивостей судинних

стінок досліджуваного кровоносного русла, їх тонусу використовують три основні показники реограми.

4. Час висхідної частини хвилі (період повного розкриття судини – α), що відбиває тонічний стан судин. Тимчасовий показник, що охоплює період максимального розтягування судин під тиском пульсового тиску. На реограмі визначають як відрізок основи реограми від точки початку підйому кривої реографічної до її перетину з основною амплітудою. Значення величин (α) та (f) є постійним для вікових груп. При порівнянні реограм двох досліджуваних ділянок значення (α) менше там, де судинні стінки еластичніші.

5. Час швидкого кровонаповнення, що визначається модулем пружності стінок великих судин і скоротливою функцією міокарда, від початку підйому систолічної хвилі реограми до точки максимальної крутизни на її висхідному коліні (відповідає проекції вершини основного зубця диференціальної рео). Цей показник відображає величину ударного об'єму та функціональний стан великих судин.

Період швидкого кровонаповнення (f) є час, за який відбувається розтягування артеріальних судин досліджуваних тканин при першому ударі пульсової хвилі. На реограмі визначають як відрізок основи реограми від початку підйому кривої реографічної до її перетину з амплітудою швидкого кровонаповнення. Розмір його залежить від ступеня розтяжності судинних стінок, їх еластичності та тонусу. При структурних змін судинних стінок та зі збільшенням віку цей час коротшає, а час, за який під натиском пульсового тиску крові відбувається максимальне розтягнення судин, зростає.

6. Час повільного кровонаповнення, що залежить від пружних властивостей судинної стінки, від точки максимальної крутості на висхідному коліні реограми до її вершини.

7. Відношення часу висхідної частини до тривалості всієї хвилі, що відбиває тонічний стан судин.

8. Дикротичний індекс, що характеризує тонус артеріол. Визначається рівнем інцизури – відсоткове співвідношення перпендикуляра, спущеного з

вершини інцизури на основу кривої з амплітудою систолічної хвилі, виражається формулою:

$$ДИ = \frac{d}{b} * 100\%.(1.3)$$

При високій еластичності артерій, при явищах низького тонуусу інцизура глибока, низько розташована, при підвищенні тонуусу інцизура розташовується високо. Розмір ДІ у нормі дорівнює 40 – 70%.

Периферичний опір - це опір, що надається току крові в судинах за рахунок її шарів. Воно залежить від в'язкості крові, довжини судин та їх діаметра, але оскільки в досліджуваній ділянці тканин довжина судинного русла та в'язкість крові практично за час дослідження суттєво не змінюються, їх значущість у гемодинамічних змінах не враховують, тоді опір судин визначається величиною їх діаметра. Воно може змінюватися пасивно при дії низьки гідродинамічних та структурних факторів; може змінюватися активно та швидко, і тоді ці зміни визначаються скорочувальною діяльністю судинної мускулатури, яка позначається як тонуус судин.

При функціональних пробах зниження величини ДІ свідчить про розширення судин і навпаки. Для судинного спазму характерні високі значення ДІ, для зниженого тонуусу низькі. При структурних змін судин ДІ різко зростає, але зниження його під впливом функціональних проб свідчить про оборотність змін судинних стінок. ДІ та ІЕ не визначаються за відсутності дикротичної хвилі, що має місце при значних морфологічних змінах судинних стінок.

9. Діастолічний індекс, що відображає стан відтоку крові у вени та тонуус вен. Це відсоткове співвідношення величини перпендикуляра, опущеного з вершини дикротичної хвилі на основу кривої з амплітудою основної хвилі.

10. Час поширення хвилі, що характеризує сумарний стан великих судин організму;

11. Коефіцієнт асиметрії.

12. Амплітудно-частотний показник (АЧП) – відношення реографічного індексу (PI) до тривалості серцевого циклу, що характеризує величину об'ємного кровотоку в досліджуваній ділянці в одиницю часу.

13. Ставлення амплітуд систолічної та діастолічної хвиль відображає ступінь переважання артеріального припливу під час систоли над венозним відтоком під час діастоли.

14. Q_a - час поширення пульсової хвилі від серця до досліджуваної ділянки. Вимірюється від початку Q - зубця ЕКГ до початку крутого підйому основної хвилі РГ.

15. Середня швидкість повільного наповнення судин (V_c) відбиває тонус середніх і дрібних артерій та його заповнюваність під впливом ударного викиду серця. Це співвідношення амплітуди хвилі O_m в момент повільного наповнення до тривалості цього періоду в секундах.

16. Максимальна швидкість швидкого наповнення судин (V_m) являє собою співвідношення амплітуди довжини O_m в момент швидкого наповнення з тривалістю цього періоду в секундах. Залежить від центральної гемодинаміки та стан великих артерій.

17. Амплітуда швидкого кровонаповнення (a) є частиною перпендикуляра, опущеного на реограму з піку ДРГ, яка з'єднує основу реограми і точку закінчення швидкого кровонаповнення.

18. Амплітуда повільного кровонаповнення (c) – перпендикуляр, опущений з точки, що відповідає закінченню систоли (рис. 1.6, б). Для знаходження цієї точки проводять пряму лінію від нижнього кута реограми інцизури; точка, де ця лінія відокремлюється від вигину реографічної кривої, відповідає закінченню систоли. Повільне кровонаповнення судин відбувається під тиском пульсового тиску крові після першого удару пульсової хвилі до закінчення систоли серця.

19. Індекс еластичності (ІЕ) – це відношення амплітуд швидкого (a) та повільного (c) кровонаповнення, що виражається формулою:

$$\text{ИЭ} = \frac{a}{c} * 100\%. \quad (1.4)$$

Розмір ІЕ у нормі дорівнює 80 – 90%. Цей показник зростає зі збільшенням віку при змінах стінки судин, пов'язаних з атеросклерозом або гіалінозом. При різкому зниженні тонуусу судин він значно зменшується [5].

ДРГ характеризує швидкість зміни кровонаповнення досліджуваної області та дозволяє отримати відомості про судинний тонус і скоротливість міокарда. ДРГ складається з основного позитивного зубця, що має висхідну частину, вершину та низхідну частину. У нормі висхідна та низхідна частини основного зубця рівні.

Позитивний зубець переходить в основний негативний, після якого можуть виявлятися додаткові позитивні або негативні зубці або горизонтальна лінія (залежно від стану судинної стінки).

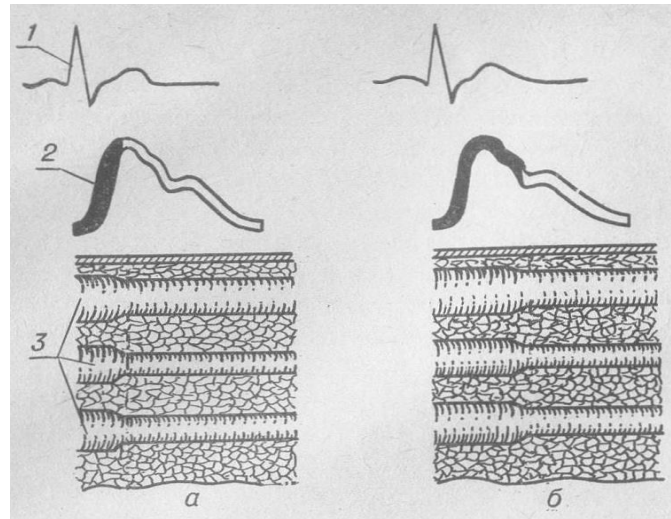
Основний позитивний зубець відображає швидкість падіння опору при надходженні крові в досліджувану ділянку. Вершина ДРГ та її проекція на висхідну частину об'ємної РГ характеризують максимальну швидкість наповнення судини та відповідають закінченню періоду швидкого кровонаповнення.

Нисхідна частина позитивного зубця ДРГ відповідає періоду повільного наповнення судини. Вершина об'ємної РГ є точку, в якій швидкість наповнення дорівнює нулю. На ДРГ це відповідає точці перетину низхідній частині позитивного зубця з ізолінією.

ДРГ допомагає уточнити положення характерних точок об'ємної РГ та обчислити швидкість кровонаповнення у будь-який момент часу.

Амплітуда ДРГ (Аа) допомагає визначати амплітуду реограми у випадках, коли вершина реографічної кривої сплюснена або так змінена, що важко знайти її вищу точку (наприклад, вершина у вигляді плато, двогорба, у вигляді півня гребеня і т. п.). Для цього з точки перетину ДРГ з її ізоелектрической лінією опускають перпендикуляр на реографічну криву.

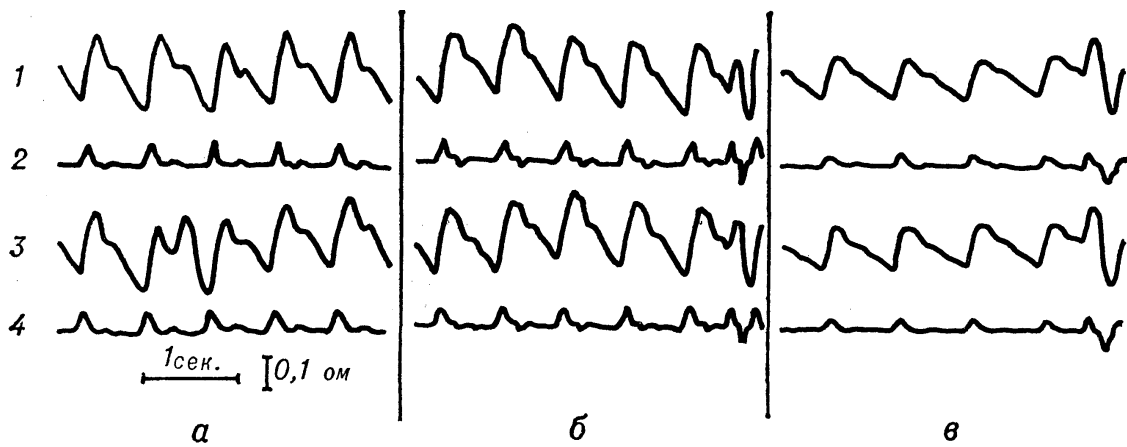
Крапка перетину його з реограмою і є її вершиною. Якщо з піку ДРГ опустити перпендикуляр на реограму, точка їх перетину вкаже закінчення швидкого кровонаповнення (рис. 1.3 а) [4].



Малюнок 1.3 – Відображення на реограмі періодів проходження пульсової хвилі кровонаповнення
а - період швидкого кровонаповнення; б – період повільного кровонаповнення; 1 – ЕКГ; 2 – РГ; 3 – судини тканини.

Абсолютні значення всіх цих показників залежать від галузі дослідження та віку людей (рис. 1.4).

Зі збільшенням віку закономірно змінюється характер реограм (форма вершин, кут нахилу висхідної та низхідних частин реографічних хвиль, величина та кількість додаткових реографічних хвиль), а також їх перших похідних.



Малюнок 1.4 – Біполярні реограми у нормі

а – 14 років, б – 23 роки, в – 51 рік, 1 та 3 – реограми із двох відведень; 2 та 4 – перші похідні реограм.

У клінічній практиці найбільшого значення набула реографія кінцівок (реовазографія) та реографія головного мозку (реоенцефалографія), що дають уявлення про пульсове кровонаповнення та стан артеріального і, меншою мірою, венозного тону судин [6].

При аналізі та розшифровці реограм обов'язково використовують електрокардіограму у II стандартному відведенні для оцінки серцевої діяльності (ритмічність, частота серцевих скорочень, наявність патології), зміни якої відбиваються на величині пульсових коливань кровонаповнення судинної системи організму.

При розшифровці, аналізі та особливо при інтерпретації цифрових показників різних параметрів та індексів реограми враховують їх індивідуальну варіабельність, що залежить від багатьох факторів (вік, стан серцево-судинної системи, особливості професії, шкідливі звички, перенесені та супутні захворювання тощо). Для точної оцінки цифрових та якісних показників реограм, заснованих на вимірі амплітуд і тимчасових відрізків, необхідно суворо стежити за амплітудою калібрувального сигналу та дотримуватися реєстрації початку ЕКГ, реограми та ДРГ по одній вертикальній лінії діаграмного паперу.

Слід зауважити, що в реографії, як в жодному з методів інструментальної діагностики серцево-судинної системи немає єдиної методики кількісних розрахунків і немає єдиної термінології. При кількісному аналізі реограм доцільно скористатися залежно від завдань дослідження оптимальним мінімумом найбільш інформативних показників. Аналіз надмірної множини показників і коефіцієнтів робить його громіздким і трудомістким.

За допомогою розглянутих вище індексів кількісного аналізу реограм визначають функціональний стан судин досліджуваних тканин та органів. Отримані при розрахунках значення індексів заносять до карти реографічного дослідження та на підставі їх аналізу роблять відповідні висновки.

1.2 Спектральний аналіз реограм

Спектральний аналіз є одним із найпотужніших інструментів обробки експериментальних даних. Зокрема, він використовується для аналізу даних, виявлення характерних частот з метою придушення шуму і т.д.

Математичний зміст перетворення Фур'є [7] полягає у поданні сигналу $y(x)$ у вигляді нескінченної суми синусоїд виду $F(\omega)\sin(\omega x)$. Функція $F(\omega)$ називається перетворенням Фур'є, інтегралом Фур'є або Фур'є-спектром сигналу. Її аргумент має сенс частоти відповідної складової сигналу. Зворотнє перетворення Фур'є переводить спектр $F(\omega)$ вихідний сигнал $y(x)$.

В основі спектрального аналізу реографічних сигналів лежить інтегральне перетворення та ряди Фур'є.

Перетворення Фур'є, або спектр сигналу $f(t)$, визначається так:

$$F(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt. (1.5)$$

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} F(j\omega)e^{j\omega t} d\omega. (1.6)$$

У просторі функцій, заданих кінцевому інтервалі $(0, T)$, норма, як найбільш загальна числова характеристика довільної функції $s(t)$, за визначенням обчислюється як квадратний корінь з скалярного добутку функції. У загальному випадку для комплексних функцій квадрат норми (енергія сигналу) відповідає виразу:

$$\|s(t)\|^2 = \int_0^T s(t)s(t)^* dt, (1.7)$$

де $s^*(t)$ - Функція, комплексно пов'язана з $s(t)$.

Найбільше застосування у спектральному аналізі набула система комплексних експоненційних функцій. Проекції сигналу даний базис визначаються вираженням:

$$S_n = \left(\frac{1}{T}\right) \int_0^T s(t) e^{-jn\Delta\omega} dt, (1.8)$$

де $n \in (-\infty, \infty)$;

$\Delta\omega = 2\pi/T$ – частотний аргумент векторів.

При відомих виразах базисних функцій сигнал $s(t)$ однозначно визначається сукупністю коефіцієнтів S_n і може бути абсолютно точно відновлений (реконструйований) за цими коефіцієнтами:

$$s(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} S_n e^{-jn\Delta\omega}. (1.9)$$

Рівняння (1.8) і (1.9) називають прямим та зворотним перетворенням Фур'є сигналу $s(t)$. Таким чином, функція може бути представлена у вигляді комплексного ряду Фур'є (1.8), який називають спектральним уявленням сигналу або його Фур'є-образом [8].

Насправді ряд Фур'є обмежується певною кількістю членів N . Обмеження числа членів низки значенням N означає апроксимацію

нескінченномірному сигналу N – мірною системою базисних функцій спектра сигналу з певною похибкою залежно від фактичного спектра сигналу. Ряд Фур'є поступово сходиться до $s(t)$ за нормою (1.6):

$$\lim_{N \rightarrow \infty} \|s(t) - \sum_{n=-N}^N S_n e^{jn\Delta\omega}\| = 0. \quad (1.10)$$

Таким чином, ряд Фур'є – це розкладання сигналу $s(t)$ по базису простору $L_2(0, T)$ ортонормованих гармонійних функцій із змiною частоти, кратним частоті першої гармоніки $\omega_1 = e^{jn\Delta\omega} \Delta\omega$. Звідси випливає, що ортонормований базис простору $L_2(0, T)$ побудований з однієї функції $v(t) = e^{j\Delta\omega t} = \cos(\Delta\omega t) + j\sin(\Delta\omega t)$ за допомогою масштабного перетворення незалежної змінної так, що $v_n(t) = v(nt)$.

Розкладання до ряду Фур'є довільної функції $y(t)$ коректно, якщо функція $y(t)$ належить цьому простору $L_2(0, T)$, тобто. квадратично інтегрована з кінцевою енергією:

$$\int_0^T |y(t)|^2 dt < \infty, \quad t \in (0, T), \quad (1.11)$$

при цьому вона може бути періодично розширена і визначена на всій осі тимчасової простору $R(-\infty, \infty)$ так що:

$$y(t) = y(t - T), \quad t \in R, \quad (1.12)$$

за умови збереження кінцівки енергії у просторі $R(-\infty, \infty)$ [9].

Неможливість відстежити появу чи зміну частотних складових сигналу, що у самому механізмі спектрального аналізу, при перетворенні Фур'є інтегрування проводиться у всій довжині тимчасової реалізації (від $-\infty$ до $+$), де кожна гармоніка, яка присутня в тимчасовій реалізації в той чи інший інтервал часу, накладає свій «відбиток» на загальний вигляд спектра. Отже, якщо виникає завдання визначити, як змінювався частотний склад сигналу з

часом, необхідно відмовитися від інтегрування по всьому часовому інтервалу і розглядати деякий діапазон, в якому можна локально визначити частотні складові, що є присутніми в сигналі: ∞

$$S(\omega, t_0) = \int_{t_0-T}^{t_0+T} f(t) e^{-j\omega t} dt. \quad (1.13)$$

При застосуванні віконного перетворення Фур'є, з одного боку, необхідно вибирати ширину вікна $2T$ якнайменшу, щоб чітко виявити момент появи або зникнення тієї чи іншої частотної складової сигналу; з іншого боку, при цьому падає роздільна здатність методу в частотному діапазоні.

Отже, віконне перетворення Фур'є є не надто ефективним засобом для аналізу реографічних сигналів, частотні складові яких змінюються з часом.

Вейвлетний аналіз є розкладанням даних за синусоїдами (як перетворення Фур'є), а, по іншим функціям, званим вейвлетобразуючими. Вейвлетутворюючі функції, на противагу нескінченно осцилюючим синусоїдам, локалізовані в деякій обмеженій області свого аргументу, а вдалині від неї рівні нулю або мізерно малі. Вейвлет-спектр має не один аргумент, а два. Крім частоти, другим аргументом є місце локалізації вейвлетоутворюючої функції.

Для отримання точної інформації про високочастотні гармоніки досліджуваного сигналу з високою роздільною здатністю в часі необхідно витягувати її з коротких часових інтервалів, а не з усього сигналу, в той час як інформацію про низькочастотну частину спектра необхідно отримувати, аналізуючи досить тривалі інтервали часу. На рис. 1.5 ілюструються можливості частотно-часової локалізації різноманітних перетворень.

Для вибірки дискретних значень сигналу, де як базисна функція служить δ -функція (перетворення Шеннона), сигнал виявляється добре локалізований у часі і зовсім не дозволений за частотою (рис. 1.5 а).

Перетворення Фур'є показує, що добрий дозвіл за частотою і відсутність локалізації в часі (рис. 1.5, б).

Віконне перетворення Фур'є показує, що тимчасова роздільна здатність на великих і малих масштабах постійно і визначається розміром вікна [10].

У разі вейвлетного перетворення базисні функції мають зменшуватися зі збільшенням масштабу s тимчасовий дозвіл (визначений шириною вейвлетної функції). $\Psi(t/s)$ і збільшується з масштабом роздільна здатність за частотою (визначається шириною фур'є-образу вейвлетної функції $\psi(s\omega)$), що дає хорошу тимчасову локалізацію на малих масштабах і хорошу частотну роздільну здатність при великих масштабах (рис. 1.5, г).

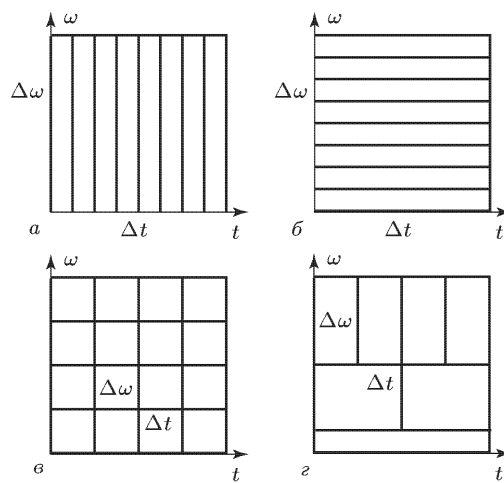


Рисунок 1.5 – Частотно-часова локалізація різних перетворень
 а – дискретна вибірка (перетворення Шенона); б - перетворення Фур'є; в – віконне Фур'є-перетворення, г – вейвлетне перетворення

Відповідно до визначення, вейвлет-спектр є наступним інтегралом від твору вейвлетоутворюючої функції $\psi(a,b)$ та сигналу $y(x)$:

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} y(x) \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) dx. \quad (1.14)$$

Через свій математичний сенс вейвлет-спектр крім частоти має другий аргумент (b) описує локалізацію вейвлетоутворюючої функції. Тому (b) має

таку ж розмірність як і (x) . Таким чином, змінна (a) відповідає періоду аналізованого сигналу, а змінна (b) задає його тимчасову локалізацію [11, 12].

Отже, вейвлетне перетворення $W(a,b)$ принципово відрізняється від перетворення Фур'є тим, що двопараметрична вейвлетоутворююча функція $\psi(a,b)$ добре локалізована як за частотою, так і за часом. Тому вейвлетне розкладання виявляється особливо корисним для дослідження нестационарних процесів і є, по суті, спектральним аналізом локальних (нетривалих за часом) збурень [13].

1.3 Кореляційний аналіз реограм

Кореляційний аналіз, поряд із спектральним, відіграє важливу роль у теорії сигналів. Його зміст полягає у кількісному вимірі ступеня подібності різних сигналів.

Поряд із спектральним аналізом сигналів часто на практиці виявляється необхідною характеристика, яка давала б уявлення про деякі властивості сигналу, зокрема про швидкість зміни в часі, а також тривалість сигналу без розкладання його на гармонійні складові.

Як така тимчасова характеристика широко використовується автокореляційна функція сигналу $s(t)$ кінцевої тривалості і визначається наступним виразом:

$$B_S(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)s(t + \tau)dt, \quad (1.15)$$

де τ - тимчасове зрушення сигналу.

$B_S(\tau)$ – характеризує ступінь зв'язку (кореляції) сигналу $s(t)$ зі своєю копією зсунутою на величину τ по осі часу і досягає максимуму при $\tau=0$, оскільки будь-який сигнал повністю корелював із собою, тобто. максимальне значення кореляційної функції дорівнює енергії сигналу:

$$B_S(0) = \int_{-\infty}^{\infty} s^2(t)dt = \varepsilon. \quad (1.16)$$

Зі збільшенням функція $BS(\tau)$ зменшується і при відносному зрушенні сигналів $s(t)$ і $s(t+\tau)$ на час, що перевищує тривалість сигналу, звертається в нуль.

Кореляційні функції допускають різні варіанти інтерпретації. З одного боку, вони дозволяють виявляти ступінь подібності (лінійної залежності) двох сигналів при варіюванні зсуву часу між ними. З іншого боку, вони застосовні вивчення взаємозв'язку значень однієї й тієї ж випадкового процесу у різні моменти часу [14].

1.4 Обробка реографічних даних у задачі діагностики глаукоми

Рання діагностика захворювань одна із основних проблем сучасної медицини. Для вирішення задач діагностики все частіше використовуються методи математичної обробки даних. Нині ці методи знаходять широке застосування у офтальмології при діагностиці деяких захворювань, зокрема і первинної глаукомі [15].

Метод реоофтальмографії (РОГ) набув досить широкого поширення на практиці офтальмології. Цей метод виник з РЕГ, що цілком виправдано, оскільки кровопостачання мозку та очі, що живляться з басейну внутрішньої сонної артерії, багато в чому подібні.

Основна проблема у тому, що у вигляді кривої відрізнити реограми пацієнтів із цим захворюванням і нього неможливо, тобто. у цьому сенсі діагностично РЕГ та РОГ мало інформативні. Тим не менш, ці криві дозволяють отримати низку кількісних співвідношень (фізіологічних параметрів), що використовуються в діагностичній практиці [16]. У роботах [17] ці параметри вперше використовувалися для створення нейромережових класифікаторів ранньої діагностики глаукоми, і було показано ефективність такого підходу. Примітно, що для нейромережової ідентифікації реограм

необхідне представлення вихідного сигналу як вектор ознак, що характеризують стан хвороби. Структурна схема використовуваної у разі системи розпізнавання наведено малюнку 1.6.



Малюнок 1.6 – Структурна схема системи розпізнавання

Тому фізіологічні параметри зручно використовуватиме цілей. Можливе також уявлення залежностей у вигляді дискретних і схожих рядів одержуваних при розкладанні кривої реографічного сигналу по системі ортогональних функцій. Це уявлення є універсальним і може спростити вибір ознак реограмм для нейросетевих експертних систем.

У дослідженні обробки реографічних даних у задачі діагностики глаукоми Батутіної В.М., Їм Тхек-де, Комаровських О.М. та Слабко В.В реографічні дослідження проводилося у приміщенні з температурою повітря 20-22 С°. Пацієнти перебували у горизонтальному положенні, після 10-15 хвилинного відпочинку. При реєстрації реоенцефалограми використовувалося фронтастоїдальне (FM) відведення електродів. Круглі електроди діаметром 15 см фіксувалися на голові гумовими стрічками. Для кращого контакту електродів з поверхнею шкіри голови на шкіру під електроди накладалися марлеві серветки, змочені в розчині 5-10 % NaCl, для поліпшення контакту зі шкірою голови і зменшення ємнісного опору. Запис реограм проводили при спокійному диханні або затримки дихання у фазі неглибокого видиху.

Реографічні дослідження внутрішньоочного кровообігу аналогічні реографічним дослідженням для внутрішньомозкового кровообігу. Як датчик реоофтальмографії використовувався датчик по Чиберене, який являє собою пластмасовий прозорий ковпачок з розташованими по внутрішнім краях срібними електродами. В отвір на стінці ковпачка вставлено присоску, яка створює легкий вакуум [18]. Для фіксації ока застосовувався 0,5% розчин дикаїну. Дослідження кровонаповнення проводилося у зоні розташованій між електродами. Контакт електродів з очним яблуком здійснювався області циліарного тіла і, таким чином, визначалося кровонаповнення в зоні задніх довгих циліарних артерій. Реєстрація реограм проводилася за допомогою апаратно-програмного реографічного комплексу «МПЦАР-РЕО-201».

