

ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ

В'юнник Олег Васильович

УДК 615.47:616.24-073.7

**СИСТЕМА ДЛЯ ПУЛЬМОФОНОГРАФІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ
ЗАХВОРЮВАНЬ ЛЕГЕНІВ**

05.11.17 - біологічні та медичні прилади і системи

Автореферат
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Харків – 2010

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана в Харківському національному університеті радіоелектроніки Міністерства освіти і науки України.

Науковий керівник: кандидат технічних наук, професор Мустецов Микола Петрович, Харківський національний університет імені В.Н. Каразіна Міністерства освіти і науки України, професор кафедри фізичної і біомедичної електроніки та комплексних інформаційних технологій.

Офіційні опоненти: доктор хімічних наук, професор Новіков Олександр Олександрович, Херсонський національний технічний університет Міністерства освіти і науки України, завідувач кафедри фізичної та біомедичної електроніки;

кандидат технічних наук, доцент Поворознюк Анатолій Іванович, Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут» Міністерства освіти і науки України, професор кафедри обчислювальної техніки та програмування.

Захист відбудеться « 19 » жовтня 2010 р. о 13 годині на засіданні спеціалізованої вченої ради К 64.052.03 Харківського національного університету радіоелектроніки за адресою: 61166, м. Харків, проспект Леніна, 14.

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотеці Харківського національного університету радіоелектроніки за адресою: 61166, м. Харків, проспект Леніна, 14.

Автореферат розісланий « ___ » вересня 2010 р.

Вчений секретар
спеціалізованої вченої ради



М.М. Рожицький

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Захворювання системи дихання людини потрапляють у п'ятірку найпоширеніших груп захворювань. Серед провідних причин смерті присутні відразу три пульмонологічні нозології: хронічні обструктивні захворювання легенів (ХОЗЛ), рак легенів і пневмонія. Респіраторні захворювання є важким тягарем для соціуму, вони істотно обмежують фізичні можливості і впливають на якість життя людини. Тільки в Європі витрати, пов'язані із захворюваннями органів дихання, складають 102 млрд. євро в рік. За прогнозами Європейського респіраторного суспільства, до 2020 року смертність, пов'язана із захворюваннями легенів, в світі складе 11,9 млн. чоловік на рік. Актуальною медичною проблемою є травма грудної клітки як один з найважчих видів пошкоджень, що складає 8-10 % всіх видів травм. При цьому летальність при важкій травмі грудної клітки стабільно залишається в межах від 10 до 35 %. Особливу загрозу для здоров'я населення України представляє неухильне зростання захворюваності туберкульозом. В Україні більше 600 тис. хворих на туберкульоз, щорічно реєструють до 12,3 млн. випадків пульмонологічних захворювань.

Однією з основних причин високого рівня захворювань легенів є невчасна діагностика стану органів дихання. Виражені симптоми захворювання виявляються в той час, коли легенева функція вже істотно порушена. Таке положення пояснюється недостатньою укомплектованістю медичних установ сучасною діагностичною апаратурою та недосконалістю існуючих методів і засобів дослідження легенів.

Враховуючи всі ці факти, неможливо переоцінити важливість пульмонологічних проблем для сучасного суспільства. Очевидна актуальність розробки нових методів диференціальної діагностики станів легеневої паренхіми і плеври та апаратів для їх реалізації в медичній практиці.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертацію виконано у відповідності з планом наукового напрямку кафедри біомедичних електронних пристроїв та систем (БМЕ) Харківського національного університету радіоелектроніки (ХНУРЕ) «Розробка та впровадження в медичну практику комплексу діагностичних комп'ютерних систем» (№ д/р 0193U039132).

Мета і завдання дослідження. Метою роботи є розробка системи дослідження легенів людини на основі методу пульмофонографії та розширення можливостей методу в діагностиці та контролі лікування легеневих патологій.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні завдання:

- провести аналіз існуючих методів дослідження легенів і обґрунтувати перспективність клінічного застосування пульмофонографії (ПФГ) у хворих з легеневою патологією;

- розробити електричну модель легенів, яка дозволить зв'язати показники пульмофонографії зі станом легеневої тканини і плевральної порожнини;

- провести чисельне моделювання зміни інтенсивності звукового тиску в легеневих сегментах, що відображує повітрянаповнення легенів;
- провести дослідження амплітудно-частотних характеристик легенів людини;
- розробити структурну схему системи для пульмофонографічних досліджень та основні медико-технічні вимоги до апаратно-програмних засобів реєстрації і обробки пульмофонограм з використанням можливостей комп'ютерних технологій;
- провести пошук діагностичного критерію визначення функціонального стану ділянки легенів;
- експериментально обґрунтувати застосування системи для пульмофонографічних досліджень для диференційної діагностики легеневих патологій;
- провести апробацію системи для пульмофонографічних досліджень в умовах клініки.

Об'єктом дослідження є процес розповсюдження акустичних коливань по структурах легенів.

Предметом дослідження є система для пульмофонографічних досліджень легенів.

Методи досліджень: теорія цифрової обробки сигналів, фізичне, електричне і математичне моделювання, статистичні методи обробки результатів експериментальних досліджень та клінічних випробувань.

Наукова новизна одержаних результатів.

1. Вперше запропонована електрична модель легенів, в якій враховані такі ланки акустичного тракту людини як ротова порожнина, трахея, бронхи, паренхіма легенів, плевральна порожнина, тканини грудної клітки, що дозволило обґрунтувати взаємозв'язок пульмофонографічних показників зі станом легеневої тканини і плевральної порожнини.

2. Удосконалено метод пульмофонографії за рахунок використання для аналізу всіх складових пульмофонограми, що дозволило проводити диференційну діагностику легеневих патологій.

3. Вперше запропоновано діагностичний критерій стану легенів на основі визначення амплітудно-частотних характеристик сигналу, що реєструється на поверхні грудної клітки при пульмофонографії, що дозволило зв'язати результат пульмофонографічного дослідження з функціональним станом ділянки легенів людини.

Практичне значення одержаних результатів.

Розроблена система для пульмофонографічних досліджень захворювань легенів з використанням сучасних можливостей обчислювальних засобів, яка дозволила підвищити діагностичні можливості методу пульмофонографії.

Система для пульмофонографічних досліджень була застосована для проведення диференційної діагностики захворювань легенів і контролю лікування

пацієнтів у Державній установі «Інститут загальної та невідкладної хірургії АМНУ» (акт впровадження), Державній установі «Інститут терапії ім. Л.Т. Малої АМНУ» (акт впровадження), міській клінічній лікарні № 13 м. Харкова (акт впровадження).

Принципи діагностики фізичного стану легенів людини, методика та алгоритми виявлення легеневих патологій методом пульмофонографії використовуються у навчальному процесі на кафедрі БМЕ ХНУРЕ під час читання лекцій та проведення практичних занять з дисципліни «Методи медико-біологічних досліджень» (акт впровадження результатів у навчальний процес).

Особистий внесок здобувача. Всі основні результати дисертаційної роботи отримано автором самостійно. У роботах, що були написані зі співавторами, здобувачеві належить: у статті [2] здобувачем проведено визначення параметрів системи для ПФГ-досліджень, обґрунтовані вимоги до засобів обчислювальної техніки та програмного забезпечення; у роботі [3] – апробація системи для ПФГ-досліджень, підготовка та проведення експериментальних клінічних досліджень, обробка результатів; у статті [4] запропоновано і реалізовано метод обробки даних ПФГ-дослідження на основі дискримінантного аналізу для діагностики патологічних змін у легенях; у роботі [6] – оптимізація структури системи для ПФГ досліджень, формулювання формули винаходу; у роботі [9] автором проведено чисельне моделювання амплітудно-частотних характеристик легенів на електричній моделі заміщення легень людини при пульмофонографії.