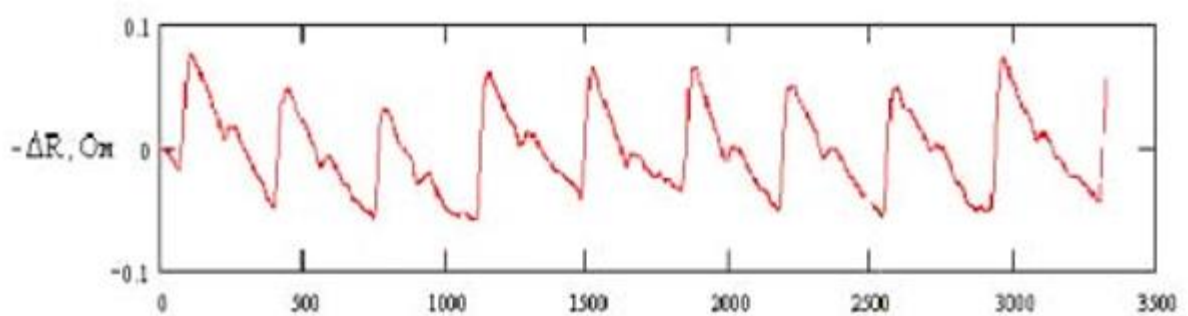


Рисунок 1.7 – Характерна експериментальна РЕГ

Залежно від завдань дослідження доцільно користуватися оптимальним мінімумом найбільш інформаційних ознак при кількісному аналізі реограм. У цьому дослідженні використовувалися параметри, які найчастіше застосовують у медичній практиці.

Метод, з допомогою якого зазвичай виробляється розрахунок фізіологічних показників, дозволяють досліджувати стан церебральної гемодинаміки у тому, що виявляються характерні точки на кривих реограмми, вимірюються їх тимчасові і амплітудні параметри, і обчислюються усереднені значення цих параметрів за всіма виявленими серцевими циклами. Безпосередньо по кривій вимірюються 14 параметрів, решта реографічних

параметрів, традиційно використовувані в медичній практиці, є їх лінійними комбінаціями. Таким чином, набирається 34 фізіологічні параметри пов'язані з фізіологією мозку або ока, які надалі використовувалися для формування набору векторів ознак реограм для побудови експертної системи. За допомогою цього методу були сформовані дві таблиці типу «об'єкт ознака», що містять дані, отримані внаслідок обстеження пацієнтів. Кожному рядку відповідав певний об'єкт – приклад реограми пацієнта, а стовпці таблиці розміщувалися значення чи мітки ознак. Одна з ознак була бінарно закодованою відповіддю на запитання – чи є у пацієнта глаукома. Перша таблиця в якості об'єктів включала 251 приклад реоенцефалограм пацієнтів, 120 з яких відповідали пацієнтам, що мають глаукому і 131 пацієнтам без глаукоми. Попередньо відібрані пацієнти належали віковій категорії від 40 до 65 років. Таким чином, сформована таблиця містила 251 рядок та 36 стовпців (перший стовпець містив коди реограм пацієнтів). Друга таблиця містила 160 прикладів реоофтальмограм (один приклад відповідав реоофтальмограм зареєстрованої з одного ока пацієнта), ознаками були фізіологічні параметри реограм, що розраховуються тими ж методами, які застосовувалися і для обчислення реоенцефалограм включених до першої таблиці. Побудова класифікаційної моделі проводилося за допомогою нейронних мереж, що навчаються з учителем. Використовувалася програма нейроімітатор Neuropro 0.25, розроблена "НейроКомп" (ІВМ СО РАН, Красноярськ). Використовувалися прийняті теоретично нейронних мереж алгоритми навчання, процедури обчислення значимості та мінімізації числа вхідних сигналів [19]. Виконувалося дослідження здатності нейромережі правильно ідентифікувати приклади приналежності їх до класу 1 або 2. Це виконувалося в режимі ковзаючого іспиту (тобто з навчальної вибірки виключався поточний приклад, нейромережа навчалася по решті, і потім тестувала виключений). Процес ковзаючого іспиту виконувався для різних початкових архітектур мережі. Максимальна досягнута точність ідентифікації склала 78,4% та 73,7% для реоенцефалограм та реоофтальмограм відповідно. У таблиці 1.1

представлена порівняльна характеристика результатів тестування нейронних мереж на здатність диференціювати реоенцефалограми та реоофтальмограми хворих на глаукому та здорових осіб.

Також у цій роботі було проведено аналіз залежності точності ідентифікації від довжини вибірки (рис. 1.8). Найбільша точність досягається вже при довжині вибірки, що дорівнює 110, 140 прикладам.

Таблиця 1.1 - Порівняльна характеристика результатів тестування нейронних мереж

Клас		Реоенцефалограми			Реоофтальмограми		
		Вірних відповідей	Невірних відповідей	Усього прикладів	Вірних відповідей	Невірних відповідей	Усього прикладів
1 здоровий	Абс.	97	34	131	57	22	79
	%	74	26	52,2	72,1	27,9	49,4
2 глаукоми	Абс.	100	20	120	61	20	81
	%	83,3	16,7	47,8	75,3	24,7	50,6
Усього відповідей	Абс.	197	54	251	118	42	160
	%	78,4	21,6	100	73,7	26,3	100

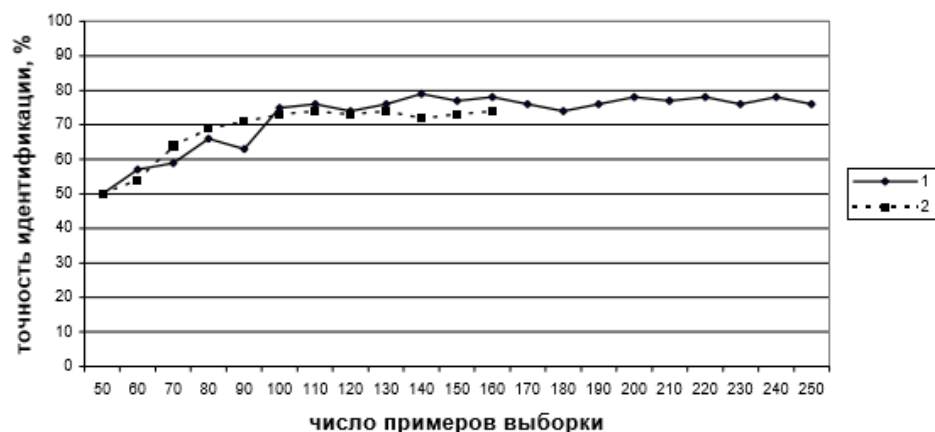


Рисунок 1.8 – Залежність точності ідентифікації від кількості прикладів у вибірці

1 – реоенцефалограми; 2 – реоофтальмограми.

1.4.1 Використання Фур'є-перетворення для обробки реограм

Дискретне перетворення Фур'є (ДПФ) - широко застосовується метод представлення інформації в цифровій техніці. Можна використовувати таку формулу для ДПФ:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-j\frac{2\pi}{N}kn}, \quad (1.17)$$

де $0 \leq k \leq N - 1$.

Типовий вид отриманих у цьому експерименті кривих показаний малюнку 1.9. З малюнка видно, що з реограм характерний дрейф нуля, тобто. реограми, мають вигляд періодичних сигналів з повільно спадаючим і наростаючим тлом, що пов'язано з наявністю дихальних хвиль, крім того, дрейф нуля буває пов'язаний з апаратними спотвореннями, викликаними, наприклад, зміною коефіцієнта посилення вимірювальної апаратури.

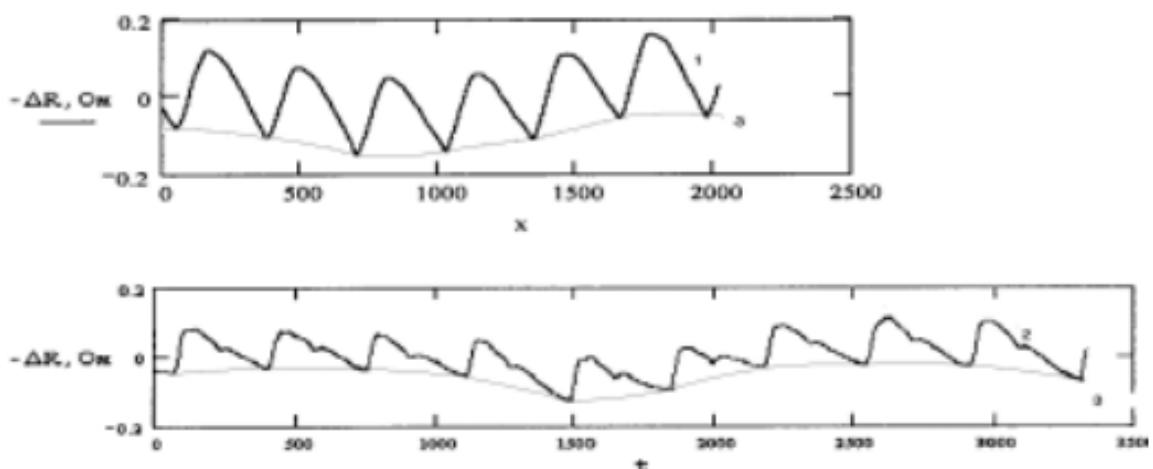
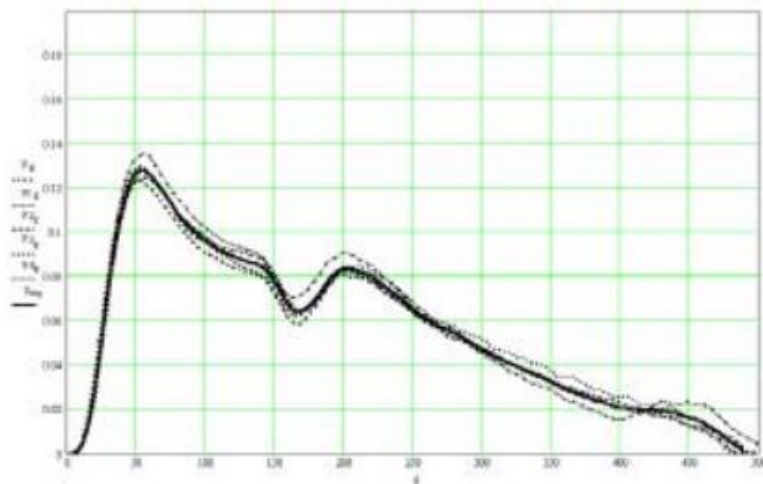


Рисунок 1.9 – Приклади сигналів характерної реоофтальмограми та

реоенцефалограми з відповідними артефактами дихання

Програма, що використовується авторами цієї статті, для обробки реоофтальмограм і реоенцефалограм включає попередню обробку цих кривих, в ході якої реограма розбивається на окремі контури, кожен з яких відповідає одному окремо взятому періоду коливань. Контур коригується за допомогою лінійної функції щодо дрейфу нуля. Потім по набору відкоригованих (тобто з усуненими дихальними хвилями) кривих будується усереднений реоцикл (рис. 1.10) і якщо середньоквадратичне відхилення, обчислене по всіх точках контуру не перевищуватиме 15% по відношенню до амплітуди реограми, то ця ділянка запису буде використовуватися для подальшого аналізу.

Експериментальна ділянка запису реограми розбивається на окремі контури, потім (після усунення дихального патерну), кожен контур розкладається в ряд Фур'є, амплітуди та фази Фур'є-гармонік обчислюються за формулою ДПФ з однієї серії (отримані за одних і тих же фізичних умов) 1.11).



Малюнок 1.10 – Реоцикли відкориговані щодо дрейфу нуля і усереднений реоцикл

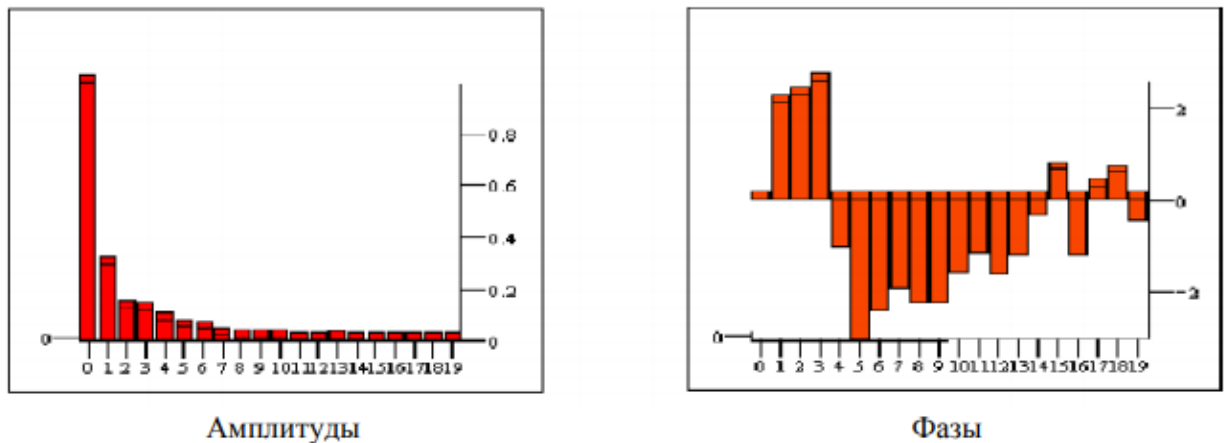


Рисунок 1.11 – Усереднені за контурами значення амплітуд та фаз
Фур'є гармонік

З малюнка 1.11 видно, що основну енергію сигналу несуть перші 15 гармонік. Природно припустити, що їх доцільно використовуватиме аналізу реограмм. Тому були взяті значення модулів і фаз перших 20 гармонік і вони потім використовувалися для формування вектора ознак.

Таким чином, було сформовано таблицю, поля якої відповідали 40 значенням Фур'є-гармонік (20 аргументів та 20 фаз). Записи цих таблиць відповідали 251 реоенцефалограм і 107 реоофтальмограм пацієнтів. Побудова класифікаційної моделі проводилося за допомогою нейронних мереж, що навчаються з учителем. Середня правильність розпізнавання прикладів становила 79,6% та 82,2% (таблиця 1.2).

Таблиця 1.2 - Порівняльна характеристика обробки РЕГ та РОГ

Клас	Реоенцефалограми			Реоофтальмограми		
	Вірних відповідей	Невірних відповідей	Усього прикладів	Вірних відповідей	Невірних відповідей	Усього прикладів
1 здоровий	Абс. 109	31	140	39	11	50

	%	77,8	22,2	56	78	22	46,7
2 глаукоми	Абс.	90	20	110	49	8	57
	%	81,8	18,2	44	85,9	14,1	53,3
Усього	Абс.	199	51	250	88	19	107
відповідей	%	79,6	20,4	100	82,2	17,8	100

Точність ідентифікації після збільшення обсягу вибірки реоенцефалограм і обсягу вибірки реоофтальмограм до 110 прикладів не змінювалася.

Для діагностики глаукоми використані фізіологічні параметри реограм, а також коефіцієнти, отримані при Фур'є перетвореннях реографічного сигналу в поєднанні з нейромережевою технологією, порівняльний аналіз показав, що використання цього універсального для представлення сигналів методу дозволяє скоротити кількість ознак сигналу при нейромережевому моделюванні без втрати точності ідентифікації.

Для ефективного розпізнавання сигналу за допомогою нейромережі необхідно скоротити кількість ознак сигналу до 12-16. При цьому помилка узагальнення становитиме від 20 до 30%. Можливе і подальше скорочення ознак без збільшення помилки у разі фізіологічних параметрів та Фур'є-коефіцієнтів до 8, що значно збільшує час навчання нейромереж [20].

1.4.2 Використання вейвлету перетворення для обробки реограм

В результаті одновимірного Фур'є перетворення можна отримати одновимірну інформацію про відносний тимчасовий внесок різних тимчасових масштабів. На відміну від цього, вейвлет-перетворення одновимірного ряду дає двовимірний масив амплітуд вейвлет-перетворення. Просторове розподілення цих значень, яке називають спектром коефіцієнтів вейвлет-

перетворення, дає інформацію про еволюцію відносного вкладу компонентів різного масштабу в часі [20].

Будь-яка обмежена та інтегрована функція може бути представлена у вигляді ряду:

$$f(t) = \sum_{n=0} S_{j,k} \Phi_{j,k} + \sum d_{j,k} \psi_{j,k}. \quad (1.18)$$

На деякому заданому рівні дозволу j де $\{\psi_{j,k}\}$ сімейство ортогональних функцій виду:

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k). \quad (1.19)$$

Функція ϕ називається скейлінг-функцією або масштабною функцією, її масштабовані та зміщені версії виглядають як:

$$\Phi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \phi(2^j t - k), \quad (1.20)$$

де $\Phi_{j,k}$ і $\psi_{j,k}$ утворюють ортонормальний базис;

$S_{j,k}$ та $d_{j,k}$ – вейвлет коефіцієнти.

Якщо ϵ коефіцієнти функції, виражені в термінах деякого базису масштабуючих функцій і представлені у вигляді вектора стовпця S_j , можна за допомогою вейвлет-перетворення створити версію цього вектора з нижчою роздільною здатністю S_{j-1} , що характеризується меншою кількістю коефіцієнтів. У такому разі функції $\Phi_{j,k}$ і $\psi_{j,k}$ служать низькочастотними і високочастотними фільтрами відповідно.

Вейвлетні методи використовуються для розпізнавання та виявлення ключових діагностичних ознак, а також для стиснення сигналів та зображень із мінімальними втратами діагностичної інформації.

У цьому роботі досліджувалась можливість використання коефіцієнтів отриманих при вейвлет розкладанні реограми як інформативних ознак для діагностики глаукоми. Для цього в системі MathCAD створено програму вейвлет-перетворення з використанням чотирьох коефіцієнтного базису Добеші (D4-конструкція). Конструкція має таку назву, тому, що кожен з її фільтрів має чотири елементи, при цьому використовуються наступні послідовності:

$$a = \frac{1}{4\sqrt{2}} (1 + \sqrt{3}, 3 - \sqrt{3}, 3 + \sqrt{3}, 1 - \sqrt{3}). \quad (1.21)$$

$$b = \frac{1}{4\sqrt{2}} (1 + \sqrt{3}, -3 + \sqrt{3}, 3 + \sqrt{3}, -1 - \sqrt{3}). \quad (1.22)$$

Програма включає процедуру усунення дихального патерну. Передобробка відрізняється тим, що кожен реоцикл уніфікується на предмет частоти дискретизації, частота дискретизації вибирається кратним ступеням двійки, що пов'язано з особливістю вейвлет-перетворення ($29 = 512$). Потім уніфіковані реоцикли, взяті з однієї серії, усереднюються. Усереднений реоцикл піддається вейвлет-перетворенню.

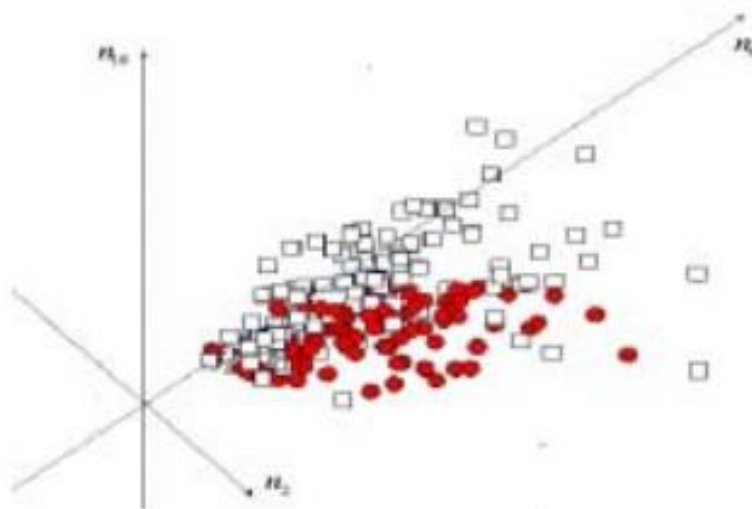
Інформаційною основою експертних систем є два набори векторів ознак, сформованих на основі вейвлет-коефіцієнтів, отриманих при розкладанні реоенцефалограм і реоофтальмограм. Число точок векторів ознак реоенцефалограм становить – 250, реоофтальмограм – 107. Для експерименту вибрано підмножину з 64 вейвлет-коефіцієнтів.

Метою даних досліджень було відтворення експертної класифікації пацієнтів (встановлення їх приналежності до класу пацієнтів, які мають глаукому або класу здорових) на основі ознак реограм, якими служать вейвлет коефіцієнти, а не фізіологічні параметри, або Фур'є-коефіцієнти, як у дослідженнях наведених вище.

При цьому в просторі вейвлет-коефіцієнтів немає чітких меж між класами – можливо глибоке проникнення об'єктів одного класу в безліч об'єктів іншого класу.

Побудова класифікаційних моделей виконується за допомогою учнів з учителем штучних нейронних мереж. Для відповідного кожної класифікаційної моделі набору даних виконується дослідження прогностичної здатності нейронної мережі в режимі екзамену. Для кожної класифікаційної моделі процес ковзаючого іспиту виконувався для різних початкових архітектур нейронної мережі з метою вивчення впливу архітектури та параметрів алгоритму навчання на точність рішення з метою їхньої оптимізації та досягнення максимальної точності рішення. При досягненні задовільної точності рішення для класифікаційної моделі, на всьому наборі прикладів навчалось 40 нейромереж, при цьому кожна з них проводила визначення найбільш значущих входних параметрів при мінімізації їх числа.

На малюнку 1.13 показано положення наявних точок даних реоенцефалограм у тривимірному просторі виділених найбільш значущих ознак (n_2 , n_6 , n_{18}), тут індекси відповідають порядковим номерам вейвлет-коефіцієнтів, отриманих при розкладанні реограм.



Малюнок 1.13 – Точки даних реоенцефалограм у просторі трьох

найбільш значущих ознак (червоні точки – клас 1, білі – 2)

У таблиці 1.3 представлена порівняльна характеристика результатів тестування нейромережевого класифікатора заснованого на вейвлет коефіцієнтах реограм на здатність диференціювати реоенцефалограми та реоофтальмограми хворих на глаукому та здорових осіб.

Для діагностики глаукоми використані фізіологічні параметри реограм, а також вейвлет перетворення в поєднанні з нейромережевою технологією, порівняльний аналіз показав, що використання цього універсального для представлення сигналів методу дозволяє скоротити кількість ознак сигналу при нейромережевому моделюванні без втрати точності ідентифікації.

Для ефективного розпізнавання сигналу за допомогою нейромережі необхідно скоротити кількість ознак сигналу до 12-16. При цьому помилка узагальнення становитиме від 20 до 30%. Можливе і подальше скорочення ознак без збільшення помилки у разі фізіологічних параметрів та вейвлет перетвореннях до 4, що значно збільшує час навчання нейромереж [21].

Таблиця 1.3 - Порівняльна характеристика результатів тестування нейромережевого класифікатора

Клас		Реоенцефалограми			Реоофтальмограми		
		Вірних відпові дей	Невірних відповіде й	Усього прикладі в	Вірних відповід ей	Невірних відповідей	Усього прикладів
1 здоровий	Абс.	117	23	140	42	8	50
	%	83,5	16,5	56	84	16	46,7
2 глаукоми	Абс.	95	15	110	52	5	57
	%	86,5	13,5	44	91,2	8,8	53,3
	Абс.	212	38	250	94	13	107

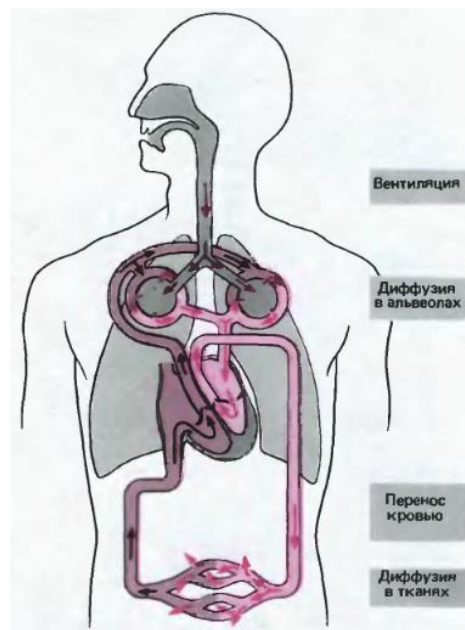
Усього відповідей	%	84,8	15,2	100	87,8	12,2	100
----------------------	---	------	------	-----	------	------	-----

2 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ

2.1 Особливості легеневого дихання

Живі клітини, як правило, одержують енергію в результаті окислювального розпаду поживних речовин, тому до них повинен постійно надходити кисень. У той самий час нормальна життєдіяльність клітин можлива лише за умови видалення кінцевого продукту метаболізму – вуглекислого газу.

Дихальні гази переносяться в організмі за допомогою конвекційного та дифузійного транспорту. Для перенесення речовин великі відстані служать процеси конвекційного транспорту – легенева вентиляція і транспорт газів кров'ю. Дифузійний транспорт (у легневих альвеолах і тканинах, що омиваються кров'ю) служить для перенесення газів лише на короткі відстані (менше 0,1 мм). При цьому він відіграє найважливішу роль у перенесенні O_2 та CO_2 у замкнуту систему кровообігу та з неї (рис. 2.1).



Малюнок 2.1 -Транспорт кисню

Перенесення кисню з навколишнього середовища у ті частини організму, де він поглинається клітинами, відбувається через ряд етапів у послідовності:

- 1) конвекційний транспорт до альвеол (вентиляція);
- 2) дифузія з альвеол у кров легеневих капілярів;
- 3) конвекційне перенесення кров'ю до капілярів тканин;
- 4) дифузія з капілярів у навколишні тканини.

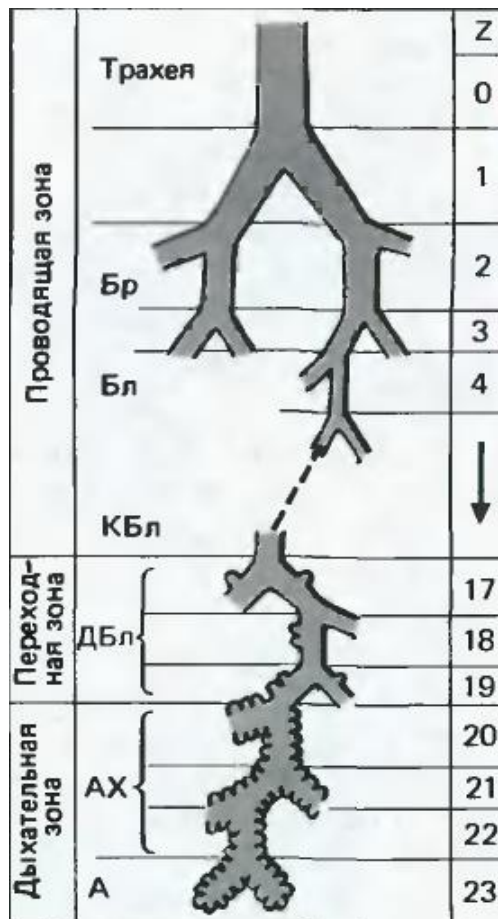
Процес видалення діоксиду вуглецю – газоподібного кінцевого продукту клітинного окисного метаболізму – включає ті самі чотири стадії у зворотній послідовності [22].

В апараті зовнішнього дихання або бронхолегеневої системи (БЛС) людини виділяють повітроносні шляхи та респіраторний (дихальний) відділ легень.

При надходженні повітря в газообмінні відділи легень за системою трубок, що гілкуються, він проходить через трахею, потім через два головні бронхи і далі через все більш дрібні гілки бронхіального дерева (рис. 2.2).

Аж до 16-го розгалуження, за яким йдуть кінцеві бронхіоли, єдина функція дихальних шляхів полягає у проведенні повітря. Після 19-го розгалуження утворюються дихальні бронхіоли, у стінках яких вже є окремі альвеоли. Після 20-го розгалуження починаються альвеолярні ходи, щільно оточені альвеолами. Ця зона легень, що виконує головним чином функцію газообміну, називається респіраторною (дихальною) зоною.