Апробація роботи. Результати досліджень, які включені в дисертацію, доповідалися на 11 Міжнародному молодіжному форумі «Радіоелектроніка і молодь в ХХІ столітті» в 2007 р. у м. Харкові, IV міжнародній конференції «Телемедицина - досвід і перспективи» в 2008 р. у м. Донецьку, 3 Міжнародному радіоелектронному форумі «Прикладна радіоелектроніка. Стан і перспективи розвитку», а також 8-й міжнародній науково-технічній конференції «Проблеми інформатики і моделювання» в 2008 р. у м. Харкові, на міжнародній науково-технічній конференції «Інформаційні технології і інформаційна безпека в науці і освіті «Інфотех-2009» у м. Севастополі в 2009 р., науково-практичній конференції «Щорічні терапевтичні читання присвячені пам'яті академіка Л.Т. Малої» в 2007, 2008 рр. у м. Харкові.

Публікації. Основні результати дисертаційного дослідження опубліковано в 5 статтях у спеціалізованих виданнях, що входять до переліку, затвердженого ВАК України, та в 10 збірках матеріалів міжнародних форумів і науково-практичних конференцій, отримано один патент на винахід.

Структура та обсяг дисертації. Дисертація містить вступ, чотири розділи, висновки, додатки, список використаних джерел. Повний обсяг дисертації – 207 сторінок; обсяг, що займають ілюстрації, таблиці, десять додатків, список використаних джерел з 112 найменувань, складає 86 сторінок.

ЗМІСТ РОБОТИ

У **вступі** обґрунтована актуальність теми, наукова і практична цінність роботи для вирішення проблем медицини. Сформульована мета і завдання роботи, наведена її загальна характеристика.

У **першому розділі** розглянуто будову легенів як об'єкта дослідження та проведено аналіз існуючих методів дослідження системи дихання людини. Головною ланкою системи дихання є легені, які мають складну структурну ієрархію і значні компенсаторні можливості, що ускладнює діагностику їх стану. Тому легені практично неможливо оцінювати за зовнішніми показниками, що реєструються інструментально. На теперішній час рентгенологічні методи є основними об'єктивними методами дослідження легенів. Дана група методів інформативна, проте має такі вагомні недоліки, як променеве навантаження на організм людини, необхідність транспортування тяжкохворих пацієнтів з реанімаційного відділення до кабінету томографії чи рентгенодіагностики. Друге місце за розповсюдженням у практичній медицині посідають ручні методи аускультативної та перкусійної. Разові вимірювання легеневої об'ємності проводяться за допомогою спірографічних методів.

Таким чином, при поточному контролі динаміки процесу лікування у розпорядженні практичного лікаря, крім рентгенівських, залишаються ручні методи дослідження. Виходом з ситуації, що склалася, може бути впровадження в медицину нових, неінвазивних, об'єктивних методів, які здатні стати альтернативою рентгенівським методам та підвищити об'єктивність рішення лікаря.

Легені забезпечують обмінні процеси за допомогою бронхіального дерева, яке залежно від функції, що виконується, можна розділити на дві частини: транспортну і газообмінну. Кожна легеня складається з сегментів, які вентилуються окремими бронхами. Паренхіма сегментів легень утворюється альвеолами, кінцевими бронхіолами та кровоносними судинами. Кожна легеня зовні вкрита плеврою. Плевра має два листки – один із них зрощений із легенями, другий – із грудною кліткою. Між обома листками знаходиться плевральна порожнина (ПП), заповнена серозною рідиною.

Травма грудної клітки людини, як результат дії на грудну клітку ушкоджувального агента певної сили, супроводжується крововиливами в плевральну порожнину, паренхіму легенів, що, у свою чергу, призводить до кардіопульмональних розладів гемодинаміки, вентиляції і газообміну. Плевральні ускладнення при травматичних ушкодженнях, такі як гемо- та пневмоторакс, суттєво впливають на дихальну функцію людини і можуть привести до розвитку дихальної недостатності чи набряку легенів, що загрозово для життя людини.

Патологічні зміни в транспортній частині легенів, як правило, призводять до зменшення прохідного перетину бронха (обструкція бронха). Будь-яка зміна прохідного перетину бронха – тимчасова, спазматична або постійна – веде до зміни локального, а іноді і загального функціонування повітряного тракту легенів.

Отже, будь-які патологічні зміни, незалежно від їх причини, на ранній стадії розвитку, характеризуються змінами локального функціонування повітряного тракту, зокрема наявністю інфільтрацій паренхіми легенів, ателектазів ділянок легенів, рідини різної етіології чи повітря (гемо- пневмоторакси, плевральні випоти), стійкої гіпо - або гіпервентиляцією окремих ділянок легенів, збільшенням нерівномірності вентиляції і повітрянаповнення, обструктивними явищами в бронхіальному дереві.

На основі проведеного аналізу показано наступне:

- легені мають дуже складну структурну ієрархію, що призводить до необхідності детального локального дослідження всіх структурних одиниць і отримання інформації про регіональне функціонування;

- зміна у функціонуванні будь-якої ділянки паренхіми компенсується роботою сусідніх ділянок, як результат загальні параметри вентиляції легенів на ранніх стадіях захворювання можуть бути в межах норми.

Метод пульмофонографії є найбільш інформативним та перспективним з акустичних методів оцінки регіонального функціонування легенів. Сутність методу полягає в подачі звукового сигналу сталої частоти і інтенсивності у верхні дихальні шляхи пацієнта в процесі дихання і вимірюванні на поверхні грудної клітки змін амплітуди сигналу, що пройшов весь акустичний тракт. Метод заснований на встановленому факті амплітудної модуляції звукових коливань процесом дихання і припущенні, що глибина модуляції пов'язана із зміною об'єму паренхіми сегментів легенів та повітропроводів бронхіального дерева в точці вимірювання.

Широкому впровадженню у практику охорони здоров'я методу ПФГ перешкоджає відсутність як обґрунтованої і перевіреної методики обробки ПФГ інформації, так і відсутність надійного апаратного забезпечення реалізації методу.

Таким чином, у першому розділі показана актуальність і перспективність використання методу ПФГ та сформульовані завдання дослідження, зокрема синтез структурної схеми з визначенням технічних параметрів системи для ПФГ-досліджень на основі моделювання, розробка методики обробки результатів та формування діагнозу.

У **другому розділі** розглянута електрична модель розповсюдження акустичної хвилі в бронхіальному дереві легенів і формування пульмофонограми на поверхні грудної клітки.

При проведенні пульмофонографічного дослідження у верхні дихальні шляхи людини подається акустичний сигнал, який після проходження по ротовій порожнині, трахеї, бронхам, паренхіми легенів, плевральної порожнини, викликає коливання прилеглої до паренхіми ділянки грудної стінки, і далі діє на мембрану мікрофону (рис.1). Відбувається зворотне перетворення акустичного сигналу в електричний сигнал. Виходячи з цього, в роботі запропоновано описати загальний акустичний тракт людини за допомогою еквівалентної електричної моделі.