Аж до кінцевих бронхіол перенесення повітря дихальними шляхами відбувається виключно шляхом конвекції. У перехідній і дихальній зонах легень сумарна площа поперечного перерізу цих шляхів настільки зростає, що поздовжнє переміщення мас повітря стає незначним, і дедалі більшу роль транспорті газів починає грати дифузія.



Малюнок 2.2 – Схема розгалуження повітроносних шляхів

Бр – бронхи; Бл – бронхіоли; КБл – кінцеві бронхіоли; ДБл – дихальні бронхіоли; АХ – альвеолярні ходи; А – альвеоли.

Повітряні шляхи виконують не тільки повітропровідну функцію, але і виконують ряд допоміжних функцій:

- забезпечують очищення, зволоження та зігрівання повітря, що надходить;
- метаболічну;
- нейроендокринну;
- імунологічну;
- водообмінну;
- Депонування крові.

У респіраторному відділі легень відбувається збагачення венозної крові киснем та виділення надлишкової кількості вуглекислого газу в альвеолярне повітря.

Переміщення газів (легкі – кров – тканини) здійснюється під впливом різниці парціальних тисків та напруг цих газів у кожному із середовищ організму.

Парціальний тиск кисню в повітрі, що заповнює альвеоли легень, близько 100 мм ртутного стовпа, а його напруга у венозній крові, що притікає до легень, близько 40 мм ртутного стовпа. Внаслідок різниці тисків кисень з альвеол прямує до крові, де зв'язується з гемоглобіном еритроцитів.

Парціальний тиск вуглекислого газу в альвеолярному повітрі становить 40 міліметрів ртутного стовпа, а його напруга в венозній крові, що припливає до легких, – 48 міліметрів ртутного стовпа. Внаслідок різниці тисків вуглекислий газ перетворюється на альвеоли.

В альвеолах відбувається газообмін між кров'ю легеневих капілярів та повітрям, що міститься у легенях. Підраховано, що загальна кількість альвеол дорівнює приблизно 300 млн., а сумарна площа поверхні приблизно 80 м². Діаметр альвеол становить 02 - 03 мм. Кожна альвеола оточена щільною мережею капілярів, тому площа контакту крові, що протікає капілярами, з альвеолами дуже велика [23].

В артеріальній крові, що притікає до тканин, напруга кисню вища, ніж у тканинах, а напруга вуглекислого газу, навпаки, значно нижча. Внаслідок цього кисень переходить з крові в тканини і включається в цикл метаболічних процесів, а вуглекислий газ, в надлишку міститься в тканинах, переходить в кров і потім переноситься в легені. Процес газообміну відбувається безперервно до тих пір, поки існує різниця парціальних тисків і напруг газів у кожному із середовищ, що беруть участь у газообміні вирішальним фактором, що зумовлює безперервність газообміну, є сталість газового складу альвеолярного повітря.

Газообмін між альвеолярним повітрям та кров'ю здійснюється шляхом дифузії. Для того, щоб такий газообмін був досить ефективним, необхідна не тільки велика обмінна поверхня, але і якомога менша дифузійна відстань.

Газообмін у легенях та насичення крові киснем здійснюється за участю судин малого кола кровообігу (МКК). Основний стовбур легеневої артерії починається від правого шлуночка серця і незабаром ділиться на ліву та праву гілки, що входять у легені. Усередині легких гілки легеневої артерії, діаметр яких прогресивно зменшується в міру розгалуження, супроводжують відповідні повітроносні шляхи аж до початку ацинуса, де артеріоли переходять у густу мережу капілярів, площа якого відповідає поверхні альвеол. Кров, насичена киснем, потрапляє у вени. Закінчується МКК чотирма великими венами, що впадають у ліве передсердя.

Важливим для системної гемодинаміки є питання про співвідношення між об'ємом крові, що міститься у великому колі кровообігу, та об'ємом крові, що знаходиться в органах грудної клітки (легкі, порожнини серця).

Вважається, що в судинах легень міститься до 15%, а в порожнинах серця (у фазі діастолі) – до 10% усієї маси крові, тому центральний (внутрішньогрудний) обсяг крові може становити до 25% загальної кількості крові в організмі.

Хвилинний об'єм кровотоку (МОК) по малому колу такий самий, як і по великому, і становить спокій від 4 до 8 літрів на хвилину. Середній час кровотоку через легеню від 4 до 6 секунд, через легеневі капіляри близько 0,75 секунд, а при інтенсивній роботі м'язової приблизно 0,25 секунд.

Нормальний тиск у легеновому стовбурі у стані спокою (випробуваний знаходиться у горизонтальному положенні) не перевищує 15-20 мм ртутного стовпа. Капілярний легеневий тиск дорівнює 6-9 мм ртутного стовпа, іноді досягає 12 мм ртутного стовпа і мало залежить від віку. Якщо тиск у легеновому стовбурі перевищує 25 міліметрів ртутного стовпа, говорять про артеріальну гіпертензію (допустимі коливання в межах 15-25 мм ртутного стовпа). У важких випадках систолічний тиск у легеновому стовбурі людей

може підвищуватись у 5-15 разів у порівнянні з нормою і бути вищим, ніж у великому колі.

Тиск у легеневій артерії починає помітно збільшуватися при підвищенні об'єму кровотоку в 2- 3 рази. Це тим, що значна частина капілярів легені у спокої не функціонує і розкривається лише за навантаженні (резервні капіляри). Таким чином, опір кровотоку знижується зі збільшенням інтенсивності роботи правого шлуночка і тиск у ньому довгий час залишається стабільним.

Процес газообміну між повітрям і кров'ю є складним механізмом взаємодії різних функціональних систем організму, результатом діяльності яких є певний обсяг альвеолярного повітря, транспорт газів з альвеол у кров, транспорт газів кров'ю, споживання кисню та виділення вуглекислоти тканинами у процесі метаболізму (рис. 2.2) [24].

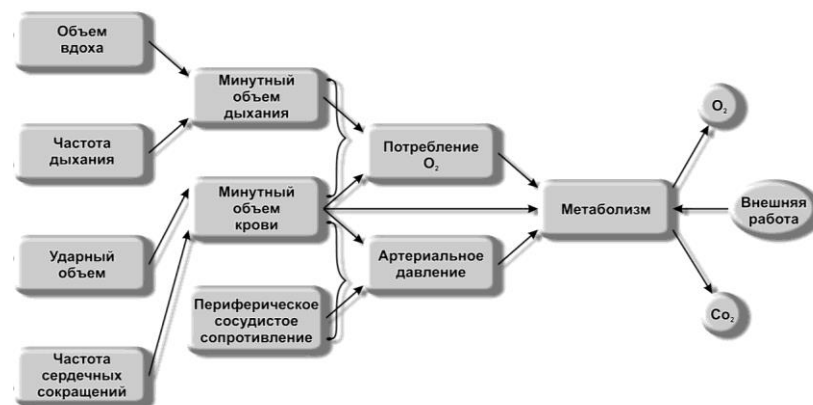


Рисунок 2.2 – Система забезпечення достатності об'ємного кровотоку та дихання

2.2 Патології легеневого дихання

Патологічні процеси, локалізовані в системі дихання, можуть мати моноетилогічне та поліетилогічне походження. Патологічні процеси в легенях часто призводять до виникнення чітко виражених синдромів зі схожим патогенезом та віддаленими наслідками, які локалізуються у сфері тканинного

дихання, зовнішнього дихання, транспорту газів кров'ю, порушенням водного балансу та в механізмах нейрогуморальної регуляції дихання.[25].

Фізіологічна система дихання чуйно реагує на зміни в центральній нервовій, серцево-судинній, травній системах організму (рис. 2.3). Найчастіше відбувається ураження системи зовнішнього дихання та гемодинаміки малого кола кровообігу. При хронічних неспецифічних захворюваннях легень насамперед страждає вентиляція.

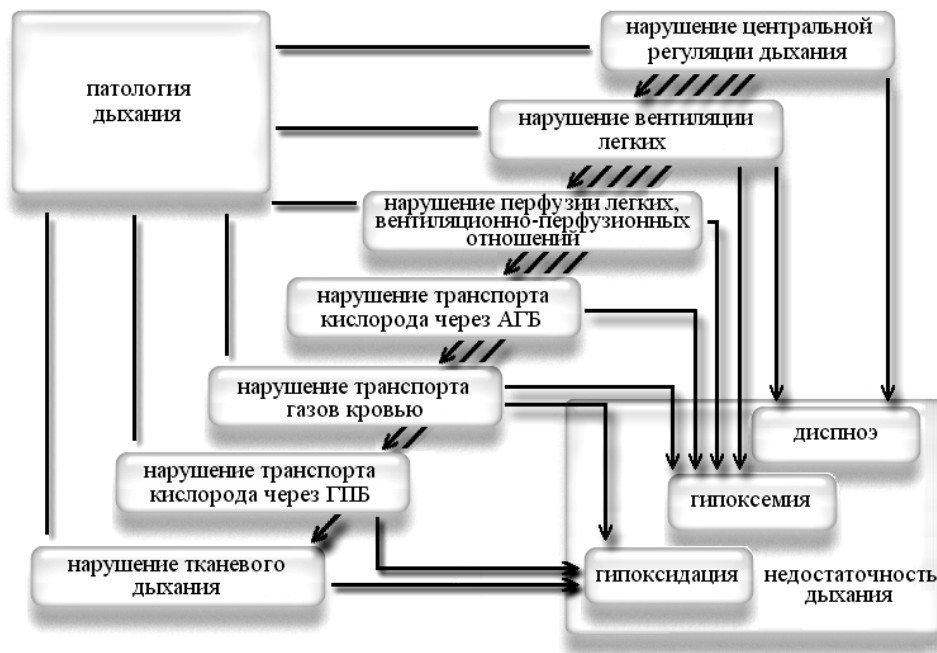


Рисунок 2.3 – Схема патогенетичних механізмів розвитку різних форм недостатності дихання

Порушення вентиляції може розвиватися внаслідок патологічного процесу, первинна причина якого знаходиться поза легеневою тканиною: розлади центральної регуляції дихання, як результат патологічних процесів у виконавчих механізмах здійснення дихальних рухів, внаслідок порушення анатомічної цілісності та герметичності плевральної порожнини, при здавлюванні грудної клітки ззовні гемодинаміки малого кола кровообігу[26].

Пневмоторакс - скупчення повітря в плевральній порожнині, що веде до спадання тканини легені, зміщення середостіння (простір у середніх

відділах грудної порожнини) у здоровий бік, стискання кровоносних судин середостіння, опущення купола діафрагми, що, зрештою викликає розлад функції дихання і кровообігу [27].

Розрізняють відкритий та закритий пневмоторакс. Відкритий пневмоторакс виникає при попаданні повітря в плевральну порожнину ззовні (при порушенні цілісності грудної клітки). При надходженні повітря зсередини, внаслідок пошкодження легені та плеври, розвивається закритий пневмоторакс.

Спонтанний пневмоторакс - скупчення повітря в плевральній порожнині, не пов'язане з механічним пошкодженням грудної клітки або легеневої тканини при травмі або лікувальних впливах. Частота спонтанного пневмотораксу становить 0,5 – 1% від усіх пульмонологічних захворювань.

В основі первинного спонтанного пневмотораксу лежить розрив субплевально розташованих емфізематозних булл, утворення яких пов'язане з вродженими дефектами еластичних структур легеневої тканини або з наявністю кіст з термінальних бронхіол, що аномально розвинулися. Можливий також розрив легеневої тканини в зоні плевральних зрощень при кашлі та форсованому диханні. Вторинний спонтанний пневмоторакс виникає при прориві патологічного вогнища в плевральну порожнину у хворих з деструктивними процесами легень (абсцес, гангрена, інфаркт легені, туберкульозна каверна), хронічними обструктивними захворюваннями (хронічний бронхіт, бронхіальна астма, гістикозомісти, бронхіальна астма).

Більшість хворих спостерігається правостороння локалізація пневмотораксу, дуже рідко двостороння. Розрізняють відкритий, закритий та клапанний пневмоторакс. При відкритому порожнину плеври повідомляється з просвітом бронхів, при закритому дефекті в плеврі закривається в результаті колапсу легені, запалення та випадання фібрину. При клапанному пневмотораксі повітря входить під час вдиху до плевальної порожнини, але на видиху дефект закривається. В результаті наростає внутрішньоплевральний тиск з розвитком напруженого пневмотораксу, зміщенням органів

середостіння у протилежний бік, наростанням дихальної та серцевої недостатності.

Залежно від обсягу повітря в плевральній порожнині та ступеня колапсу легені розрізняють повний та частковий пневмоторакс. Останній утворюється за наявності плевральних зрощень чи невеликому дефекті [28].

Гемоторакс – внутрішньоплевральна кровотеча, що призводить до скупчення крові в плевральній порожнині, що супроводжується стиском легені та зміщенням органів середостіння в протилежний бік. При гемотораксі відзначається біль у грудній клітці, утруднення дихання, розвиваються ознаки гострої крововтрати (запаморочення, блідість шкірних покривів, тахікардія, гіпотонія, холодний липкий піт, непритомність).

Виділяють три групи причин, що найчастіше призводять до розвитку гемотораксу: травматичні, патологічні та ятрогенні.

Під травматичними причинами розуміють проникаючі поранення чи закриті ушкодження грудної клітки. До причин гемотораксу патологічного характеру відносять різні захворювання: анеризму аорти, туберкульоз легень, рак легені або плеври, абсцес легені, новоутворення середостіння та грудної стінки, геморагічний діатез та ін. Ятрогенними факторами, що призводять до розвитку гемотораксу, виступають ускладнення після операцій на , торакоцентезу, дренажування плевральної порожнини, катетеризації центральних вен

Скупчення крові в порожнині плеври викликає компресію легені на стороні ураження та зміщення органів середостіння на протилежний бік. Це супроводжується зменшенням дихальної поверхні легені, виникненням розладів дихання та гемодинаміки. Тому при гемотораксі нерідко розвивається клініка геморагічного та кардіопульмонального шоку з гострою дихальною та серцевою недостатністю [29].

2.3 Фізичні основи реографії

Біологічні об'єкти з фізичної точки зору є провідниками особливого роду, характеристики яких значно відрізняються від інших провідників. Живі тканини є складною гетерогенною структурою з різними діелектричними проникностями. Встановлено, що тканини людського тіла здатні проводити як постійний, і змінний струм. Проходження електричного струму через біологічні матеріали пов'язані з наявністю вільних заряджених частинок [1].

Реографія (імпеданс-плетизмографія) — неінвазивний метод дослідження кровопостачання органів, в основі якого лежить принцип реєстрації змін електричного опору тканин у зв'язку із зміною кровонаповнення. За допомогою цього методу одержують реограми головного мозку (реоенцефалограми), серця (реокардіограми), магістральних судин, легенів, печінки та кінцівок. Щодо легких реографічний метод дає можливість реєстрації двох основних та тісно взаємопов'язаних функцій цього органу — вентиляції та легеневого кровообігу шляхом реєстрації змін електропровідності у зв'язку зі зміною їх повітряного наповнення протягом акту дихання та реєстрації коливань електропровідності легень внаслідок пульсових коливань кровонаповнення їх.

Чим більший приплив крові до тканин, тим менший їхній опір. Для отримання реограм через тіло пацієнта пропускають змінний струм частотою 50-100 кГц, малої сили (не більше 10 мкА), створений спеціальним генератором [2].

Різні середовища та тканини живого організму мають різну електропровідність. Найбільшу електропровідність має спинномозкова рідина та сироватка крові, дещо меншу — кров та м'язова тканина; ще меншу — жирова та сполучна тканини. Поганими провідниками є роговий шар шкіри та кісткова тканина.

Як відомо, електропровідність (q) — величина зворотна опору провідника і виражається формулою:

$$q = \frac{1}{R}, \quad (2.1)$$

де R - Електричний опір.

Під час досліджень тканин біологічного об'єкта визначають не електропровідність, а опір електричному струму. Опір провідника виражається формулою:

$$R = \rho \frac{l}{S}, (2.2)$$

де ρ – питомий опір;

S – переріз провідника;

l - Довжина провідника.

При проходженні постійного струму через живі тканини сила струму (I_0) не залишається постійною, а починає падати, доки не встановиться на нижчому постійному рівні (I_T). Це пояснюється тим, що в біосистемі виникає зустрічна електрорушійна сила (ЕРС) при проходженні через неї струму. Що зумовлює виникнення у тканинах біологічної системи поляризаційної ємності, величина якої може бути обчислена за формулою:

$$C_p = \frac{\int_0^T I dt}{R(I_0 - I_T)}, (2.3)$$

де C_p -поляризаційна ємність;

R – опір;

I – сила струму;

I_0 - Початкова сила струму;

I_T – кінцеве значення сили струму.

Зміна сили струму від (I_0) до (I_T) відбувається за прямої лінії, а має нелінійний характер. Тоді як згідно із законом Ома, струм у провіднику, за постійної різниці потенціалів, повинен бути постійним у часі. Це свідчить про

нелінійність біологічної тканини. Виходячи з цього, закон Ома для біологічного об'єкта слід записати:

$$I = \frac{U - P(t)}{R}, (2.4)$$

де U - Різниця потенціалів;

$P(t)$ - ЕРС поляризації як функція часу.

Виникнення ЕРС поляризації пов'язане із здатністю живих клітин накопичувати заряди при проходженні через них струму. Залежно від здатності до поляризації питомий опір тканин коливається у різних межах [1, 30].

Поляризаційна ємність різних біологічних об'єктів, виміряна при постійному струмі низької частоти (50-500 Гц), досягає більших величин від 01 до 10 мкФ/см². Щоб уникнути поляризації щодо опору біологічних об'єктів використовується змінний струм.

При пропущенні змінного струму через живу тканину виникає як активний, або омичний (R), так і реактивний, або ємнісний (X), опору, сумарне значення яких називається повним комплексним опором, або імпедансом (Z).

Омичний опір визначається іонною провідністю, ємнісний опір обумовлений утворенням в момент проходження струму подвійних електричних шарів на поверхнях кордонів різних тканинних структур і клітинних мембран і виражається формулою:

$$X = \frac{1}{\omega C}, (2.5)$$

де $\omega = 2\pi f$ - кругова частота.

Повний комплексний опір для живої тканини виражається формулою:

$$Z = \sqrt{R^2 + X^2}. (2.6)$$

При пропущенні змінного струму через живу тканину в ній виникає також, хоча і меншою мірою, ніж при постійному струмі, поляризаційні явища, що складаються в основному з внутрішньотканинної поляризації та поляризаційних явищ на межі електрод-тканина.

Електричний опір біологічних об'єктів великою мірою залежить від частоти змінного струму. На низьких частотах поляризаційні явища характеризуються великим значенням поляризаційної ємності та активного опору. Для біологічних систем характерна велика величина зсуву фаз (до 65°). Це показує, частка ємнісного опору в біологічних об'єктах велика. Відповідний кут зсуву фаз виражається формулою:

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{X}{R}, \quad (2.7)$$

де X - ємнісний опір;

R – активний опір.

Наприклад, величини кута зсуву фаз, отримані під час вимірювання біологічних тканин на частоті 103 Гц, становлять: м'язи кролика – 65°, шкіра жаби – 55°, шкіра людини – 55°. Наведені значення залишаються постійними і при зміні частоти в деяких межах, що свідчить про те, що ємність у біологічних системах з ємнісною та омичною компонентами має не статичний, а поляризаційний характер [31].

При проходженні змінного струму через живі тканини концентрація іонів у напівпроникних клітинних мембран зменшується з підвищенням частоти змінного струму. Внаслідок цього поляризаційні явища в тканинах зменшуються зі зростанням частоти, але в частотах вище 500 кГц практично відсутні.

Жива тканина біологічного об'єкта являє собою об'ємний провідник зі складною структурою та характеристиками, що змінюються. Електрична

провідність живих тканин відрізняється великою своєрідністю, що є особливістю біологічних систем, у яких безперервно відбуваються обмінні процеси.

Існує зв'язок між змінами кровонаповнення органів, їх обсягу та електричного опору. Вивчаючи залежність електричного опору органів людини від припливу та відтоку крові, встановили, що жива тканина при зміні пульсового кровонаповнення, обумовленого серцевою діяльністю, змінює електричний опір різних ділянок тіла приблизно від 0,05 до 0,5% від постійного значення. Електричний опір живої тканини знаходиться в складній залежності від струму, що проводиться до тканини, і особливості тканинних структур [1].

2.3.1 Еквівалентні схеми заміщення ділянки тіла

Тканини живого організму складаються із структурних елементів – клітин, що омиваються тканинною рідиною. Така система представляє два середовища, що порівняно добре проводять струм (тканинна рідина і цитоплазма клітини), розділені напівпровідним шаром – клітинною мембранною.

Електрична модель біологічного об'єкта може бути представлена у вигляді різних комбінацій ємностей та опорів у вигляді різних еквівалентних схем. Отже, еквівалентна електрична схема ділянки тканин живого організму, що знаходяться між накладеними на поверхню тіла електродами, може бути складена з резисторів та конденсаторів. Найбільш простими є еквівалентні схеми з послідовним та паралельним з'єднанням R та C елементів. На малюнку 2.4 наведено приклади еквівалентних схем живої тканини [1].

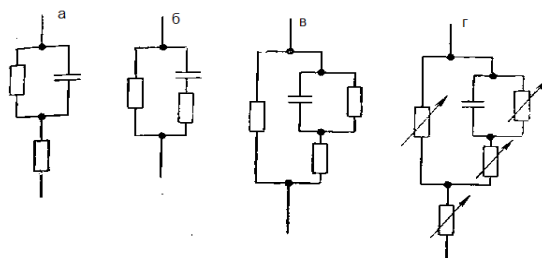


Рисунок 2.4 – Приклади еквівалентних схем живої тканини

а – для поверхневих шарів шкіри та підшкірної клітковини; б – для м'язових тканин; в – для глибших шарів тіла та внутрішніх органів; г – для внутрішньочерепної області.

У разі послідовного з'єднання струм, що йде через омичний опір, дорівнює струму, що йде через ємність ($I_R = I_C$). Падіння напруги на опір V_R та ємності V_C - різне і виражаються формулами:

$$V_R = R \cdot I_R . (2.8)$$

$$V_C = I_C \cdot R_C . (2.9)$$

Імпеданс при паралельному опорі виражається формулою:

$$Z = R - i \frac{1}{\omega C}, (2.10)$$

де i - уявна одиниця $(\sqrt{-1})$

Тангенс кута зсуву фаз визначається ставленням:

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{1}{\omega C R}. (2.11)$$

При паралельному з'єднанні елементів напруга, прикладена до активного опору та ємності, однакова ($V = V_R = V_C$). Струм, що протікає через систему з паралельним з'єднанням елементів, розгалужується і виражається формулою:

$$I = V \sqrt{\frac{1}{R^2} + \omega^2 C^2} . \quad (2.12)$$

Імпеданс при послідовному опорі виражається формулою:

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{R} + i \frac{1}{R_C} . \quad (2.13)$$

Де R_C – ємнісний опір.

Тангенс кута зсуву фаз визначається ставленням:

$$\operatorname{tg} \varphi = \omega C R . \quad (2.14)$$

У схемі з послідовним з'єднанням ємності та омичного опору при низьких частотах виходять великі відхилення досвідчених значень імпедансу від розрахункових. Імпеданс системи з паралельним з'єднанням при високих частотах прагне нулю, у живих об'єктів сумарний опір знижується лише певної величини [31].

Для живих клітин, очевидно, характерно складніше поєднання послідовного та паралельного з'єднань елементів.

Фріке і Морзе, вимірюючи опір червоних кров'яних кульок, отримали рівняння, яким відповідає схема, зображена малюнку 2.5, I.

В.А. Петров провів дослідження проходження ступінчастої напруги через нерв. Він припускає існування процесів, аналогічних електричному розряду. Їм запропоновано іншу схему, зображену на малюнку 2.5, II.

Дещо складнішу схему запропонував Шван, зображену на малюнку 2.5, III. Ці схеми певною мірою можуть бути моделями проведення струму живими тканинами. Однак жодна з них не може точно відтворювати закономірності, властиві складним біологічним системам.

Численними дослідженнями встановлено, що з живих клітин і тканин характерна зміна імпедансу щодо його різних частотх змінного струму. При цьому показано, що відбувається зміна як реактивної, так і активної складових.

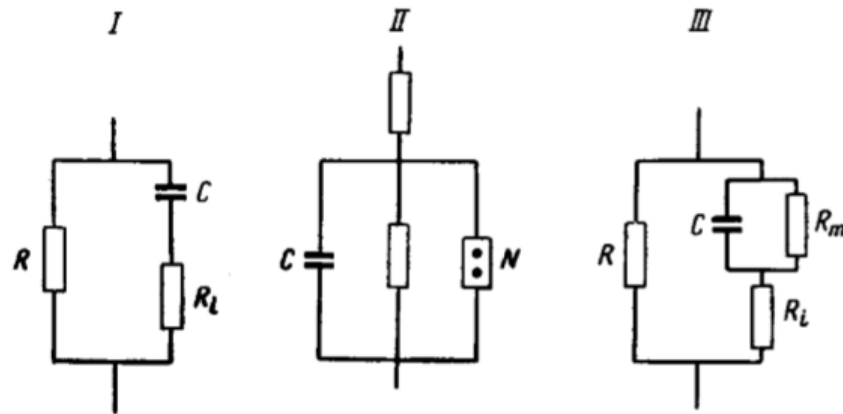


Рисунок 2.5 – Приклади еквівалентних схем: I-схема Фріке та Морзе; II - схема Петрова; III – схема Швана.

R – омичний опір міжклітинної рідини, R_L – опір вмісту клітини, R_m – омичний опір мембрани, C – ємність мембрани, N – неонові лампа – модель елемента, у якому відбувається розряд.

З електротехніки відомо, що в системі з паралельним з'єднанням реактивна та активна складові опору, що є функціями частоти змінного струму, можуть бути розраховані за формулами [35]:

$$R_{\omega} = \frac{R}{1 + (\omega CR)^2}, \quad (2.15)$$

де R - опору активної складової.

$$X_{\omega} = \frac{\omega CR^2}{1 + (\omega CR)^2}, \quad (2.16)$$

де X_{ω} – опору реактивної складової.

Частотні властивості імпедансу переважно відображаються двома способами. Як приклад розглянемо модель Фріке і Морзе на малюнку 2.5, І. Імпеданс такої схеми є комплексною величиною і може бути записаний формулою:

$$Z = R_{eq} + j X_{eq} , (2.17)$$

де j - уявна одиниця,

R_{eq} – еквівалентна активна складова імпедансу,

X_{eq} - еквівалентна реактивна складова імпедансу.

Інший варіант подання імпедансу виражається формулою:

$$Z = |Z|e^{j\varphi} , (2.18)$$

де $|Z|$ – модуль імпедансу,

φ - Фазовий кут імпедансу.

Реактивна та активна складові, модуль та фазовий кут імпедансу залежать від частоти. Графіки відповідних залежностей наведено малюнку 2.6.

По горизонтальній осі відкладено значення десятичного логарифму частоти, що змінюється від 1 Гц до 108 Гц. Величини X_{eq} та φ насправді негативні, і на графіках показані їх абсолютні величини. Вплив ємності, що характеризується величинами X_{eq} і φ , прагне нулю, як у низьких, і на високих частотах [36].