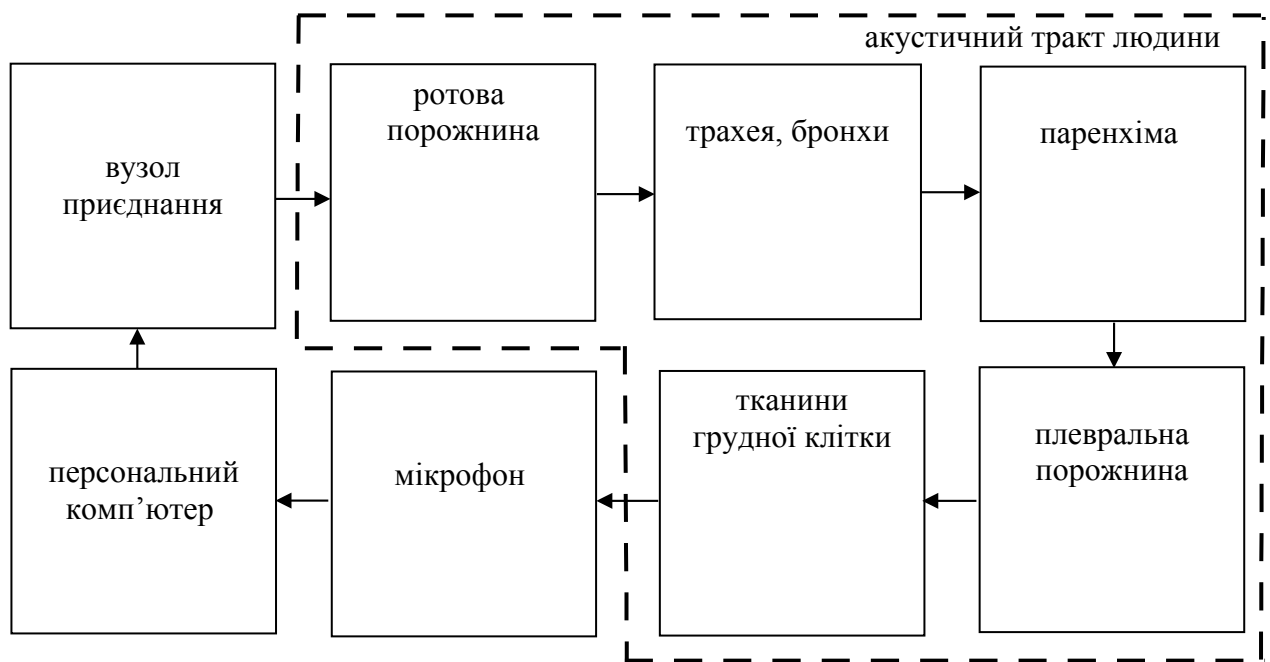


Рис. 1. Схематичне представлення окремих ланок акустичного тракту людини при пульмофонографічному дослідженні

Детальне дослідження процесу розповсюдження звукових коливань по легених повітропроводах показує, що ділянка паренхіми в сукупності з прилеглою ділянкою грудної клітки утворює акустичний резонансний контур, за своїми властивостями аналогічний відомому електричному коливальному контуру. При цьому роль опорів виконує маса і щільність ділянки легених структур, роль ємності контура – об'єм ділянки легених структур, роль індуктивності – в'язкість рідини в плевральній порожнині.

Запропонована електрична модель легень людини у вигляді окремих ланок електричного ланцюга поєднує в собі властивості ротової порожнини, трахеї, бронхіального дерева, паренхіми і передавальної функції, що описує резонансні характеристики альвеол, плевральної порожнини. У схему були введені такі елементи як резистори R , ємності C , індуктивність L , які складають коливальні контури. Електричний коливальний контур може бути введений в резонанс шляхом зміни значень елементів. Аналогічним чином зміна об'єму ділянки паренхіми при диханні (при моделюванні цей процес аналогічний зміні величин ємностей і опорів) приводить до зміни звукового тиску в ділянці паренхіми по резонансній кривій. Таким чином, еквівалентна схема дозволяє встановлювати зв'язок між електричними параметрами моделі і характеристиками повітрянаповненості сегменту легень, що досліджується. Процес моделювання проводився на отриманій еквівалентній електричній схемі заміщення легень людини при проведенні пульмофонографії. В основі топології схеми лежить паралельно-послідовне з'єднання елементів, що представляють властивості окремих легених структур відповідно до того, як проходить сигнал, який подається у верхні дихальні шляхи людини.

Проведений розрахунок електричної схеми методом вузлових потенціалів дав можливість визначити струми на кожному з елементів схеми, що в свою чергу еквівалентно визначенню потоку повітря, а перемножуючи на номінал елемента за законом Ома можна визначити напругу на елементі, що дає нам значення еквівалентної величини інтенсивності звукового тиску.

Запропонована модель дозволяє розрахувати значення для різних варіантів стану системи дихання при змінах у кожному з структурних елементів схеми та провести чисельне моделювання зміни вихідної напруги $U_{\text{вих}}$ схеми заміщення, що відповідає зміні інтенсивності звукового тиску в сегментах легенів під час дихання людини (як приклад на рис. 2 наведені криві залежностей для норми та гемотораксу). Поряд із шкалою вихідної напруги наведена шкала інтенсивності звукового тиску $I_{\text{ПФГ}}$, з відповідними до напруги значеннями в децибелах.