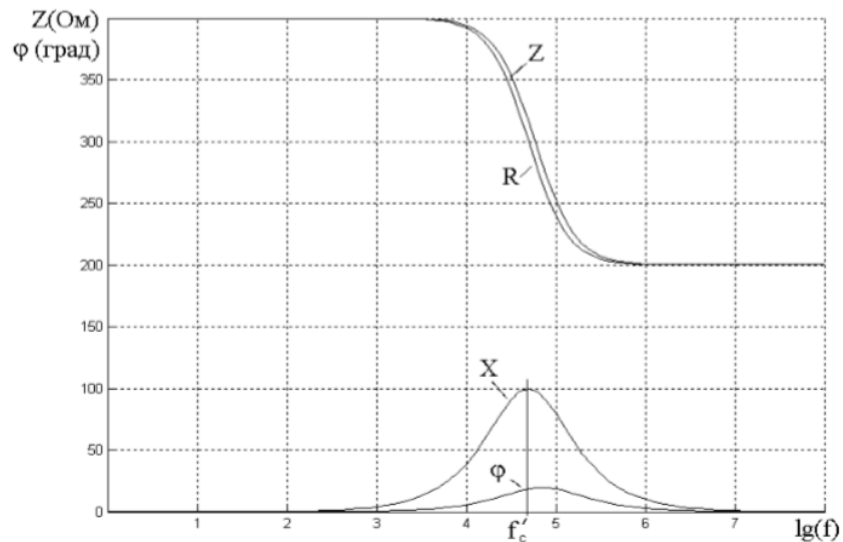


Рисунок 2.6 – Частотні залежності параметрів імпедансу моделі Фріке та Морзе

2.4 Апаратура для проведення реографічних досліджень

Реєстрація реограм здійснюється за допомогою реографа, який складається з наступних основних елементів: генератора високої частоти, вхідного пристрою, підсилювачів низької частоти та постійного струму, фільтра нижніх частот, синхронного детектора, калібрувального пристрою, аналого-цифрового перетворювача та реєстратора.

Генератор зондувального струму високої частоти призначений для отримання коливань високої частоти струму (30-120 кГц). У режимі «Вимірювання» вихідний струм генератора надходить через трансформатор і струмові або зондувальні електроди на біооб'єкт, що досліджується [37].

Падіння напруги, створюване при проходженні струму високої частоти через біооб'єкт, за допомогою потенційної електродної групи подається на вхідний пристрій де здійснюється попереднє посилення. У режимі "Калібрування" струм надходить на калібрувальний пристрій для перевірки зондувальних сигналів на відповідність необхідним параметрам.

Після попереднього посилення у вхідному пристрої сигнал високої частоти надходить на синхронний детектор, на виході якого отримують низькочастотний сигнал, пропорційний зміні вхідного імпедансу біооб'єкта досліджуваного при його кровонаповненні.

Далі сигнал надходить на підсилювач постійного струму та підсилювачі низької частоти. З виходу підсилювача постійного струму отримують повільні зміни напруги, що відповідають сигналу реоплетизмограми, а з виходу підсилювача низьких частот отримують, власне, реограми сигнал.

Далі сигнал надходить на аналогово-цифровий перетворювач, де здійснюється перетворення безперервних у часі сигналів у двійковий цифровий код. Фільтр нижніх частот призначений зменшення впливу мережевої перешкоди.

Найважливіша вимога до реографів – електрична безпека пацієнта. Виконання цієї вимоги полегшується тим, що частота зондувального струму досить висока і його можна підводити до пацієнта, а також знімати сигнал через малогабаритні трансформатори, які забезпечують гальванічну розв'язку.

Реографи виконуються, зазвичай, багатоканальними у тому, щоб можна було порівнювати гемодинамічні параметри різних ділянок тіла. Зазвичай за допомогою реографа виконується контроль постійної складової опору ділянки тіла та його повільних змін (реоплетизмограма), пульсових змін опору (реограма) та її першої похідної (диференціальна реограма).

Перші реографи були бруківки з ручним або автоматичним балансуванням. На малюнку 2.7 наведено функціональну схему реоплетизмографа РПГ 2-01. При розбалансуванні вимірювального моста, який живиться напругою від генератора (ГСЧ), з його вимірювальної діагоналі з'являється напруга U , яка змінюється по амплітуді та фазі. Воно посилюється УВЧ і надходить фазовий детектор (ФД). Після фільтрації та посилення в підсилювачі постійного струму (УПТ) напруга постійного струму надходить на електродвигун, який приводиться в обертання та, переміщуючи двигун потенціометра $R_{п1}$, балансує міст. Одночасно переміщається двигун

потенціометра $R_{п2}$, якого підключений вимірювальний прилад, що показує постійний опір об'єкта (реоплетизмограма).

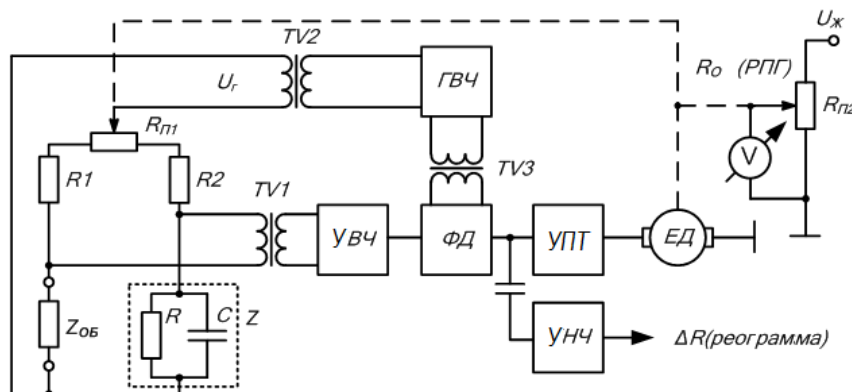


Рисунок 2.7 – Функціональна схема реографа з мостовим вимірювальним ланцюгом

Швидкі зміни сигналу, спричинені пульсовими коливаннями опору, посилюються УНЧ, на виході якого формується реограма.

Згодом були розроблені мостові реографи з електронним балансуванням, наприклад, багатоканальний реограф 4РГ-01. Основу його вимірювального ланцюга становить кільцевий демодулятор (рис. 2.8).

Недоліком реографа 4РГ-01 є гальванічний зв'язок об'єкта з демодулятором та підсилювачем, що призводить до необхідності застосування окремого джерела живлення для кожного каналу, добре ізольованого від мережі.

Розроблялися також реографи з гармонійними джерелами зондувального струму та резонансними підсилювачами. Вони можуть мати різні робочі частоти каналів або однакові, тобто із загальним генератором. Під час зондування гармонійними струмами виникають труднощі з їх стабілізацією (позначається нестабільність частоти генераторів та налаштування резонансних контурів).

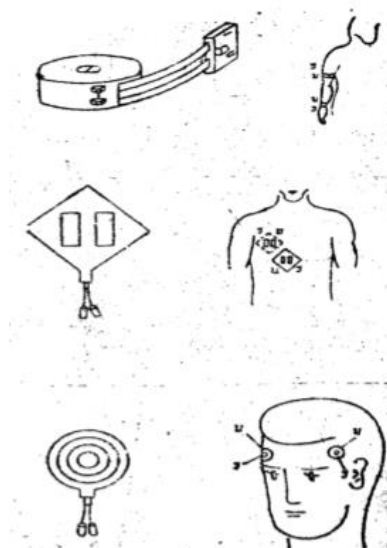


Рисунок 2.9 – Форма електродів для реографічних досліджень

Переважно, електроди повинні мати дещо шорстку поверхню, тому що в цьому випадку істотно знижуються перешкоди, пов'язані з рухами пацієнта.

Оскільки безпосереднє накладення електродів на шкіру біологічного об'єкта не забезпечує достатньо повного і стійкого контакту по всій поверхні прилягання, то при проведенні досліджень використовують контактні засоби у вигляді електродних паст або фланелевих прокладок, просочених гіпертонічним розчином NaCl.

Виділення поту, що супроводжується зволоженням шкіри, значно зменшує її електричний опір, тоді як виділення сальних залоз відіграють протилежну роль, внаслідок чого створюється мінливість контакту в шарі електрод – тканина. Підсихання шкірного покриву під електродами створює зміну опору в контактному шарі, що є додатковим джерелом його нестабільності [40].

При контакті електродів та шкіри у шарі електрод – тканина виникають процеси електрохімічного характеру, що ведуть до поляризаційних явищ.

У реографії та плетизмографії переважно використовуються двоелектродні (біполярні) та чотириелектродні (тетраполярні) схеми включення біологічних об'єктів. При використанні біполярної методики для

отримання реограм до досліджуваної ділянки підключаються два електроди, кожен з яких одночасно є струмовим і вимірювальним, при використанні чотириелектродної схеми підключаються чотири електроди, де два зовнішні електроди є струмовими, а два внутрішніх вимірювальними [41].

Двоелектродні системи здебільшого не складні за своєю структурою та методикою застосування.

У клінічній медицині біполярний метод реографії широко застосовують визначення стану кровообігу у великих органах (легкі, печінка, головний мозок) і кінцівках.

Однак двоелектродні системи мають ряд істотних недоліків, що іноді обмежують їх застосування в багатоканальних біоімпедансних дослідженнях та динаміці через складність налаштування кожного каналу, ручного калібрування, чутливості до артефактів та ін. У біполярній схемі електричне поле охоплює частини тіла або органу, розташовані не тільки електродами, але й зовні від них, що позбавляє можливості точно описати ділянку, що знаходиться під наглядом [42].

Використання чотириелектродної схеми забезпечує велику однорідність струму, що проходить через досліджувану ділянку, і зменшує вплив на результат вимірювань варіацій опорів на кордоні електрод – шкіра, чотириелектродні системи менше схильні до артефактів та міжканальних зв'язків.

Чотирьохелектродна методика більш точна, бо різко (до мінімуму) знижується вплив контактного опору та електродної поляризації. Це дозволяє високим ступенем точності виміряти імпеданс глибинних тканин. Крім того, досить точно одержувані відомості про базисний імпеданс дозволяють дати кількісну оцінку основним гемодинамічних показників.[43].

2.6 Техніка проведення реографічних досліджень

Дослідження проводять у горизонтальному положенні хворого, натще або через дві години після їди та 10-хвилинного відпочинку при температурі 20–22 °С. Реєстрація реограм зводиться до фіксації електродів, регулювання реографа, запису калібрувального імпульсу, реографічної кривої та вимірювання базового імпедансу. Крім того, для визначення ударного об'єму серця вимірюють відстань між електродами, периметр грудної клітки, зростання хворого [44, 45].

При записі реограми звичайним біполярним способом відповідних ділянок тіла фіксують два електроди, локалізація електродів залежить від виду дослідження.

Електроди щільно фіксують гумовим ремнем. Залежно від зони вимірювання інтегрального та регіонального базового імпедансу електроди розміщують у певних зонах (рис. 2.10).

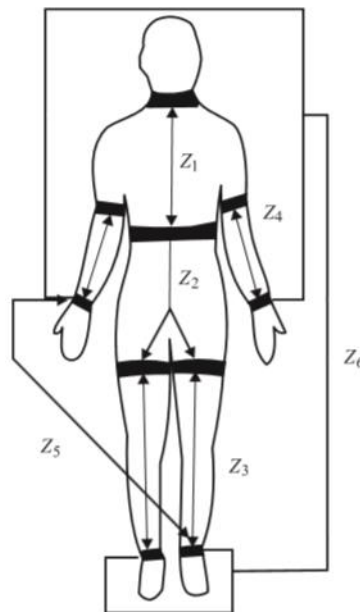


Рисунок 2.10 – Вимірювання інтегрального та регіонального імпедансу

При визначенні інтегрального імпедансу тіла електроди розміщують у нижній третині правого передпліччя та лівої гомілки – Z5. Положення електродів Z1 дозволяє оцінити базовий імпеданс органів грудної порожнини, Z2 – органів черевної порожнини, Z3 – нижніх кінцівок, Z4 – верхніх кінцівок, Z5 – інтегральний імпеданс тіла.

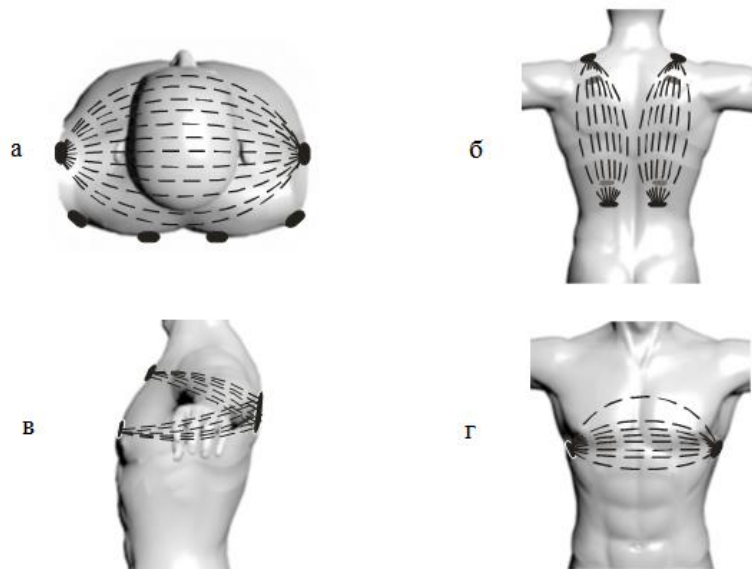
За методикою М.І. Тищенко (Z6) інтегральний імпеданс тіла визначають шляхом фіксації однієї пари об'єднаних електродів у нижній третині обох передпліч, а інший – у нижній третині обох гомілок. Для вивчення фаз систоли правого та лівого шлуночків реєструють реограми аорти та легеневої артерії. Для запису біполярної реограми аорти один електрод (2,5-3 см) накладають на область груднини біля місця прикріплення II ребра, а другий над остистим відростком V грудного хребця, при реографії легень один електрод (3×4 см) фіксують у другому міжребер'ї по лівій окологрудинній лінії, другий (6×10 див) – праворуч лише на рівні лопатки [46].

При тетраполярної реографії зону дослідження обмежують двома вимірювальними електродами, назовні від яких мають два струмових. При такому способі відпадає необхідність у прокладках та пастах. Електроди закріплюють на досліджуваній ділянці тіла після знежирення спиртом. Реограму та її першу похідну записують після регулювання реографа та калібрувального сигналу в 0,1 Ом при швидкості руху паперу 50 мм/с та затримці дихання на спокійному видиху. Для клінічної оцінки реографічних хвиль записують 4-5 циклів реограми. Базовий імпеданс визначають за цифровими показниками індикатора [47].

При використанні методу сегментарної реографії, для проведення реографічних досліджень легень, необхіднотримуватися певних методичних умов, щоб забезпечити високу якість реєстрації кривих, що дуже важливо для зіставлення одержуваних результатів і правильного їх трактування [48, 49].

Розміщення електродів на грудній клітці, необхідно виконувати тільки таким чином, щоб відстань між електродами під час дихальних рухів практично не змінювалося (розміщувати по середньопухвових лініях, на задній поверхні грудної клітки, фактично в одній площині).

Схеми розташування електродів за основних методик дослідження функції вентиляції і кровотоку представлені на малюнку 2.11.



Малюнок 2.11 – Схеми розташування електродів

а – методика Нібсера; б – методика Аллісона; в – методика Баткіна;
г – методика Геддеса.

При розташуванні електродів за методикою Нібера (рис. 2.11, а) та методикою Аллісона (рис. 2.11 б) на реографічних кривих знаходить відображення вентиляція переважно задніх сегментів легень. Застосування одного електрода великої площі (рис. 2.11 в) і фіксоване положення його при дослідженні функції як верхніх, так і нижніх зон легень призводять до того, що фактично досліджується тільки функція передніх сегментів легких верхніх і нижніх зон, постійно підсумовована з функцією більшої частини задніх сегментів легень. Велика різниця у площі передніх і задніх електродів ще більшою мірою збільшує вибірковість у реєстрації функції передніх сегментів легень.

Вищевикладене дозволяє стверджувати, що схема розміщення електродів, що відповідає сегментарному розподілу кровотоку та вентиляції, є оптимальною у разі відсутності видимої патології. При різних патологіях легеневої структури, особливо при травматичних ушкодженнях грудної

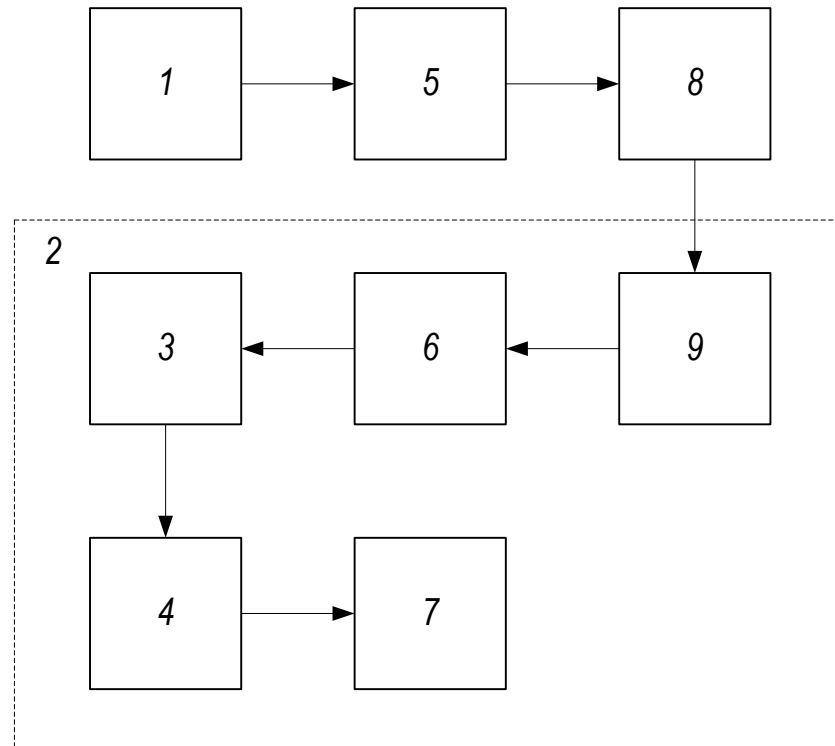
клітки, електроди слід розташовувати симетрично на лівій та правій сторонах грудної клітки у місці ушкодження [50].

При реєстрації можливі спотворення реографічної кривої, зумовлені нещільним приляганням або неправильністю кріплення електродів, сухістю шкіри, м'язовим тремтінням, рухами хворого, зовнішніми електричними перешкодами, поганим заземленням реографа або обстежуваного та ін.

3 РОЗРОБКА СТРУКТУРНОЇ СХЕМИ СИСТЕМИ

3.1 Опис структурної схеми системи

Структурна схема системи представлена малюнку 3.1.



Малюнок 3.1 – Структурна схема системи

1 – біологічний об'єкт; 2 – блок програмного аналізу; 3 – блок фрактального аналізу; 4 – морфологічний аналіз; 5 – датчики фізіологічних параметрів; 6 – розрахунок інтегральних показників; 7 – блок відображення результатів; 8 – реографічне пристрій; 9 – блок введення реограми.

Блок реографічного пристрою (реограф) та датчики фізіологічних параметрів призначені для реєстрації змін електричного опору тканин у зв'язку з змінним кровонаповненням судин та перетворення отриманої інформації в реографічні криві.

Блок введення РГ є програмним засобом для роботи з цифровими файлами РГ. У цій роботі використовувалися текстові файли, що містять значення кривих реографічних, які пройшли етапи попередньої обробки лише в процесі реєстрації. Реографічні сигнали являють собою реограми легень зняті при вдиху та видиху у пацієнтів без відхилень, розрив тканини легені та наявність таких патологій як гемоторакс і пневмоторакс.

Блок розрахунку інтегральних показників призначений для отримання показників, що беруть участь у методі диференціальної діагностики, а саме: коефіцієнт відношення амплітуд систол (АС) на вдиху ($A_{C_{ВД}}$) та видиху ($A_{C_{ВДД}}$); коефіцієнт ступеня близькості (КБ); коефіцієнт кореляції (r); коефіцієнт відношення площ (KS); значення базового опору (РБ) та його змінну складову (РД), обумовлену дихальними процесами.

Блок фрактального аналізу призначений для знаходження фрактального індексу для всього реографічного сигналу і ділянки від основної амплітуди реограми до амплітуди інцизури в одному реографічному циклі, а також формуванні коефіцієнта індексу фрактальності для вдосконалення методу диференціальної діагностики.

У блоці морфологічного аналізу проводиться оцінка радіус-векторів, отриманих за допомогою подання інтегральних показників та коефіцієнта індексу фрактальності у багатовимірному просторі ознак та обчислення центру мас отриманої фігури з подальшим відображенням отриманих результатів у вигляді діагнозу.

3.2 Порядок проведення дослідження

Для підготовки пристрою до роботи потрібно заземлити апаратний блок. Електроди згідно з маркуванням під'єднуються до вхідного кабелю пристрою. Калібрування проводиться тільки при відключеному вхідному

вимірювальному ланцюзі за показаннями рівня та частоти калібрувального сигналу (0,1 Ом та 1 Гц). Після 10 хв прогрівання пристрою можна проводити дослідження.

На поверхню тіла в заданих точках накладаються два кільцеві електроди, один з яких встановлюється на передній частині грудної клітки, інший - на задній. Аналогічно встановлюються електроди у симетричному легеновому сегменті. Електродну провідну пасту не використовують, щоб не викликати подразнення шкіри.

Для вибору оптимального часу узгодження між електродом та шкірою було проведено дослідження 5 пацієнтів при струмі зондування 1,93 мА та частоті 40 кГц (рис. 3.4).

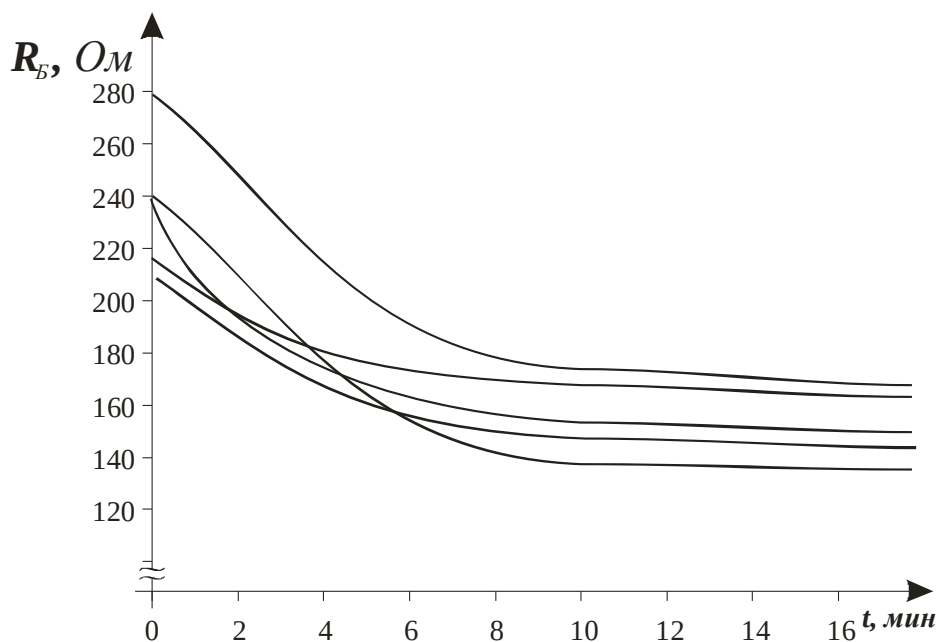


Рисунок 3.4 – Залежність базового опору від часу проведення дослідження

З експериментальних даних можна стверджувати, що через 10 хвилин базовий опір (R_b) практично не змінюється (менше 0,02%). Отже, оптимальним часом між накладенням електродів та проведенням дослідження приймається проміжок 10 хв.

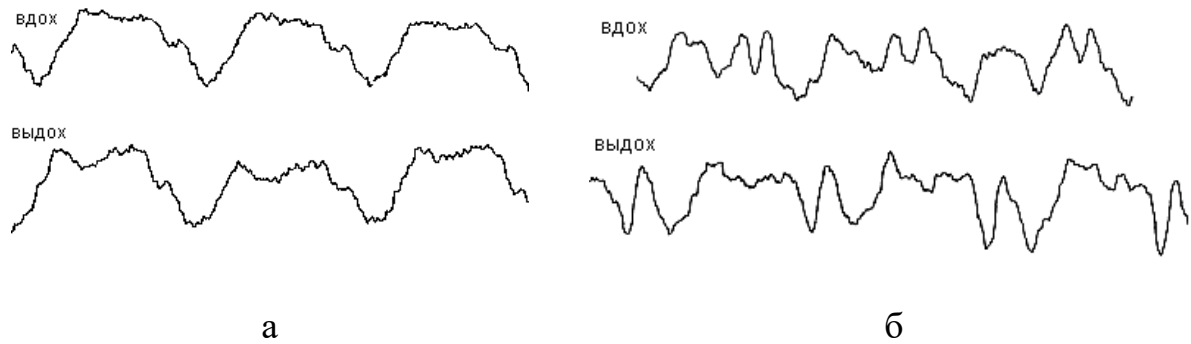
Електроди кріпляться на грудній клітці за допомогою еластичного пояса, без твердої зв'язки останніх. При зсувах і деформаціях ділянки грудної клітки, над яким розташований електрод, відбувається розтягування або стиснення ділянки пояса без усунення електрода у фронтальній площині дослідження. Електроди повинні бути щільно накладені, але без здавлювання м'яких тканин грудної клітини. Дослідження повинні проводитися в умовах спокою, оскільки результати багато в чому залежить від рівня функціональної активності обстежуваних.

Результати дослідження пульсових коливань на вдиху та видиху, для нижньої зони легень умовно здорових осіб та з травмами грудної клітки, зрізної площею електродів та струму зондування 1,93 мА, дозволили встановити факт розбіжності якісних показників (табл. 3.1).

Таблиця 3.1 - Залежність амплітуди пульсових коливань від величини повітряного наповнення легень

Площа електродів (см ²)	Амплітуда систоли (Ом)	
	Вдих	Видих
19,62	0,08÷0,1	0,14÷0,16
12,56	0,08÷0,11	0,14÷0,17
7,06	0,09÷0,11	0,15÷0,19
3,14	0,1÷0,12	0,15÷0,2

За результатами дослідження можна зробити висновки, що величина пульсових коливань кровонаповнення залежить від фази дихального циклу (рис. 3.5).



Малюнок 3.5 – Пульсові коливання на вдиху (а) та видиху (б)

З наведених даних видно, що для одного пацієнта в симетричних сегментах криві або мають явну схожість (рис. 3.5 а), або виявляють ознаки відмінності (рис. 3.5 б), що може бути основою для формування нового діагностичного показника.

Це пов'язано з тим, що під дією того чи іншого фактора в організмі людини відбуваються функціональні зрушення, що ускладнюють діагностику. У різних людей показники імпедансу симетричних ділянок тіла значно різняться за величиною, що призводить до великого розкиду індивідуальних показників. Це особливо проявляється у людей, які мають патологічні зміни у легневих структурах.

Для дослідження даного факту та підтвердження висловленого припущення було проведено дослідження плевральної порожнини, легеневої гемодинаміки та вентиляції у контрольній групі здорових людей та пацієнтів із травмами грудної клітини різних зон та ступенів. Дослідження проводилися окремо на вдиху та видиху. Для порівняння характеристик ураженого та непораженого сегментів реограми реєструвалися у симетричних областях легень.

Для виключення впливу індивідуальних фізіологічних параметрів, таких як питомий опір крові, ефекти поляризації електродів тощо, пропонується використовувати метод вимірювання, що полягає в реєстрації безрозмірної

величини, що характеризує різницю між імпедансом пошкоджених і неушкоджених сегментів легень при дослідженні симетричних ділянок. За рахунок цього виключається вплив зовнішніх перешкод, зумовлених процесами, що протікають на межі «шкіра-електрод» та температурними ефектами.

Використання цього методу дозволяє виявляти як порушення, пов'язані з відхиленнями фізіологічних процесів чи отриманими внаслідок травм, а й оцінювати ефективність терапевтичних процедур з динаміці змін, які у легких.

4 РОЗРОБКА МЕТОДУ АНАЛІЗУ РЕОГРАФІЧНОГО СИГНАЛУ

4.1 Фрактальний аналіз

У найширшому сенсі фрактали відносяться до фізичних об'єктів або динамічних процесів, які можуть виявити нові деталі про просторову або тимчасову зміну. Таким чином, основний продукт фрактального об'єкта або процесу - це відсутність характерного масштабу в часі або просторі. Більшість структур у природі є широкосмуговими за кінцевим діапазоном. Масштабуючі фрактали часто складаються з ієрархії або гетерархії просторових або тимчасових структур у каскаді і часто досягаються за допомогою рекурсивної реплікації моделей у дрібніших масштабах. Якщо правило реплікації зберігає масштабну інваріантність суб'єкта, такі фрактали визнаються автомодельними в точному чи статистичному сенсі.

Характерною особливістю фракталів є їхня здатність упаковувати структуру з економією ресурсів, незалежно від енергії, простору або будь-якої іншої величини [51, 52].

Згідно з одним з визначень Бенуа Мандельброта «Фракталом називається безліч, Хаусдорфа - Безікович розмірність якого строго більше його топологічної розмірності» [53].

З одного погляду розмірність геометричної фігури – це мінімальне число координат, необхідні визначення положення лежачої на цій фігурі точки при збереженні структури природної близькості: наприклад, положення точки на лінії визначається однією координатою, поверхні двома, обсягом трьома координатами.

Оскільки ця розмірність є топологічним інваріантом (тобто зберігається при взаємно однозначному і безперервному відображенні в обидві сторони), то її називають топологічною розмірністю (DT).

З іншого погляду, розмірність – це число (D), що виражає зв'язок природної міри геометричної фігури (наприклад, довжини, площі чи обсягу) з величиною (у разі довжиною), покладеної основою вихідної метричної системи.

Центральне місце у визначенні фрактальної розмірності займає поняття відстань між точками у просторі. Простий спосіб виміряти довжину кривих, площу поверхонь або об'єм тіла полягає в тому, щоб розділити простір на невеликі куби з ребром δ .

Криву можна виміряти, визначаючи число $N(\delta)$ прямолінійних відрізків довжини δ , необхідні для того, щоб покрити її. Довжина кривої визначається граничним переходом:

$$L = N(\delta)\delta \rightarrow L_0\delta^0. \quad (4.1)$$

У межі $\delta \rightarrow 0$ міра L стає асимптотично рівною довжині кривої і не залежить від δ .

Визначаючи міру величини множини точок g у просторі, вибирають деяку пробну функцію $h(\delta) = Y(d)\delta^d$. Відрізок прямий, квадрат, коло, куля або куб і покривають безліч утворюючи міру M_d . У загальному випадку при $\delta \rightarrow 0$ міра M_d дорівнює нулю чи нескінченності залежно від вибору d – розмірності міри. Розмірність Хаусдорфа-Безиковича D множини g є критична розмірність, при якій міра M_d змінює своє значення з нуля на нескінченність:

$$M_d = \sum Y(d)\delta^d = Y(d)N(\delta)\delta^d. \quad (4.2)$$

Значення M_d при $d > D$ дорівнює нулю, при $d < D$ дорівнює нескінченності, а при $d = D$ часто звичайно, але може дорівнювати нулю або нескінченності. Розмірність Хаусдорфа-Безиковича D , фігурує як локальна властивість у тому сенсі, що ця розмірність характеризує властивості множин

точок у межі при зникаюче малому діаметрі або розмірі, δ пробної функції, що використовується для покриття множини. Отже, фрактальна розмірність D може бути локальною характеристикою множини.

Параметри довжини, площі, обсягу нерозривно пов'язані з поняттям розмірності. Для відрізка прямої розмірність $D = 1$, для площин і викривлених гладких поверхонь $D = 2$, для куль та інших тіл кінцевого об'єму $D = 3$. Якщо застосовувати до якогось об'єкта поняття, пов'язане з іншою розмірністю, відповідь також буде незадовільною. Наприклад, для плоскої фігури в тривимірному просторі об'єм дорівнюватиме нулю, довжина нескінченна, а площа кінцева і не дорівнює нулю. Існують множини, для яких розмірність D не є цілою і називається фрактальною [53].

Визначення фрактальної розмірності може бути використане практично для обробки реографічних сигналів. Отримані з допомогою фрактального аналізу дані (індекс фрактальності – a) пропонується використовуватиме аналізу реограмм, визначивши різницю між їх інтервалами для реограмм з різними видами патологій.

Значення індексу фрактальності для реоплетизмографічних сигналів, зареєстрованих у здорових людей (табл. 4.1), лежать у межах від 1,0016 до 1,0140 для ділянки дослідження – інцизура та від 1,0017 до 1,0073 для всього сигналу.

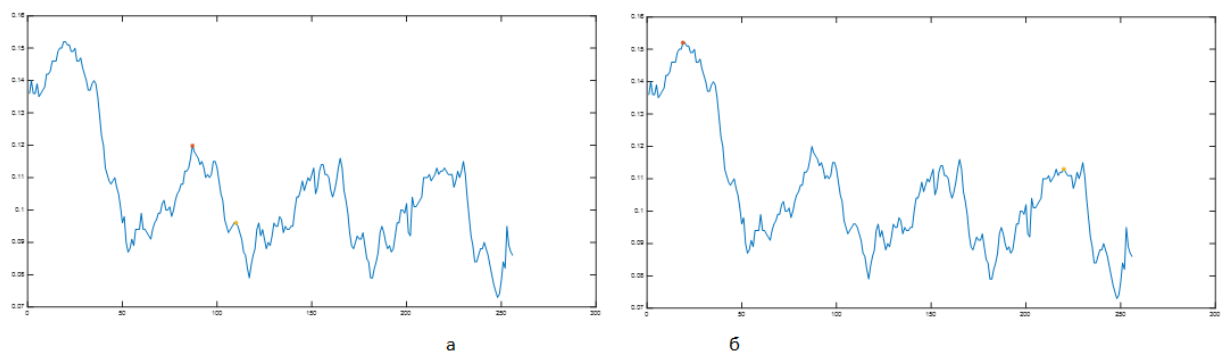
Для знаходження індексу фрактальності для реографічних сигналів, зареєстрованих з легень при вдиху та видиху, на одному реографічному циклі необхідно виділити ділянку для фрактального аналізу (рис. 4.1 а), а саме від основної амплітуди реографічної хвилі до амплітуди інцизури. Також є сенс виконати фрактальний аналіз для всього сигналу (рис. 4.1 б), від основної амплітуди першої хвилі до основної амплітуди останньої реографічної хвилі.

Таблиця 4.1 – Індекс фрактальності реоплетизмограм у нормі

Сигнал	a	a
--------	-----	-----

	(інцизура)	(Весь сигнал)
c00m	1,0084	1,0058
c00m2	1,0084	1,0058
c02m	1,0056	1,0023
c03m	1,0058	1,0073
c04m	1,0040	1,0068
c05m	1,0030	1,0056
c06m	1,0065	1,0068
c07m	1,0140	1,0041
c08m	1,0020	1,0017
c09m	1,0020	1,0032
c10m	1,0038	1,0059
c11m	1,0016	1,0073
c12m	1,0032	1,0028
c13m	1,0012	1,0020
c14m	1,0067	1,0036
c15m	1,0094	1,0064
c16m	1,0043	1,0040
c17m	1,0015	1,0025
c18m	1,0092	1,0045
c19m	1,0088	1,0061
c20m	1,0083	1,0063
c21m	1,0013	1,0058
c22m	1,0033	1,0063
c23m	1,0096	1,0063
c24m	1,0026	1,0045

c25m	1,0036	1,0046
c26m	1,0042	1,0062
c27m	1,0068	1,0020
c28m	1,0067	1,0038
c29m	1,0056	1,0029
c30m	1,0029	1,0070



Малюнок 4.1 –Реографічний сигнал із виділеною ділянкою для фрактального аналізу

За допомогою фрактального аналізу, виділену лінію кривої реографічної покриваємо безліччю квадратів зі стороною h (рис. 4.2), підрахувавши число квадратів, необхідних для покриття лінії, отримали число $N(h)$. Далі продовжуємо підрахунок квадратів із зменшенням значення h . Для розрахунків виберемо 60 ітерацій (60 різних розмірів клітини сітки).

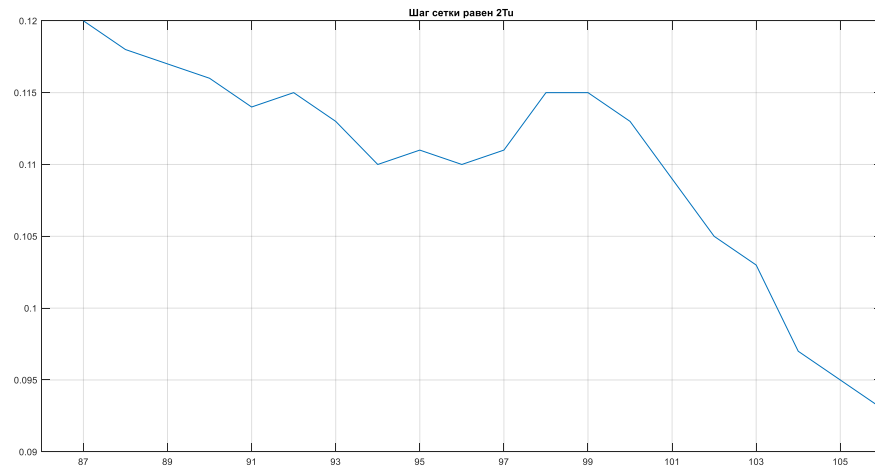


Рисунок 4.2 – Вимірювання величини кривої

Після розрахунку кількості клітин N , що покрили, для різних значень сторін сітки h , будується графік у логарифмічному масштабі. Згідно з принципом визначення фрактальної розмірності, тангенс кута нахилу рівняння прямої, що апроксимує, і є шукана змінна (Рис. 4.3). Значення індексу фрактальності для реографічних сигналів, знятих з легень при вдиху та видиху у пацієнтів без відхилень, розрив тканини легені та наявності таких патологій як гемоторакс і пневмоторакс представлені в таблиці 4.2.

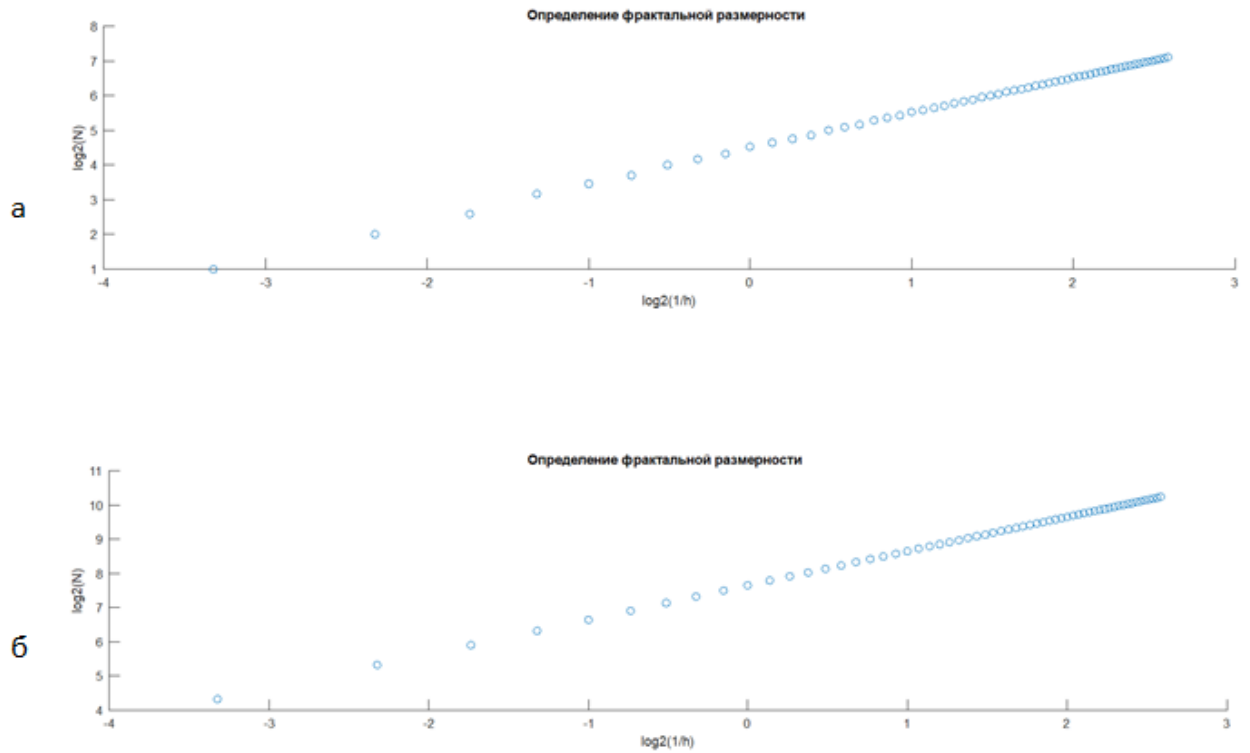


Рисунок 4.3 – Визначення фрактальної розмірності
 а – для інцизури ($\alpha = 1.0271$); б – всього сигналу ($\alpha = 1.0015$).

Алгоритм роботи програми представлений у додатку Г, листинг програми фрактального аналізу представлений у додатку Д, результати роботи програми представлені у додатку Е.

Таблиця 4.2 - Індекс фрактальності

Патологія	Пацієнт	Реограма на вдиху		Реограма на видиху	
		<i>a</i>	<i>a</i>	<i>a</i>	<i>a</i>
		(інцизура)	(Весь сигнал)	(інцизура)	(Весь сигнал)
Норма	Пацієнт 1	1.0271	1.0015	1.0208	1.0021
Норма	Пацієнт 2	1.0271	1.0024	1.0563	1
Норма	Пацієнт 3	1.0095	1.0048	1.0288	1.0019
Норма	Пацієнт 4	1.0236	1.0045	1.0185	1.0058
Норма	Пацієнт 5	1.0099	1	1.0185	1.0042
Норма	Пацієнт 6	1.0147	1.0024	1.0183	1.0075
Гемоторакс	Пацієнт 7	1.0185	1.0058	1.0505	1.0052
Гемоторакс	Пацієнт 8	1.0397	1.0017	1.0505	1.0043
Пневмоторакс	Пацієнт 9	1.0520	1	1.0273	1
Пневмоторакс	Пацієнт 10	1.0276	1.0057	1.0536	1.0052
Пневмоторакс	Пацієнт 11	1.0099	1.0035	1.0287	1.0040
Пневмоторакс	Пацієнт 12	1.0397	1.0019	1.0481	1.0025
Пневмоторакс	Пацієнт 13	1.0505	1.0040	1.0520	1.0055
Розрив тканини	Пацієнт 14	1.0273	1.0018	1.0273	1.0042
Розрив тканини	Пацієнт 15	1.0397	1.0025	1.0481	1.0032
Розрив тканини	Пацієнт 16	1.0273	1.0059	1.0271	1.0033

Розрив тканини	Пацієнт 17	1.0108	1.0058	1.0397	1.0020
Розрив тканини	Пацієнт 18	1.0397	1.0024	1.0481	1.0026

Значення коефіцієнтів фрактальності для різних патологій та норми перекриваються і мають не значну різницю з ймовірністю більше 95%, що унеможлиблює їх використання як самостійних діагностичних показників. Це підтверджується даними, отриманими внаслідок порівняння значень шляхом проведення вибіркового тесту за критерієм Стюдента (додаток Ж).

4.2 Диференційна діагностика

Для методу диференціальної діагностики пропонується інтерпретація результатів вимірювання шляхом порівняльного аналізу пульсових коливань на фазах вдиху та видиху, а також з урахуванням значення базового опору (РБ) та його дихальної складової (РД). Пропонується використовувати такі інтегральні кількісні показники:

1. Коефіцієнт відношення амплітуд систол на вдиху ($A_{C_{ВД}}$) та видиху ($A_{C_{ВВД}}$):

$$A_C = \frac{A_{C_{ВД}}}{A_{C_{ВВД}}} \cdot (4.3)$$

2. Для порівняння кривих на вдиху та видиху, в одному сегменті легень, пропонується використовувати коефіцієнт, що враховує ступінь близькості пульсових коливань за різного ступеня наповнення легенів повітрям. Коефіцієнт ступеня близькості:

$$K_B = \sqrt{\sum_{i=1}^N (A_{i_{ВД}} - A_{i_{ВЫД}})^2}, \quad (4.4)$$

де N – кількість гармонік;

$A_{i_{ВД}}$ і $A_{i_{ВЫД}}$ - Амплітуди гармонік пульсових коливань на вдиху та видиху.

3. Значення базового опору (РБ) та його змінна складова, обумовлена дихальними процесами (РД).

4. Коефіцієнт кореляції r :

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N A_{i_{ВД}} A_{i_{ВЫД}} - \bar{A}_{ВД} \bar{A}_{ВЫД}}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^N A_{i_{ВД}}^2 - N \bar{A}_{ВД}^2 \right) \left(\sum_{i=1}^N A_{i_{ВЫД}}^2 - N \bar{A}_{ВЫД}^2 \right)}}, \quad (4.5)$$

де $\bar{A}_{ВД}^2$ - Середнє значення амплітуди на вдиху;

$\bar{A}_{ВЫД}^2$ - Середнє значення амплітуди на видиху.

Криві реограми на вдиху та видиху, з практично однаковою формою, мають позитивний кореляційний зв'язок, що характеризується коефіцієнтом кореляції, значення якого лежать у межах 0,9–0,95. Для кривих із різною формою імпульсу коефіцієнт кореляції змінюється у межах 0,1–0,5.

5. Інтегральним показником кількісної оцінки може бути відношення площ під кривими пульсових коливань на вдиху та видиху:

$$K_S = \frac{S_{ВД}}{S_{ВД}}, (4.6)$$

де $S_{ВД}$ і $S_{ВД}$ – площі під пульсовими кривими на вдиху та видиху.

У сумі з отриманими інтегральними показниками пропонується використовувати коефіцієнт відношення індексів фрактальності на вдиху (авд) та видиху (авид) (формула 4.7), для комплексної оцінки сегмента легені, поданням кількісних показників кровонаповнення (рис. 4.4) та дихання для різних патологій у багатовимірному просторі ознак та обчислення центру мас отриманої фігури (рис. 4.4 – 4.7).

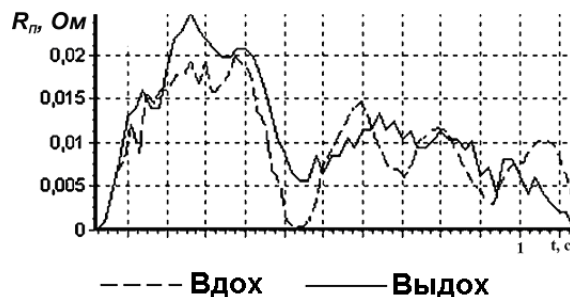


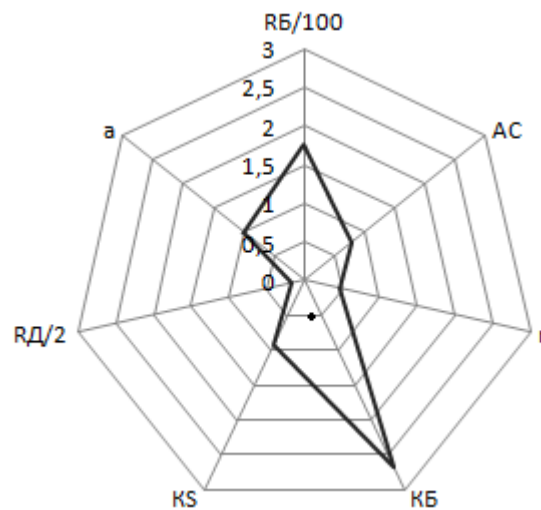
Рисунок 4.3 – Пульсові коливання кровонаповнення при розриві тканини легені

$$a = \frac{a_{ВД}}{a_{ВД}}. (4.7)$$

Інтегральні показники, отримані з реограмлегень, зареєстрованих при вдиху та видиху у пацієнтів без відхилень, розриву тканини легені та наявності таких патологій як гемоторакс та пневмоторакс, представлені в табл. 4.3 – 4.6. Показники вентиляції кровотоку у багатовимірному просторі ознак для норми та патологій представлені на рисунках 4.4 – 4.7.

Таблиця 4.3 - Інтегральні показники для умовно здорових людей

Пацієнт	Показники						
	РБ/100	АС	КБ	r	KS	РД/2	α
Пацієнт 1	1,77	0,8	2,67	0,48	0,92	0,16	1,006
Пацієнт 2	1,53	0,18	1,33	0,82	0,46	0,06	0,97
Пацієнт 3	1,53	0,18	1,33	0,82	0,46	0,06	0,98
Пацієнт 4	1,69	0,28	1,09	0,58	1,25	0,68	1,005
Пацієнт 5	1,63	0,93	0,96	0,68	0,81	0,46	0,99
Пацієнт 6	1,69	0,28	2,5	1,09	0,19	0,38	1

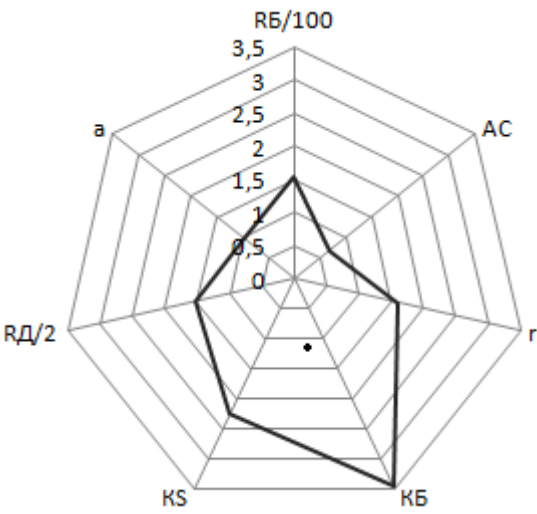


Малюнок 4.4 –Показники вентиляції кровотоку у багатовимірному просторі ознак для норми

Таблиця 4.4 – Інтегральні показники для захворювання на гемоторакс

Пацієнт	Показники						
	РБ/100	АС	КБ	r	KS	РД/2	α
Пацієнт 7	1,53	0,69	3,47	1,6	2,25	1,53	0,97

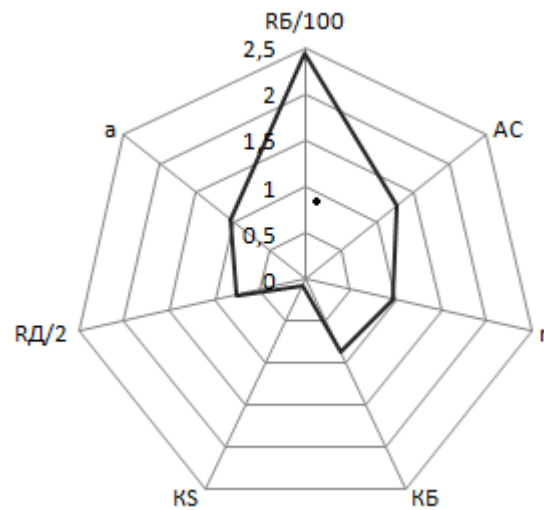
Пацієнт 8 1,54 0,7 0,25 0,29 3,7 1,54 0,99



Малюнок 4.5 –Показники вентиляції кровотоку в багатовимірному просторі ознак для гемотораксу

Таблиця 4.5 - Інтегральні показники для захворювання на пневмоторакс

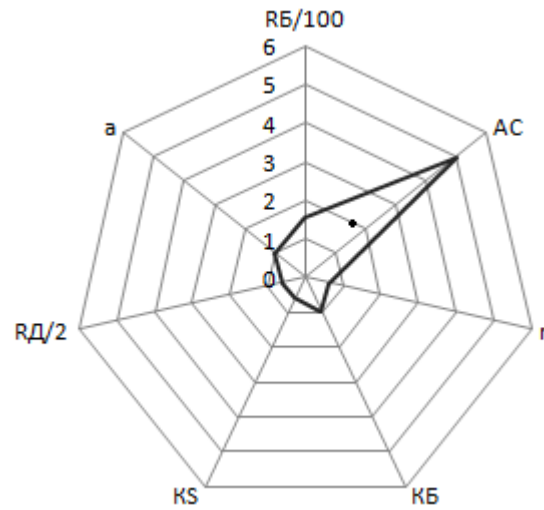
Пацієнт	Показники						
	RB/100	AC	KB	r	KS	RD/2	α
Пацієнт 9	2,43	1,27	0,86	0,97	0,06	0,76	1,024
Пацієнт 10	1,87	2,54	1,04	1,45	0,34	0,7	0,97
Пацієнт 11	1,87	1,71	0,67	0,78	0,39	0,093	0,98
Пацієнт 12	1,93	2,33	0,74	0,97	0,04	0,68	0,99
Пацієнт 13	2,19	1,54	0,55	1,24	0,25	0,61	1



Малюнок 4.6 –Показники вентиляції кровотоку в багатовимірному просторі ознак для пневмотораксу

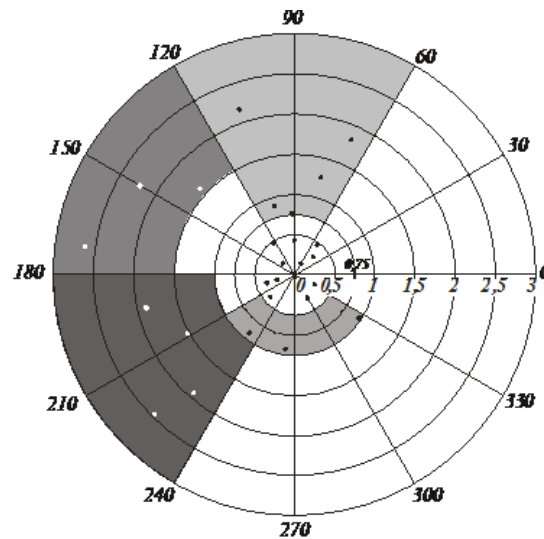
Таблиця 4.6 - Інтегральні показники при розриві тканини легені

Пацієнт	Показники						
	RБ/100	AC	КБ	r	КС	RД/2	а
Пацієнт 14	1,82	2,97	0,67	0,85	0,122	0,9	1
Пацієнт 15	1,7	7,45	0,64	0,47	0,54	0,852	0,99
Пацієнт 16	1,82	5,45	1,23	0,5	0,87	0,91	1
Пацієнт 17	1,16	12,85	1,3	0,84	0,19	0,63	0,97
Пацієнт 18	1,54	5,02	0,95	0,62	0,58	0,61	0,99



Малюнок 4.7 –Показники вентиляції кровотоку у багатовимірному просторі ознак для розриву тканини легені

Для більшої наочності положення центру мас для результатів діагностики вибірково представлено в полярній системі координат (рис. 4.8).