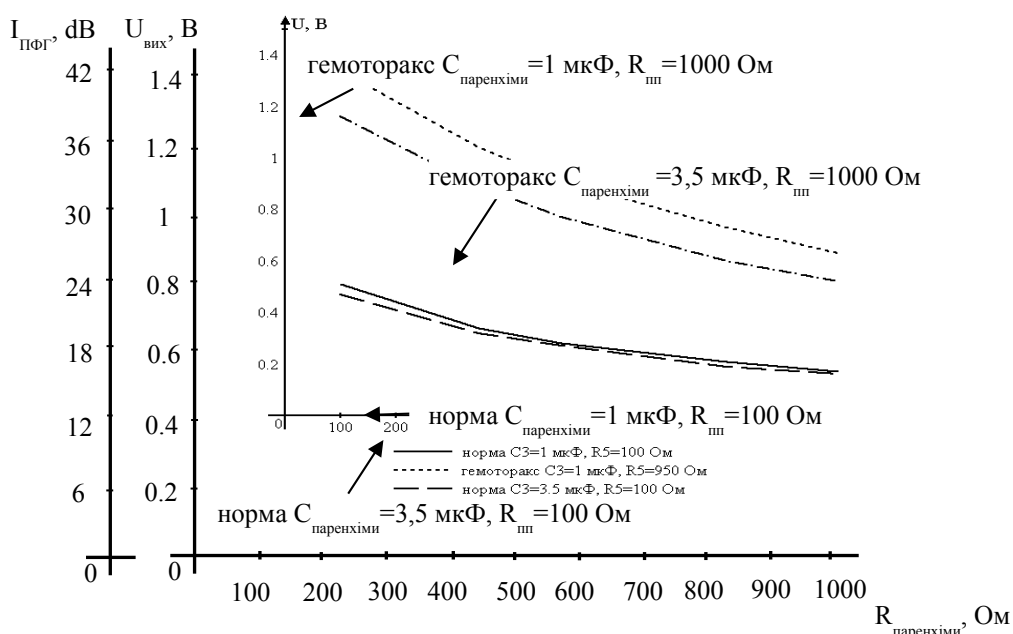
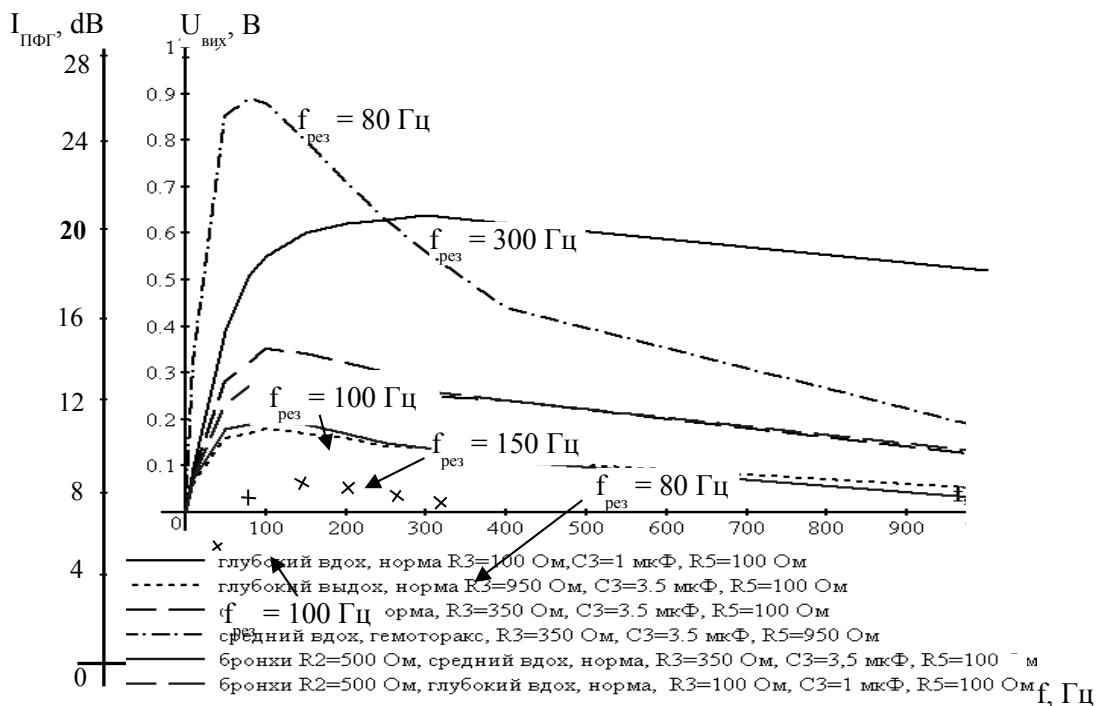