Малюнок 4.7 –Подання результатів діагностики у полярній системі координат

В результаті обробки експериментальних даних було встановлено, що форма фігури та положення центру мас мають характерні особливості для

кожного виду патології, що дозволило сформулювати новий критерій (радіус-вектор та кут розташування центру мас) для диференціальної діагностики та визначити його числові межі (табл. 4.7).

Таблиця 4.7 – Радіус-вектор та кут розташування центру мас

Патологія	Радіус-вектор	Кут
Норма	$r < 0,6$	$0 \div 360$
Гемоторакс	$0,6 < r < 1,2$	$210 \div 330$
Пневмоторакс	$r > 0,77$	$60 \div 120$
Розрив тканини легенів	$r > 1,8$	$120 \div 180$

Для визначення ступеня достовірності класифікації захворювань був проведений вибірковий тест Стюдента для значень радіус-векторів (табл. 4.8), який показав, що значення модулів радіус-векторів, відповідних центрам фігур, побудованим у багатовимірному просторі ознак, при нормі і патологіях знаходяться в областях значень, що не перетинаються. і мають значну різницю з ймовірністю понад 95%.

Алгоритм роботи програми представлений у додатку Ст.

Таблиця 4.8 – Значення критерію Стюдента (t) та рівня його значущості (p) для оцінки ступеня відмінності радіус-векторів у нормі та при патологіях

Радіус-вектор	Норма	Гемоторакс	Пневмоторакс	Розрив тканини
Норма	X	t=8,15 p=0,00000	t=9,39 p=0,00000	t=7,55 p=0,00000
Гемоторакс	t=8,15 p=0,00000	X	t=2,62 p=0,02	t=3,52 p=0,0034
Пневмоторакс	t=9,39 p=0,00000	t=2,62 p=0,02	X	t=2,5 p=0,027
Розрив тканини	t=7,55 p=0,00000	t=3,52 p=0,0034	t=2,5 p=0,027	X

ВИСНОВКИ

У ході виконання атестаційної роботи магістра у першому пункті було проведено аналітичний огляд методів аналізу реографічного сигналу, таких як контурний, спектральний та кореляційний аналізи.

Інформація, отримана з реографічних кривих, що опосередковано відображає амплітудні та тимчасові характеристики зміни кровонаповнення органів, за допомогою інформативних показників та розрахункових формул може бути перетворена на відповідні діагностичні дані для якісної та кількісної оцінки стану серцево-судинної системи в цілому або окремих ділянок судинного русла.

Одним із методів кількісної оцінки форми реографічних кривих є спектральний аналіз. В основі спектрального аналізу реографічних сигналів лежить інтегральне перетворення та ряди Фур'є, а також вейвлет-перетворення. Основним недоліком Фур'є-перетворення є його чутливість до локальних стрибків та піків функції, у той час як вейвлет-перетворення має широкий клас базисів різної форми та тимчасової довжини, що мають компактний носій (у тому числі пікоподібні та ступенеподібні за формою базиси), що дозволяє досліджувати сигнал з достатнім ступенем локалізації і виявити та класифікувати локальні особливості його структури, сконцентрувати увагу на тих чи інших локальних особливостях аналізованих процесів.

Кореляційний аналіз, поряд із спектральним, відіграє важливу роль у теорії сигналів. Його зміст полягає у кількісному вимірі ступеня подібності різних сигналів. На практиці існує необхідність у характеристиці, яка давала б уявлення про деякі властивості сигналу, зокрема про швидкість зміни в часі, а також тривалість сигналу без розкладання його на гармонійні складові.

У другому пункті роботи виконано медико-технічне обґрунтування. Розглянуто фізичні основи реографії: виникнення імпедансу під час проходження змінного та постійного струму через біологічні об'єкти, а також виникнення поляризаційного ефекту, пов'язаного із здатністю живих клітин накопичувати заряди; еквівалентні електричні схеми заміщення ділянки тканин живого організму, що знаходяться між накладеними на поверхню тіла електродами.

Також розглянуто особливості легеневого дихання та вплив на нього таких патологій як пневмоторакс, гемоторакс та розрив тканини легені. Розглянуто особливості та вимоги до реографічної апаратури, а також до техніки проведення реографічних досліджень.

У третьому розділі атестаційної роботи магістра розроблено структурну схему системи, призначену для аналізу реографічних кривих та діагностики легневих патологій різного походження.

Описано порядок проведення дослідження плевральної порожнини, легеневої гемодинаміки та вентиляції у контрольній групі здорових людей та пацієнтів з такими патологіями як гемоторакс, пневмоторакс та розрив тканини легені, для підтвердження факту про відмінність величини показників імпедансу симетричних ділянок тіла.

У різних людей показники імпедансу симетричних ділянок тіла значно різняться за величиною, що призводить до великого розкиду індивідуальних показників, що особливо проявляється у людей, які мають патологічні зміни у легневих структурах.

У четвертому розділі розроблено алгоритмічне та програмне забезпечення для аналізу реограм за допомогою фрактального методу, розглянуто характерні особливості фракталів та способи їх застосування для визначення довжини реографічної кривої, які полягають у тому, щоб розділити простір на невеликі квадрати з величиною ребра δ , Визначаючи їх кількість $N(\delta)$, необхідного для того, щоб покрити її. Для знаходження індексу

фрактальності реографічних сигналів необхідно продовжити підрахунок квадратів із зменшенням величини ребра для 60 ітерацій.

Для модифікації методу диференціальної діагностики розроблено алгоритмічне забезпечення, а також у сумі з інтегральними показниками пропонується використовувати коефіцієнт відношення індексів фрактальності на вдиху та видиху, для комплексної оцінки сегмента легені та поданням кількісних показників кровонаповнення та дихання для різних патологій у багатовимірному просторі ознак та обчислення отриманої фігури.

В результаті обробки експериментальних даних було встановлено, що форма фігури та положення центру мас мають характерні особливості для кожного виду патології.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Поліщук В.І. Техніка та методика реографії та реоплетизмографії. / В.І. Поліщук, Л.Г. Терехова - М. 1983.
2. Клінічна реографія. За ред. В.Г. Шершнева. - К. 1977.
3. Клінічна стоматологія: підручник /В.М. Трезубов, С.Д. Арутюнов [та ін] / за ред. В.М. Трезубова, С.Д. Арутюнова. - М.: Практична медицина, 2015.
4. Медична та біологічна фізика: Навч. для вузів/О.М. Ремізов, А.Г. Максина, А.Я. Потапенка – 4-те вид., перероб. та доповн. - М: Дрофа, 2003.
5. Дюк В. Інформаційні технології у медико-біологічних дослідженнях / В. Дюк, В. Емануель - СПб.: Пітер, 2003.
6. Подколзіна В.А., Медична фізика.-М: Медицина, 2007.
7. Дахнович А.А. Дискретні системи та цифрова обробка сигналів: навчальний посібник / О.О. Дахнович. - Тамбов: Вид-во Тамб. держ. техн. ун-ту, 2007.
8. Оппенгейм А.,Цифрова обробка сигналів/ А. Оппенгейм, Р. Шафер-М: Техносфера, 2006.
9. Сергієнко А. Б. Цифрова обробка сигналів / А. Б. Сергієнко - СПб.: Пітер. 2002.
10. Г. Нуссбаумер. Швидке перетворення Фур'є та алгоритми обчислення згорток: пров. з англ. -Ю. Ф. Касимова, І. П. Пчелінцева - М: РАДІО І ЗВ'ЯЗОК, 1985.
11. Нагорнов О.В. Вейвлет-аналіз у прикладах: навч. допомога. / О.В. Нагорнов, В.Г. Микитаєв, В.М. Простокішин, С.А. Тюфлін, А.М. Проничів, Т.І. Бухарова, К.С. Чистов, Р.З. Кашафутдінов, В.А. Хоркін. - М.: НІЯУ МІФІ, 2010.
12. Воробйов В.І. Теорія та практика вейвлет-перетворення/В.І. Воробйов, В.Г. Грибунін - ВУС, 1999.

13. Новіков Л.В. Основи вейвлет-аналізу сигналу: навч. допомога. / Л.В. Новіков. - СПб.: ІАНП РАН, 1999.
14. Цифрова обробка сигналів: навч. посібник/Ю.М. Матвєєв, К.К. Симончик, А.Ю. Тропченко, М.В. Хітров М.В. - СПб: СПбНІУ ІТМО, 2013.
15. Нейросетевий підхід у діагностиці первинної глаукоми: матеріали. наук.-практ. конф. Сучасні технології в хірургії ока та оптичної корекції зору / О.М. Комаровських, В.М. Батутіна, В.І. Лазаренко - Уфа, 1999.
16. Х.Х. Яруллін Клінічна реоенцефалографія - М.: Медицина, 1983.
17. Komarovskih E. N, Batutina VM, Lanin SN, Lasarenko VN Вимоги до застосування архівних neural networks technology in early diagnostics of primary open-angle glaucoma// VIIth National Congress on Ophtalmology,-Sofia, Bulgaria, 2000.
18. Чиберене І.К. Застосування нового датчика та диференціатора для реєстрації реоофтальмограми та її першої похідної / Електроофтальмологія у практиці офтальмології. М. - 1974.
19. Горбань О.М. Нейронні мережі на персональному комп'ютері/О.М. Горбань, Д.А. Росієв. - Новосибірськ: Наука. Сибірська видавнича компанія РАН, 1996.
20. Астаф'єва Н.М. Вейвлет-аналіз: основи теорії та приклади застосування // Успіхи фізичних наук. 1996. Т. 166. №11. З. 1145-1170.
21. Дремін І.М, Іванов О.В., Нечитайло В.А.. Вейвлети та їх використання // Успіхи фізичних наук. – 2001. – Т. 171. – №5. С.465-500.
22. Troyer A., Loring SH Action of the respiratory muscles. In: maclem PT, Mead J. (eds.). Handbook of Physiology, Sect. 3: The Respiratory System, Vol. 3. Bethesda. Amer. Physiol. Soc., 1963.
23. Weibel ER Morphometry of the human lung. Berlin-Gottingen-Heidelberg. Springer, 1963.
24. Фізіологія людини: за ред. Р. Шмідт, Г. Тевес - М.: СБІТ, 2005.
25. Сапін М.Р. Анатомія людини у 2-х томах. / М.Р. Сапін - М: Медицина, 1993.

26. Самусєв Ю.М. Анатомія людини. / Ю.М. Самусєв - М: Медицина, 1995.
27. Гуцол Л.О. Фізіологічні та патофізіологічні аспекти зовнішнього дихання: навч. допомога. / Л.О. Гуцол, С.Ф. Непам'ятних, Л.І. Коритов, М.І. Губіна. - Іркутськ: ІДМУ, 2014.
28. Уест Дж. Фізіологія дихання. Основи / Дж. Вест. - М.: Світ, 1998.
29. Aviado DM The Lung Circulation. Vols. 1 i 2. Нью-Йорк. Pergamon Press, Inc., 1965.
30. Матвійков Г.П. Клінічна реографія. / Г.П. Матвієнко, С.С. Пшонік - Мінськ, 1976.
31. Тарусов Б.М. Біофізика/Б.М. Тарусів. - М.: Вища школа, 1968.
32. Осколкова М.К. Функціональні методи дослідження системи кровообігу у дітей/М.К. Осколкова. - М.: Медицина, 1988.
33. Дяк В.М. Реокардіографія у хворих на туберкульоз легень. / В.М. Дяк, А.К. Герман. - Журн. Лікар. справа - 1967, №12, с. 39 - 43.
34. Інгерлейб М.Б. Повний довідник аналізів та досліджень у медицині. / М.Б. Інгерлейб - М.: ОМЕГА-Л, 2014.
35. Смирнов І.В. Функціональна діагностика: ЕКГ, реографія, спірографія. / І.В. Смирнов, А.М. Старшов - М.: Ескмо, 2008.
36. Фролов С.В. Методи та прилади функціональної діагностики. / С.В. Фролов, В.М. Строев, А.В. Горбунов, В.А. Трофімов - Тамбов: ТДТУ, 2008.
37. Матвійков Г.П. Клінічна реографія/Г.П. Матвейков, С.С. Пшонік - Мінськ: "Білорусь", 1976.
38. Жук М.І. Апарати медичної діагностики та терапії (частина 1): Навч. посібник, вид. 2-ге, доповн. / За заг. ред. А.І. Біха. / М.І. Жук, О.М. Дацько О.М. - Харків: ХНУРЕ, 2013.
39. Знімання та обробка біоелектричних сигналів: навч. посібник/За ред. К.В. Зайченко. СПбГУАП. СПб., 2001.

40. Орлов Ю.М. Контактні електроди для біомедичних вимірів: навч. посібник/Ю.М. Орлов – МВТУ ім. Баумана. М., 1988.
41. Теорія та проектування діагностичної електронно-медичної апаратури: навч. посібник / Ахутін В.М. та ін Л.: Вид-во ЛДУ, 1980.
42. Апаратна реєстрація електричних біопотенціалів. Біомедичні вимірювальні перетворювачі: навч. посібник / Л. А. Краснов, В. П. Олійник. - Х.: Нац. аерокосм. ун-т ім. Н. Є. Жуковського «Харк. авіац. ін-т», 2014.
43. Федотов А.А. Вимірювальні перетворювачі біомедичних сигналів систем клінічного моніторингу. / А.А. Федотов, С.А. Акулів. - М.: Радіо та зв'язок, 2013.
44. Сахно Ю.Ф. Дослідження вентиляційної функції легень: навч. допомога. / Ю.Ф. Сахно, Д.В. Дроздов, С.С. Ярцев - М.: РУДН, 2005.
45. Функціональна діагностика в пульмонології: практичне керівництво/Під. ред. А.Г. Чучаліна - М.: Атмосфера, 2009.
46. Експериментальні методи у біомеханіці: навч. посібник / за ред. Ю.І. Няшин, Р.М. Підгайці. - Перм: Вид-во Перм. держ. техн. ун-ту, 2008.
47. Вітрук С.К. Посібник з функціональних методів дослідження серцево-судинної системи. / С.К. Вітрук - Київ: Здоров'я, 1990.
48. Овчаренко К.М. Неінвазивна діагностика порушень периферичного та церебрального кровообігу. / К.М. Овчаренко, В.П. Сєдов. - М., 1990.
49. Іванов Л.Б. Лекції з клінічної реографії/Л.Б. Іванов В.А. Макаров - М.: Науково-мед. Фірма МБН, 2000.
50. Любушін А.А. Фрактальний аналіз часових рядів: навч. посібник/А.А. Любушин - М.: РДГУ ім. Серго Оржонікідзе, 2006.
51. Joseph Ed. The Biomedical Engineering HandBook, Second Edition. / Ed. Joseph, D. Bronzino - Boca Raton: CRC Press LLC, 2000.
52. Громов Ю.Ю. Фрактальний аналіз та процеси в комп'ютерних мережах / Ю.Ю. Громов, Н.А. Земський, О.Г. Іванова, А.В. Лагутін, В.М. Тютюнник - Тамбов: ТДТУ, 2007.

53. Федер Є. Фрактали: пров. з англ. / Є. Фрактали - М.: Світ, 1991.
54. Величко О.М., Ліннік С.М. Система комплексного дослідження легень // Вісник Національного політехнічного університету ХПІ. – Харків: НТУ «ХПІ», 2004. – №34 – С. 27-32.
55. Патент на корисну модель, № 25258 (UA), Спосіб сегментарного імпедансометричного дослідження вентиляції та перфузії легенів. / С.М. Ліннік, О.М. Величко, 2007.
56. Ліннік С.М., Мустецов Н.П., Величко О.М., Дацок О.М. До питання інтерпретації імпедансометричних досліджень легень // "Прикладна радіоелектроніка", - Т. 4, № 2 - 2005. - С. 180 - 184.

ДОДАТОК А

Медико-технічне обґрунтування

Плакат

ДОДАТОК Б

Система аналізу реографічного сигналу

Схема структурна

(ДЮВК 941313.102)

ДОДАТОК В

Блок аналізу реограми

Схема програми

(ДЮВК 941313.202 Д1)

ДОДАТОК Г

Фрактальний аналіз

Схема програми

(ДЮВК 941313.302 Д1)

ДОДАТОК Д

Фрактальний аналіз

Лістинг програми

ДОДАТОК Е

Результати роботи програми фрактального аналізу

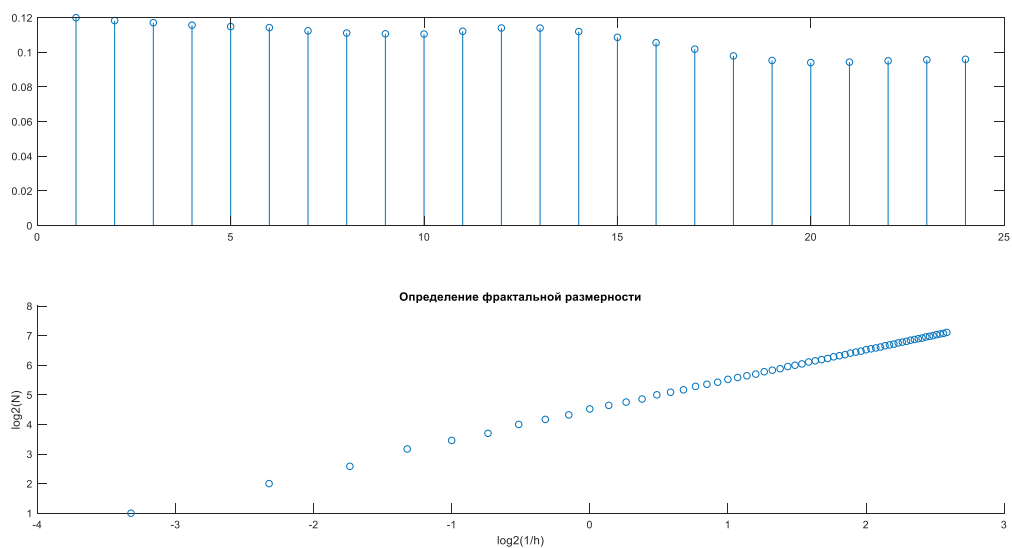


Рисунок Е.1 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру
для реограми пацієнта 1 під час вдиху

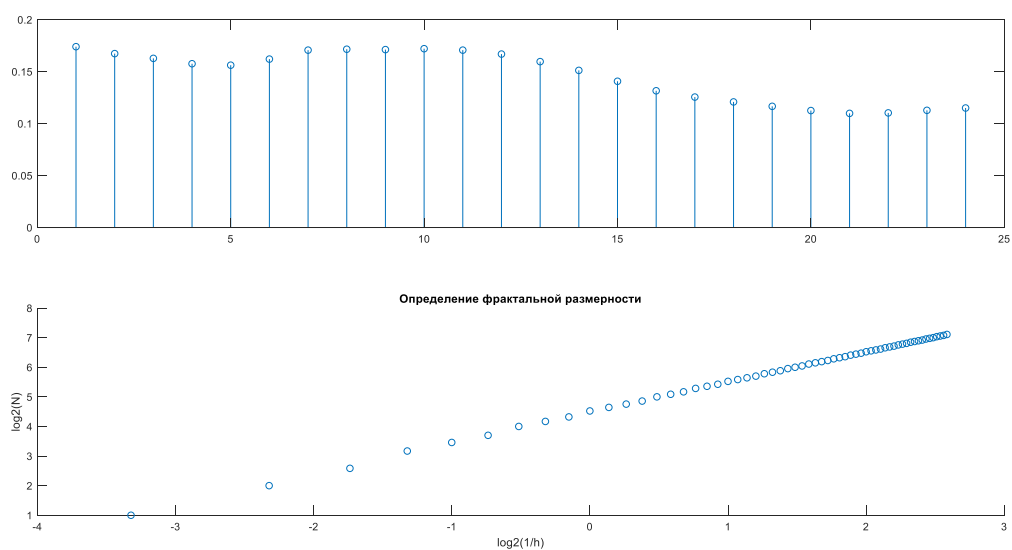


Рисунок Е.3 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру
для реограми пацієнта 2 під час вдиху

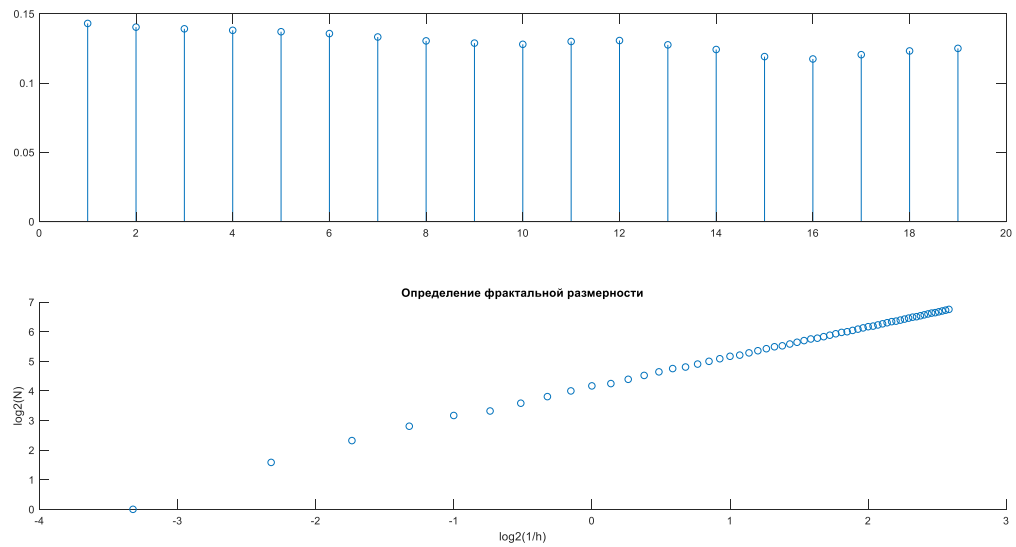


Рисунок Е.4 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 2 при видиху

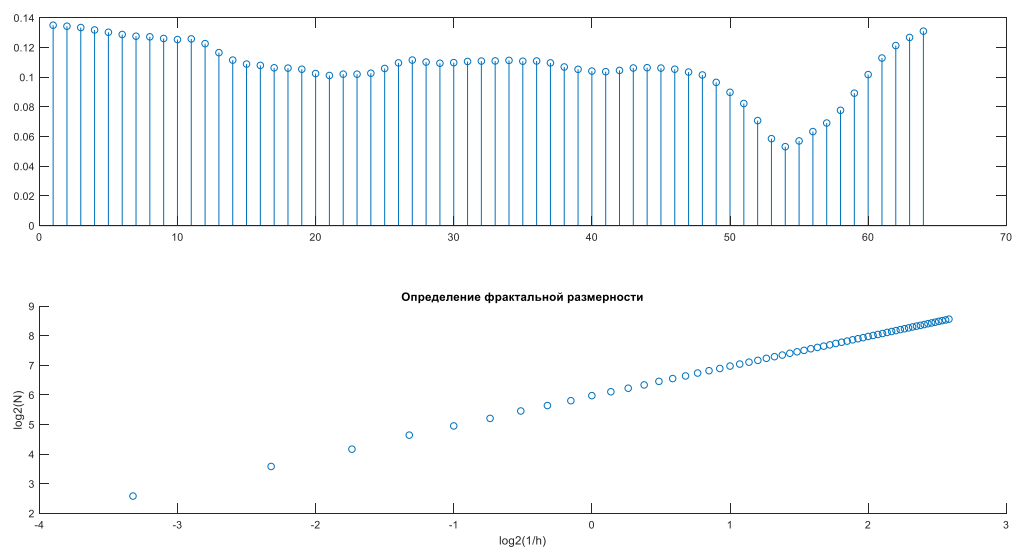
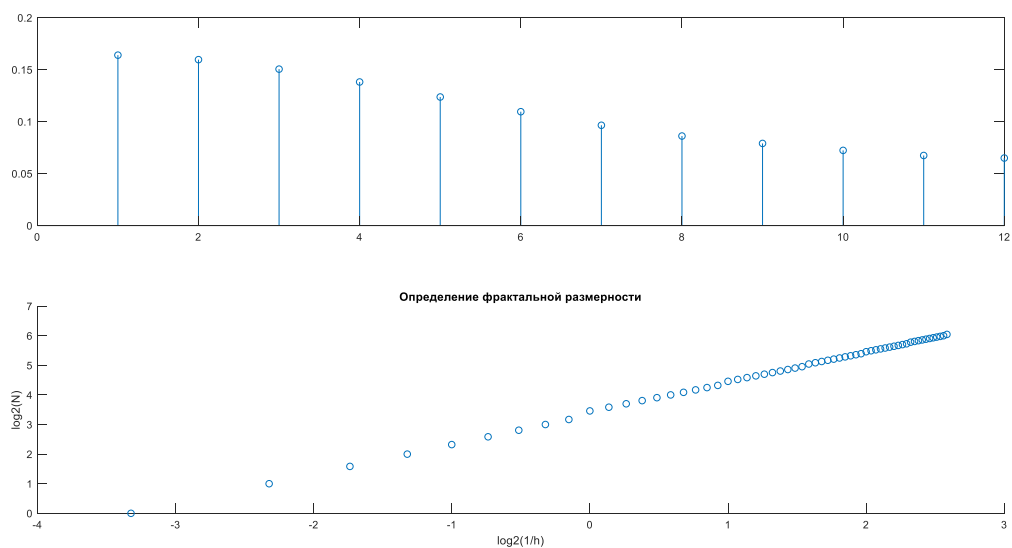


Рисунок Е.5 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 3 при вдиху



Малюнок Е.6 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 3 при видиху

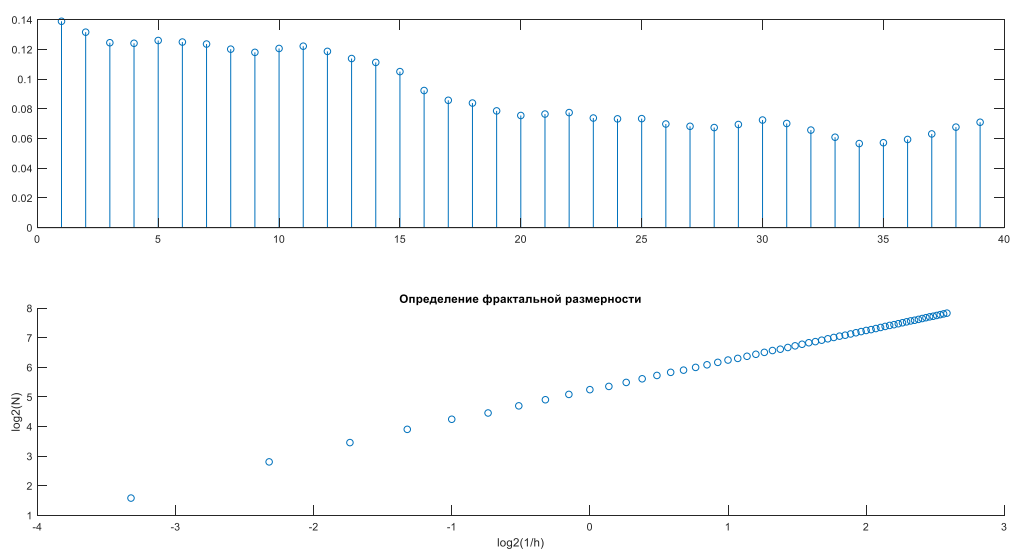


Рисунок Е.7 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 4 при вдиху

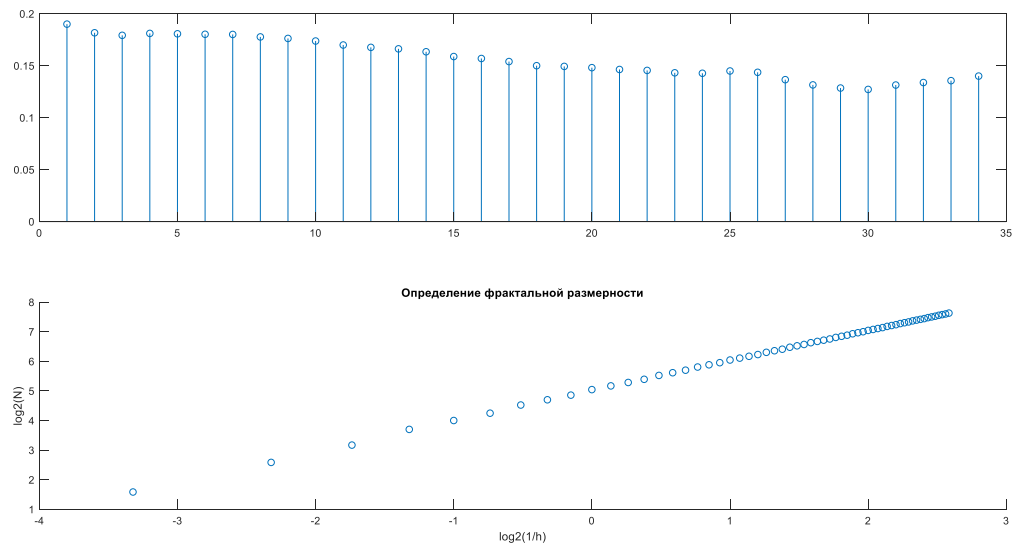


Рисунок Е.8 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 4 при видиху

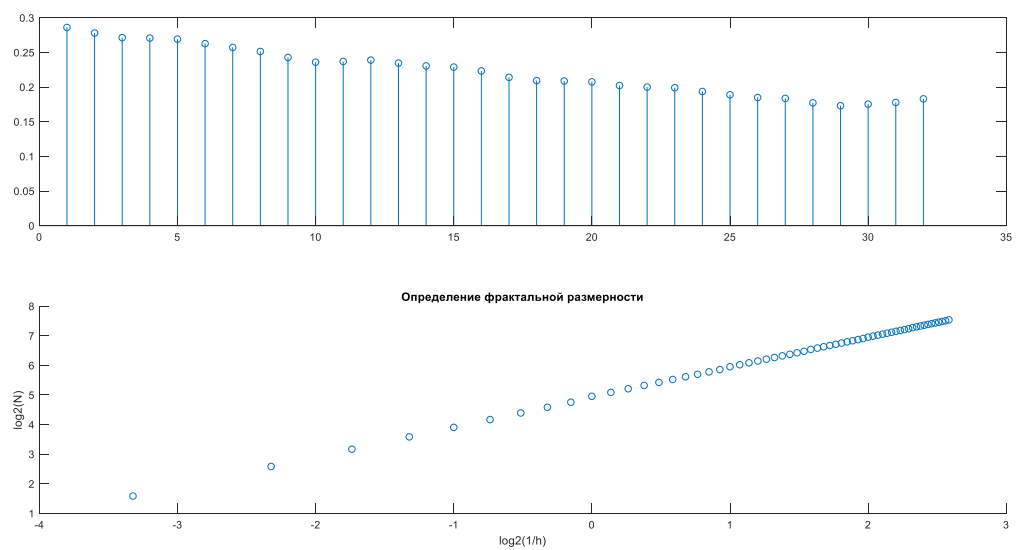


Рисунок Е.9 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 5 під час вдиху

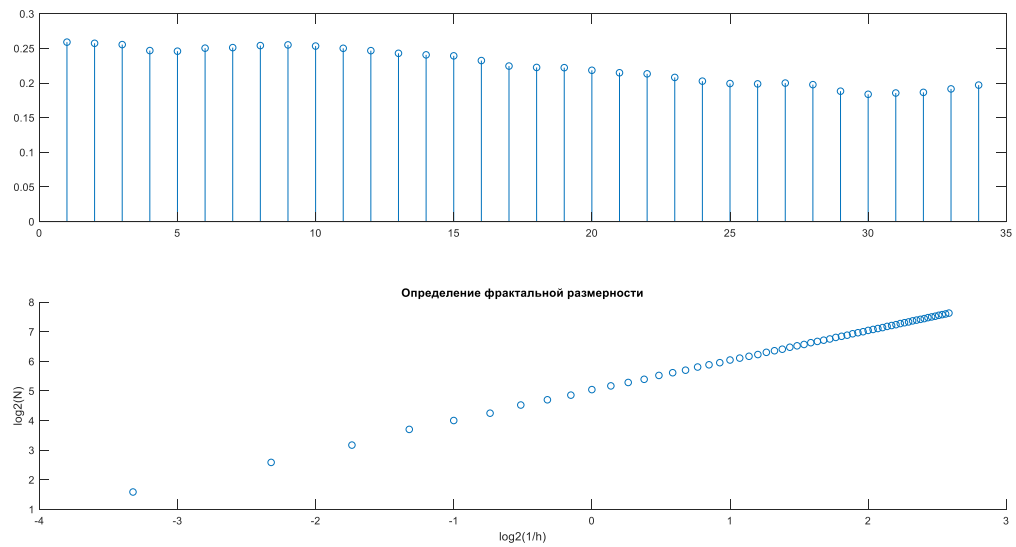


Рисунок Е.10 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизура для реограми пацієнта 5 при видиху

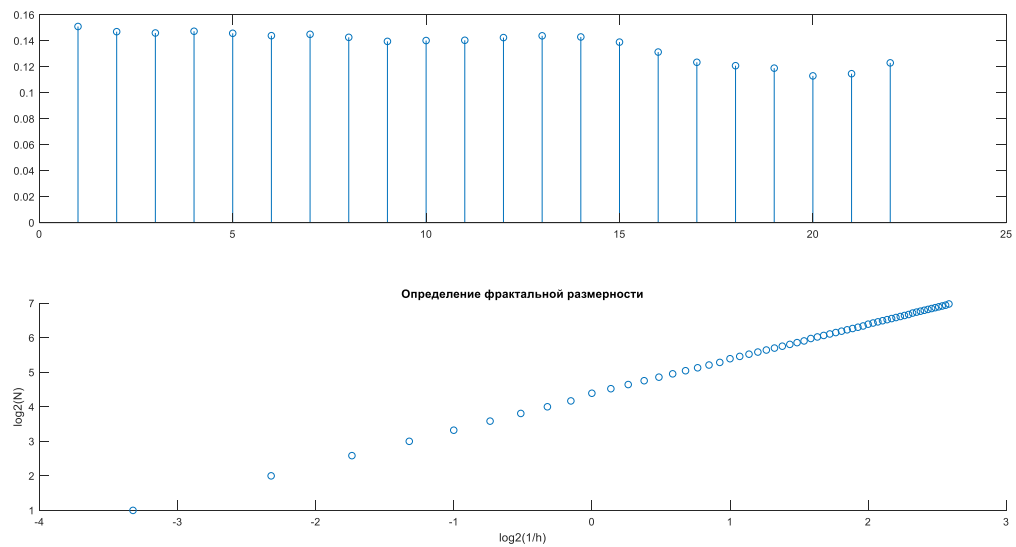


Рисунок Е.11 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 6 при видиху

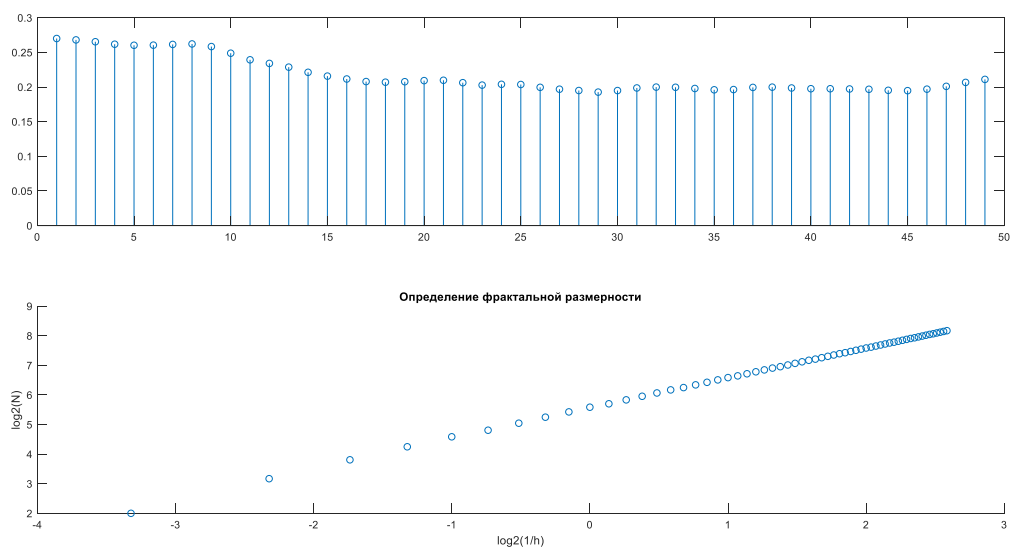


Рисунок Е.12 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 6 при видиху

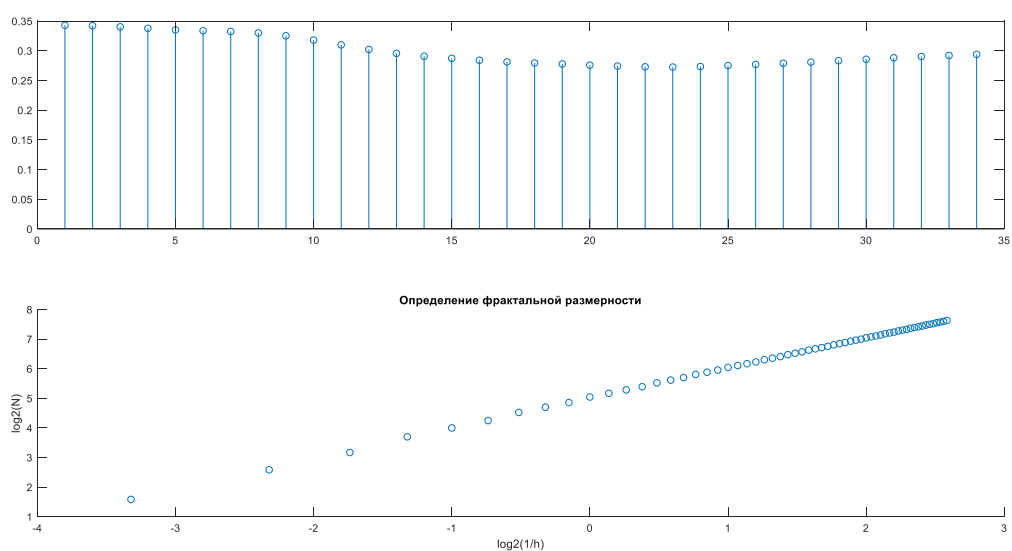


Рисунок Е.13 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 7 при вдиху

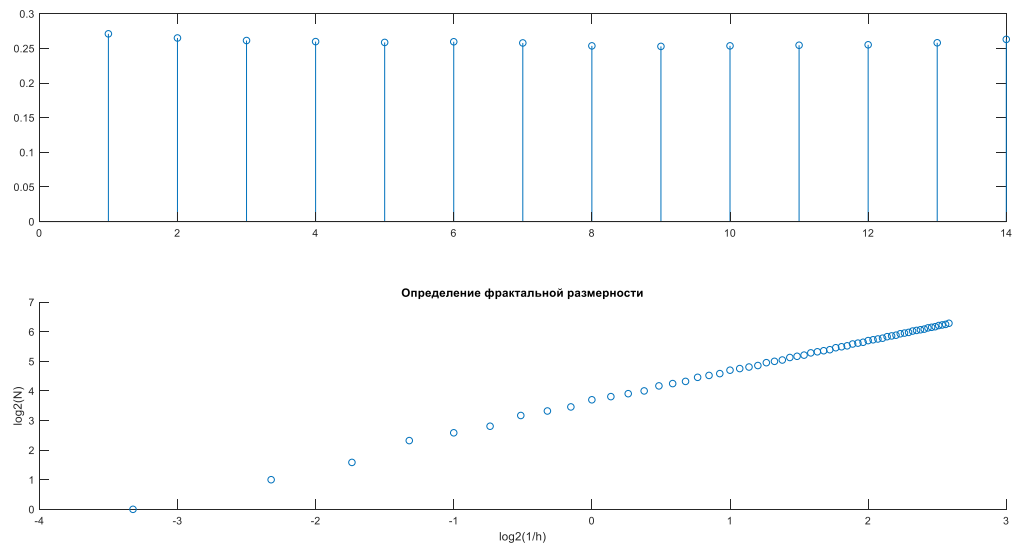


Рисунок Е.14 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизура для реограми пацієнта 7 при видиху

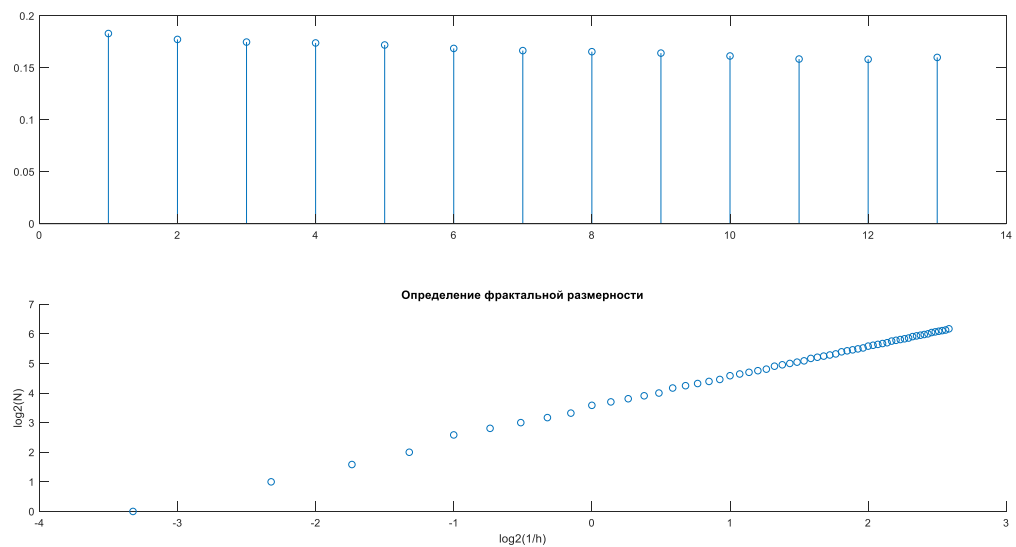


Рисунок Е.15 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 8 під час вдиху

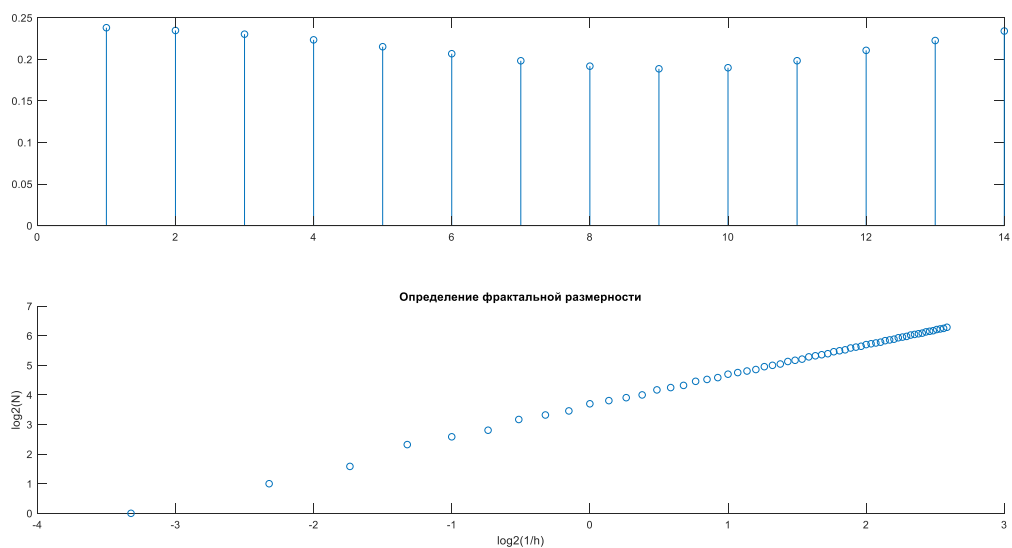


Рисунок Е.16 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизури для реограми пацієнта 8 при видиху

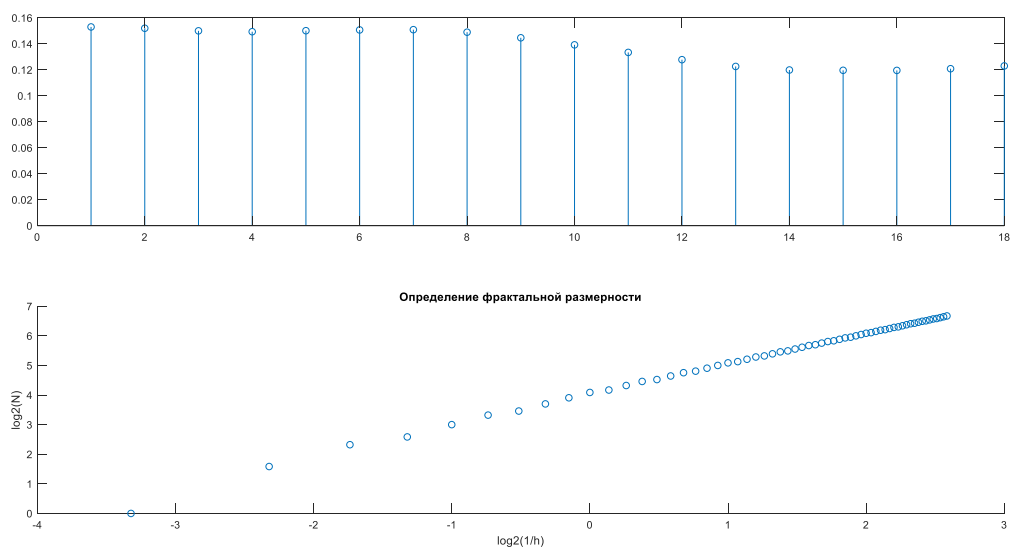


Рисунок Е.17 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизури для реограми пацієнта 9 під час вдиху

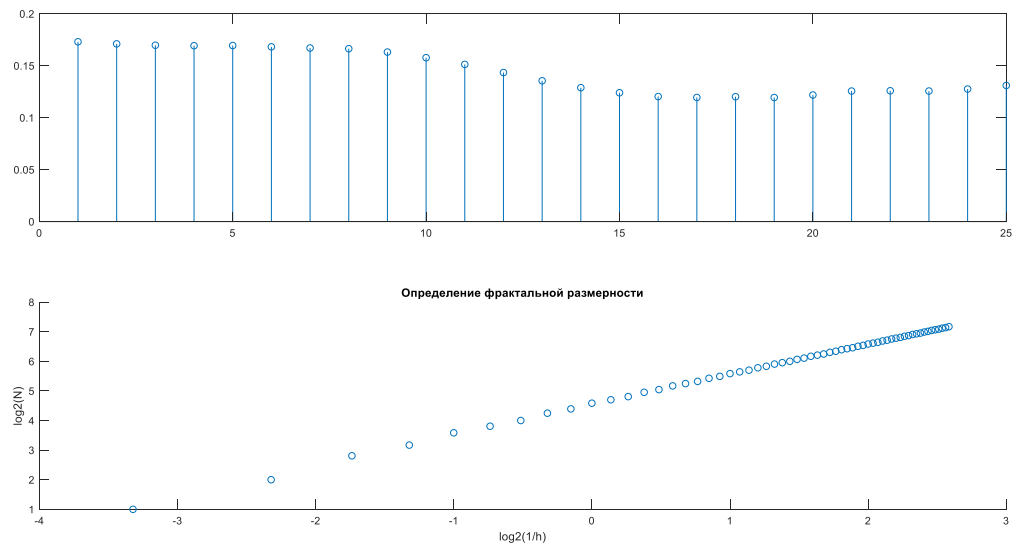


Рисунок Е.18 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизури для реограми пацієнта 9 при видиху

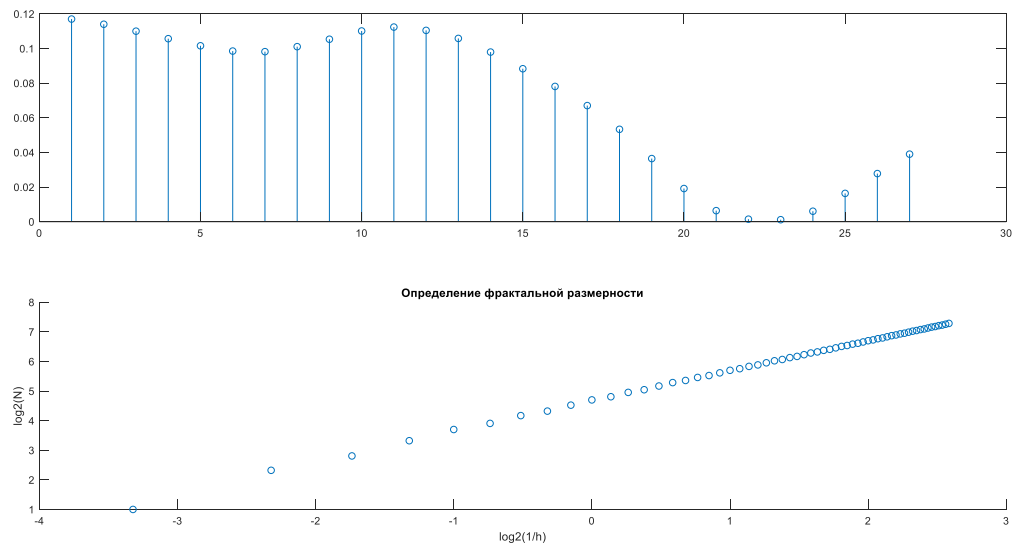


Рисунок Е.19 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизури для реограми пацієнта 10 під час вдиху

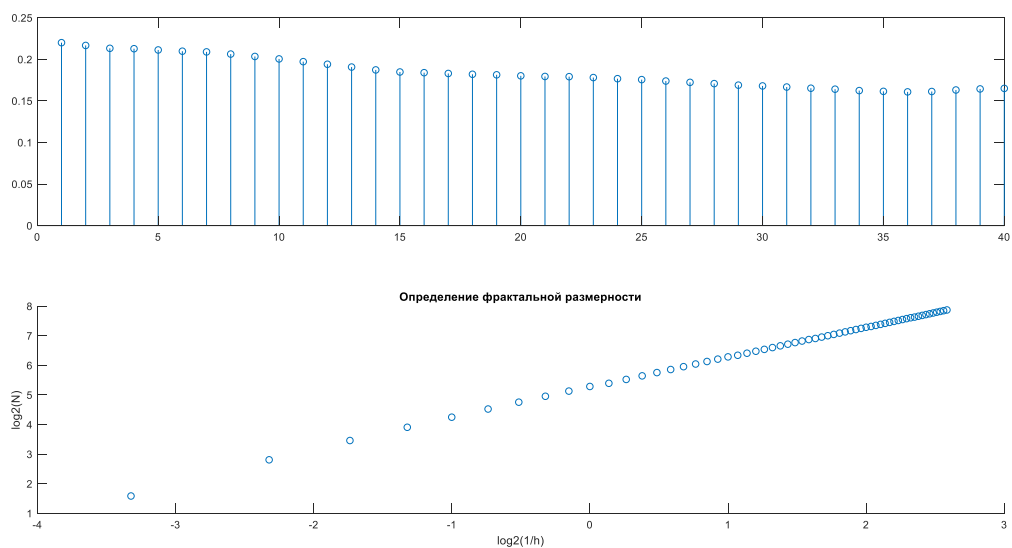


Рисунок Е.22 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 11 під час видиху

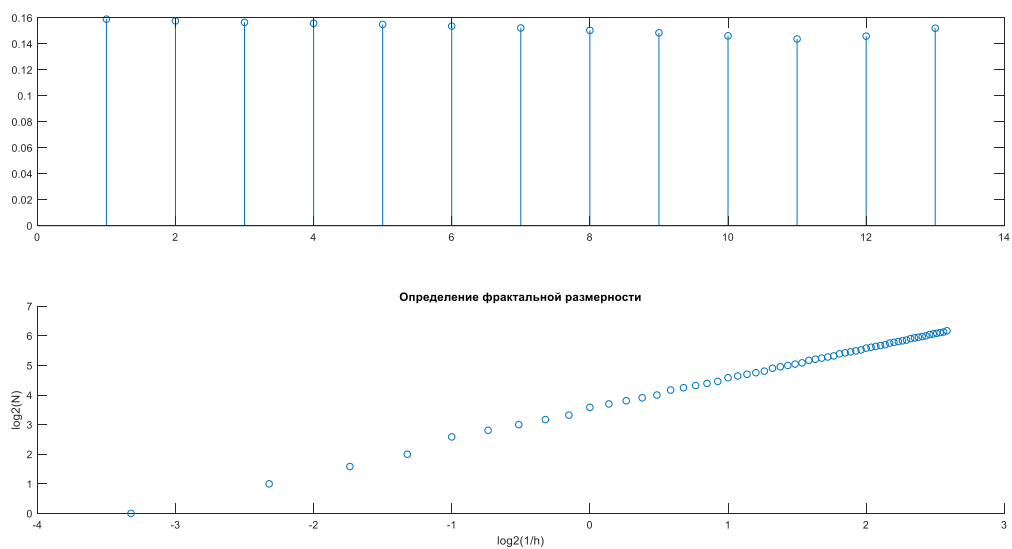
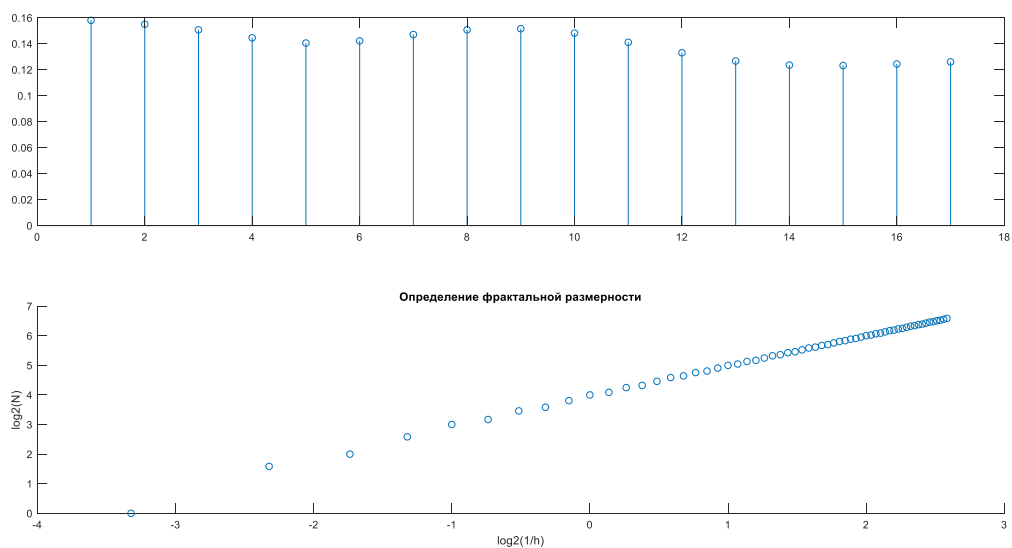


Рисунок Е.23 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 12 під час вдиху



Малюнок Е.24 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 12 при видиху

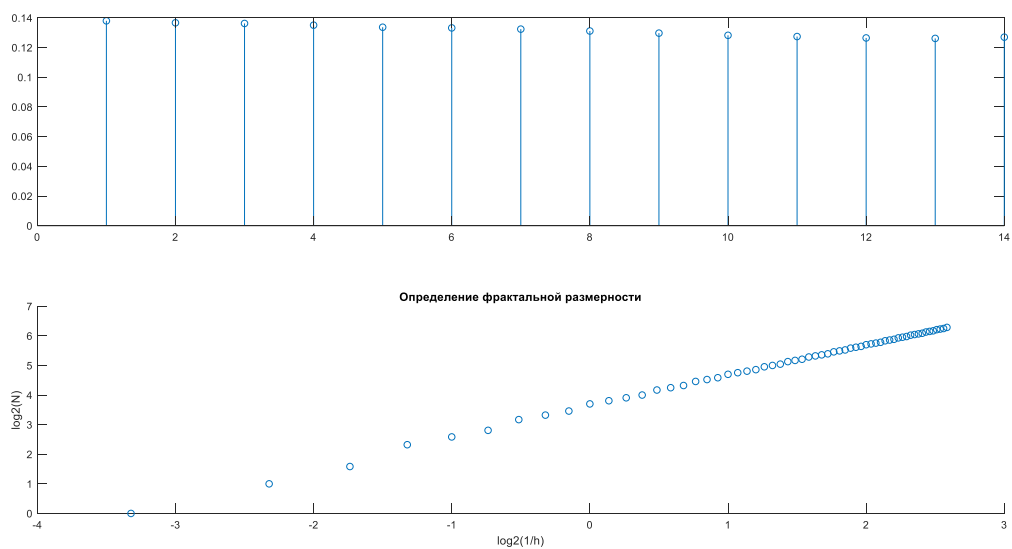


Рисунок Е.25 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 13 при вдиху

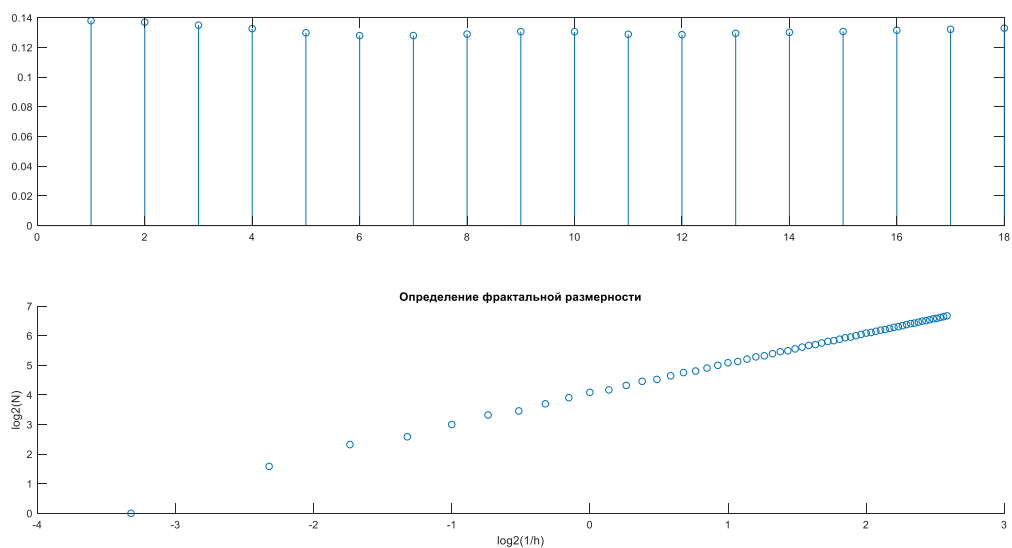
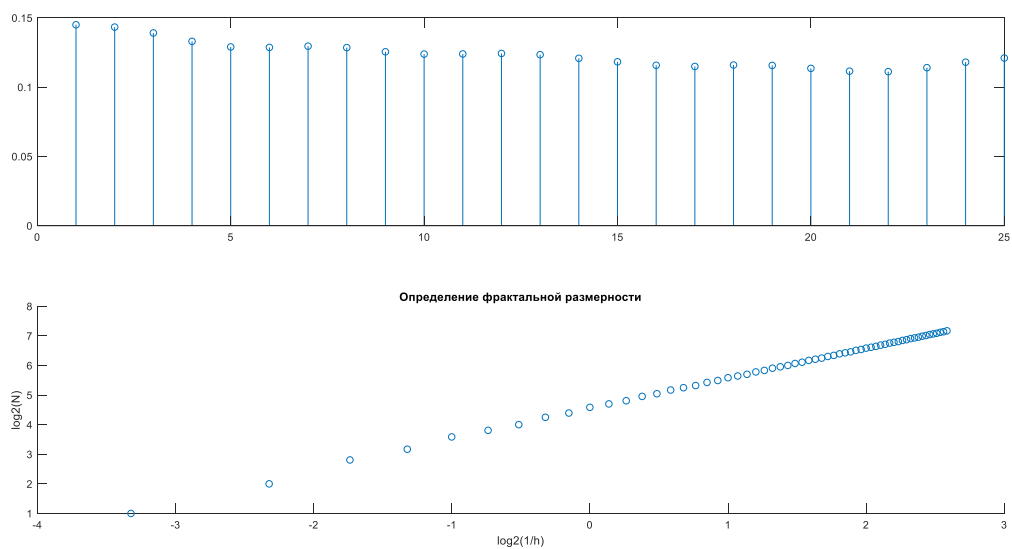


Рисунок Е.26 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизура для реограми пацієнта 13 при видиху



Малюнок Е.27 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 14 під час вдиху

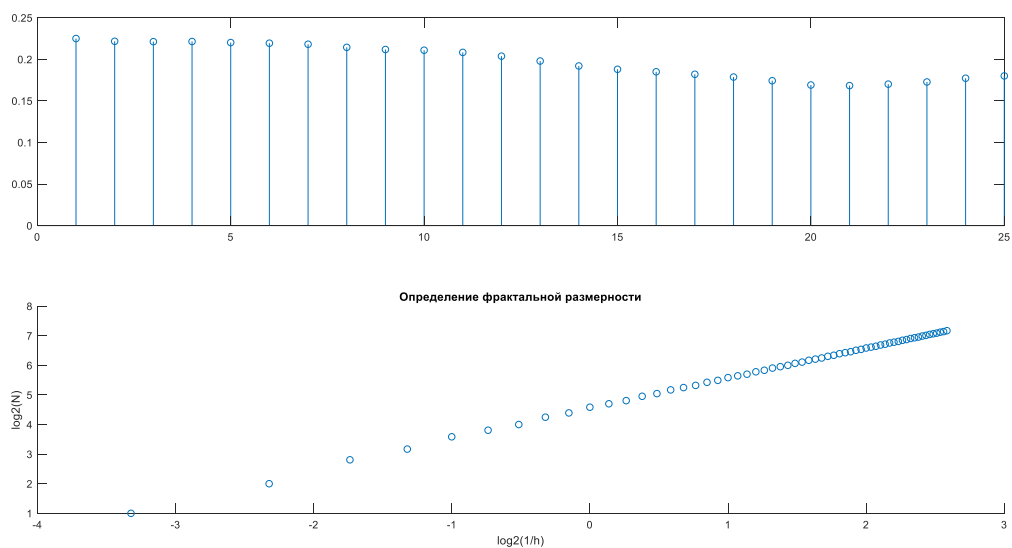


Рисунок Е.28 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизура для реограми пацієнта 14 при видиху

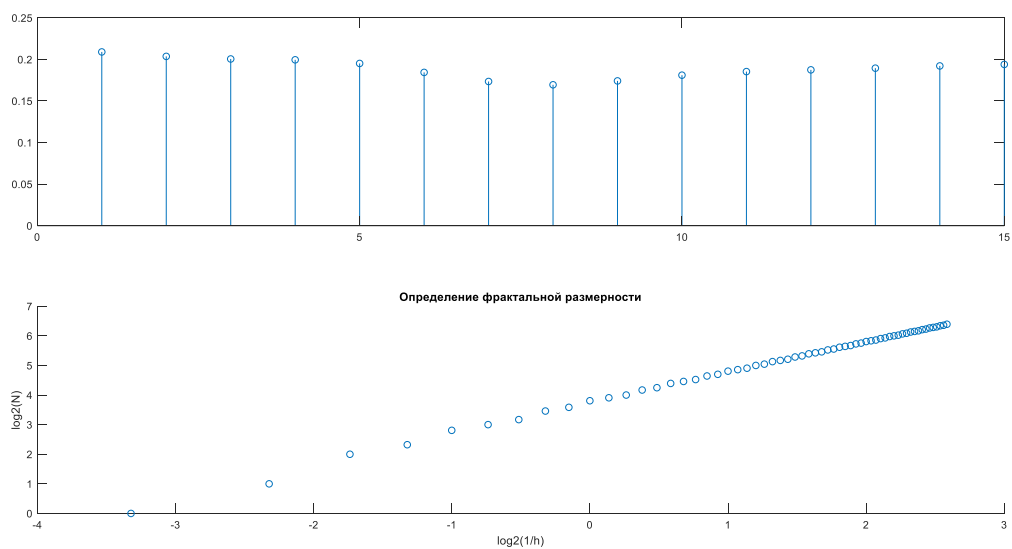


Рисунок Е.29 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 15 під час вдиху

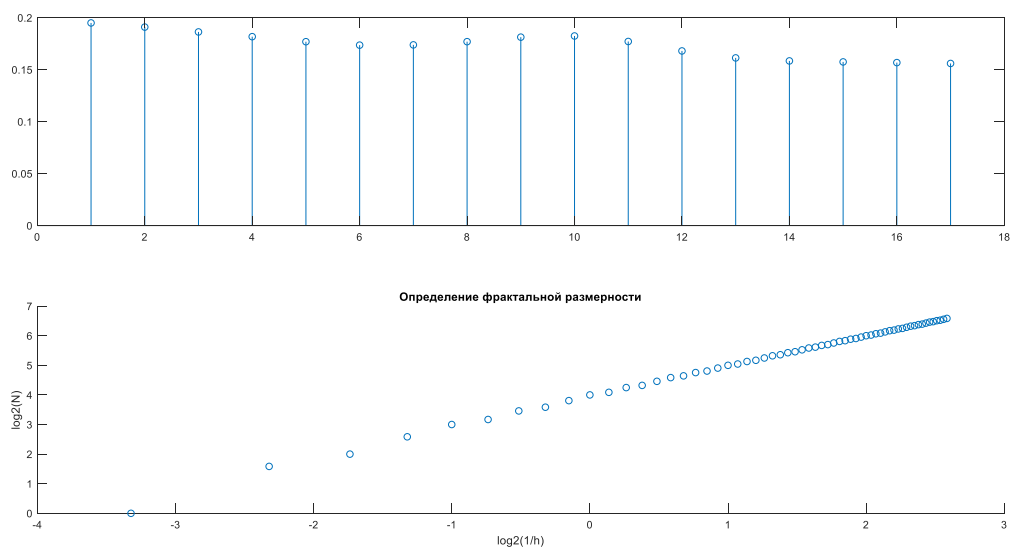


Рисунок Е.30 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизура для реограми пацієнта 15 під час видиху

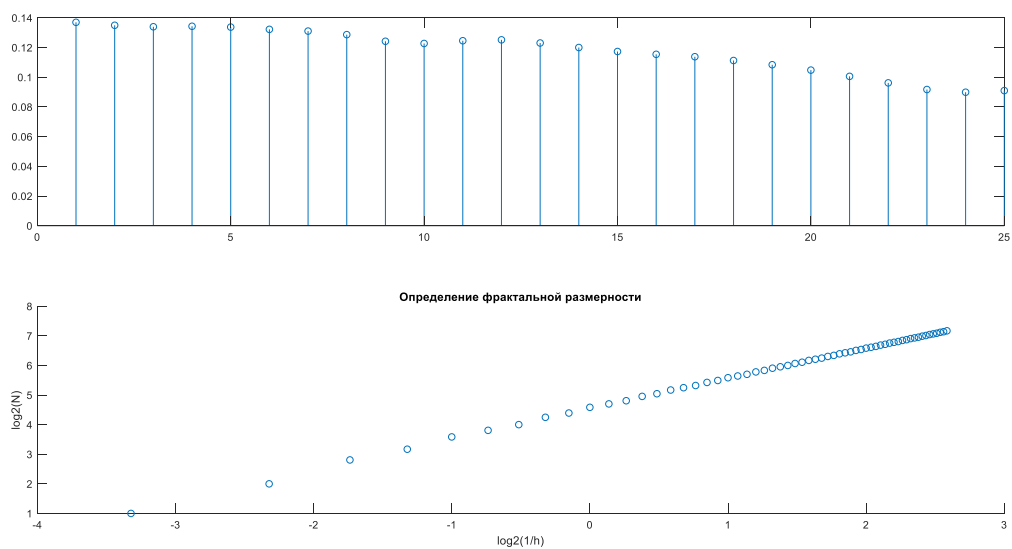


Рисунок Е.31 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 16 під час вдиху

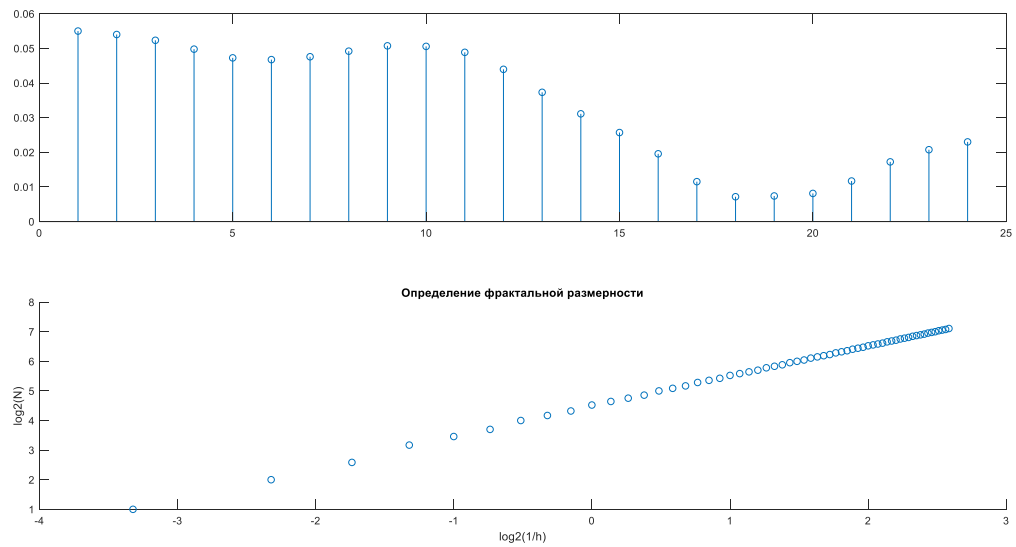


Рисунок Е.32 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизура для реограми пацієнта 16 при видиху

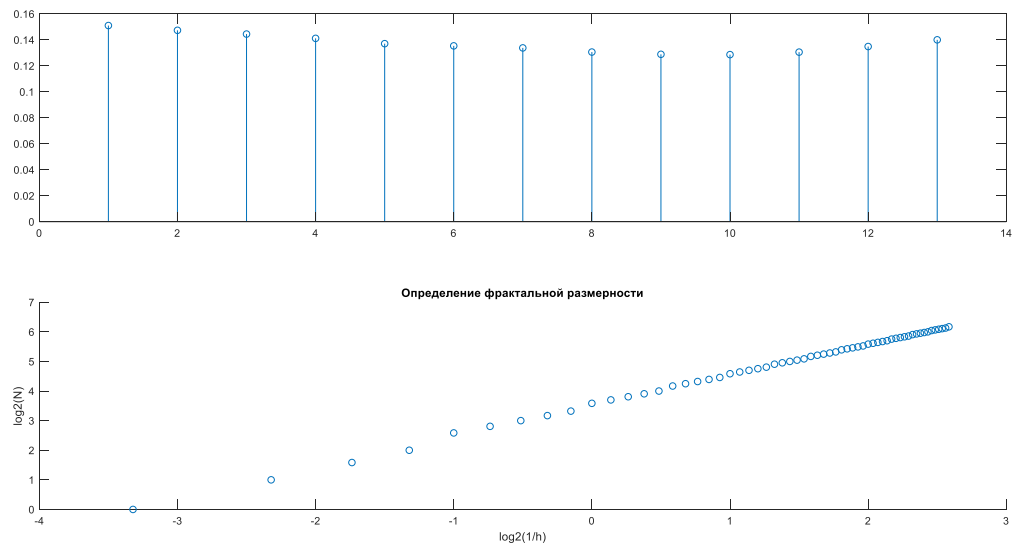


Рисунок Е.33 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 17 при вдиху

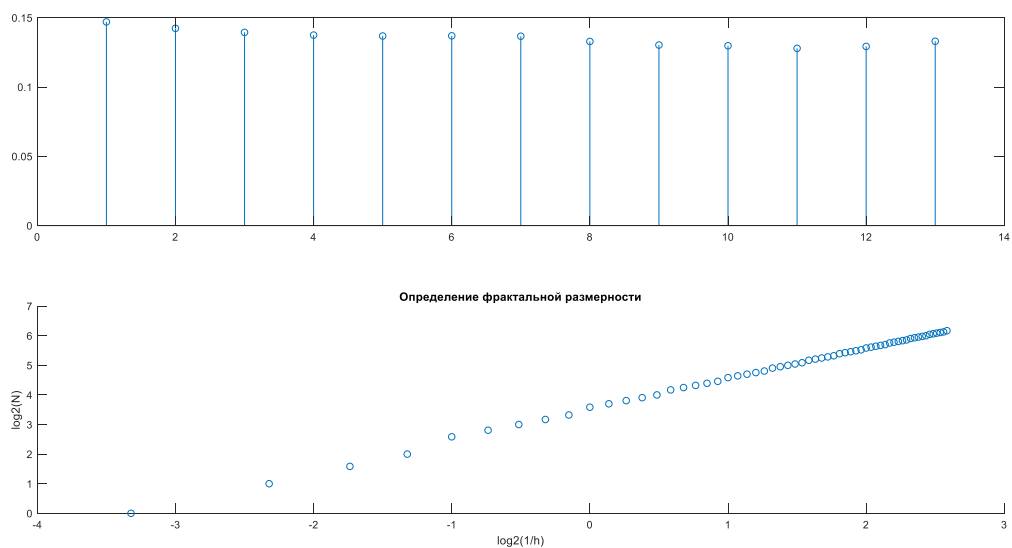


Рисунок Е.34 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 17 при видиху

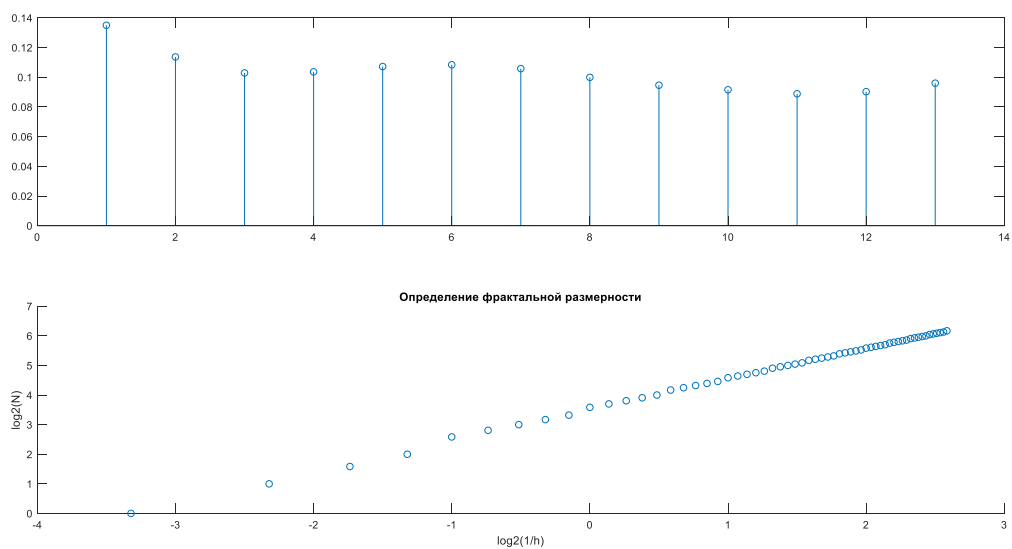


Рисунок Е.35 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 18 під час вдиху

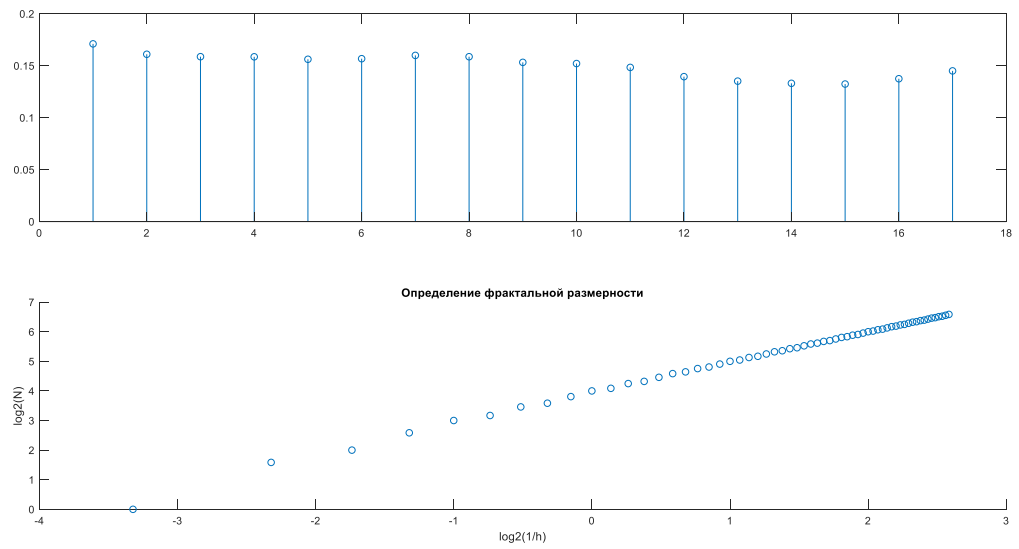


Рисунок Е.36 – Визначення фрактальної розмірності на ділянці інцизуру для реограми пацієнта 18 при видиху

ДОДАТОК Ж

Вибірковий тест індексу фрактальності за критерієм Стюдента

Таблиця Ж.1 – Значення критерію Стюдента (t) та рівня його достовірності (a) для оцінки ступеня відмінності індексів фрактальності в нормі та при патологіях, отриманих на ділянці інцизури для реограм, зареєстрованих при вдиху.

Індекс фрактальності	Норма	Гемоторакс	Пневмоторакс	Розрив тканини
Норма	X	t = 1,04 a = 0,343889	t = 1,73 a = 0,122067	t = 1,03 a = 0,3327
Гемоторакс	t = 1,04 a = 0,343889	X	t = 0,48 a = 0,653911	t = 0,01 a = 0,992576
Пневмоторакс	t = 1,73 a = 0,122067	t = 0,48 a = 0,653911	X	t = 0,49 a = 0,636724
Розрив тканини	t = 1,03 a = 0,3327	t = 0,01 a = 0,992576	t = 0,49 a = 0,636724	X

Таблиця Ж.2 – Значення критерію Стюдента (t) та рівня його достовірності (a) для оцінки ступеня відмінності індексів фрактальності в нормі та при патологіях, отриманих на ділянці всього сигналу для реограм зареєстрованих при вдиху.

Індекс фрактальності	Норма	Гемоторакс	Пневмоторакс	Розрив тканини
Норма	X	t = 0,53 a = 0,620416	t = 0,34 a = 0,739455	t = 0,93 a = 0,379781
Гемоторакс	t = 0,53 a = 0,620416	X	t = 0,32 a = 0,763576	t = 0,03 a = 0,976530
Пневмоторакс	t = 0,34 a = 0,739455	t = 0,32 a = 0,763576	X	t = 0,5 a = 0,631816
Розрив тканини	t = 0,93 a = 0,379781	t = 0,03 a = 0,976530	t = 0,5 a = 0,631816	X

Таблиця Ж.3 – Значення критерію Стюдента (t) та рівня його достовірності (a) для оцінки ступеня відмінності індексів фрактальності в нормі та при патологіях, отриманих на ділянці інцизури для реограм, зареєстрованих при видиху.

Індекс фрактальності	Норма	Гемоторакс	Пневмоторакс	Розрив тканини
Норма	X	t = 2,36 a = 0,064486	t = 1,07 a = 0,317611	t = 0,79 a = 0,451499
Гемоторакс	t = 2,36 a = 0,064486	X	t = 0,86 a = 0,440246	t = 1,24 a = 0,28142
Пневмоторакс	t = 1,07 a = 0,317611	t = 0,86 a = 0,440246	X	t = 0,27 a = 0,79173
Розрив тканини	t = 0,79 a = 0,451499	t = 1,24 a = 0,28142	t = 0,27 a = 0,79173	X

Таблиця Ж.4 – Значення критерію Стюдента (t) та рівня його достовірності (a) для оцінки ступеня відмінності індексів фрактальності у нормі та при патологіях, отриманих на ділянці для всього сигналу для реограм зареєстрованих при видиху.

Індекс фрактальності	Норма	Гемоторакс	Пневмоторакс	Розрив тканини
Норма	X	t = 0,14 a = 0,896386	t = 0,09 a = 0,927224	t = 0,44 a = 0,672257
Гемоторакс	t = 0,14 a = 0,896386	X	t = 0,28 a = 0,792937	t = 1,19 a = 0,300915
Пневмоторакс	t = 0,09 a = 0,927224	t = 0,28 a = 0,792937	X	t = 0,35 a = 0,733896
Розрив тканини	t = 0,44 a = 0,672257	t = 1,19 a = 0,300915	t = 0,35 a = 0,733896	X