Рис. 2. Залежності вихідної напруги електричної схеми заміщення легенів від змінення опору паренхіми при вибраному значенні ємності паренхіми та різних станах плевральної порожнини ($R_{\text{пп}} \rightarrow \min, R_{\text{пп}} \rightarrow \max$) під час вдиху та видиху (робоча частота $f=80 \text{ Гц}$)

Аналіз графіка показує, що значний внесок у зміну амплітуди вихідної напруги робить опір $R_{\text{пп}}$ відповідний опору плевральної порожнини. Зміна ємності впливає на крутизну характеристик і згладжує криву. Підвищення амплітуди пульмофонограми більш ніж у два рази підтверджує стрибкоподібне підвищення напруги, що реєструється мікрофоном при записі реальних пульмофонограм з відділів легенів, де присутня рідина ($R_{\text{пп}} \rightarrow 1000 \text{ Ом}$). За графіками можна визначити як впливають об'єми рідини або газу в ПП на повітрянаповнення паренхіми легенів.

Модель дозволяє визначити амплітудно-частотні характеристики легенів (рис.3). Із графіків видно, що смуга пропускання електричної схеми заміщення

легенів змінює свої граничні частоти в залежності від акту дихання (вдих-видих), наявності патології в окремих ланках, при цьому фіксуються резонансні явища на певних частотах. Також при записі реальних ПФГ було зафіксовані не лише зміни у формі огинаючої, а й присутність спотворень у формі несучого колювання. Цей факт підтверджує адекватність моделі, а саме присутність у ПФГ-сигналі сукупності резонансних частот. Отже, пульмофонограма являє собою складний сигнал із спектром, зміни в якому чітко пов'язані зі змінами у сегменті легенів. Таким чином, показана необхідність проведення аналізу усіх складових пульмофонограми, оскільки це дає можливість запропонувати критерій розмежування легеневих патологій.



- глибокий вдих, норма, $R_{\text{паренхіми}} \rightarrow \min (100 \text{ Ом})$, $C_{\text{паренхіми}} \rightarrow \min (1 \text{ мкФ})$, $R_{\text{пп}} = \min (100 \text{ Ом})$;
- - - глибокий видих, норма, $R_{\text{паренхіми}} \rightarrow \max (1000 \text{ Ом})$, $C_{\text{паренхіми}} = 3,5 \text{ мкФ}$, $R_{\text{пп}} = \min (100 \text{ Ом})$;
- - середній вдих, норма, $R_{\text{паренхіми}} = 350 \text{ Ом}$, $C_{\text{паренхіми}} = 3,5 \text{ мкФ}$, $R_{\text{пп}} = \min (100 \text{ Ом})$;
- - - середній вдих, гемоторакс, $R_{\text{паренхіми}} = 350 \text{ Ом}$, $C_{\text{паренхіми}} = 3,5 \text{ мкФ}$, $R_{\text{пп}} = \max (1000 \text{ Ом})$;
- ××× - глибокий вдих, патологія бронхів, $R_{\text{паренхіми}} \rightarrow \min (100 \text{ Ом})$, $C_{\text{паренхіми}} \rightarrow \min (1 \text{ мкФ})$, $R_{\text{бронхи}} = 500 \text{ Ом}$, $R_{\text{пп}} = \min (100 \text{ Ом})$;
- середній вдих, патологія бронхів, $R_{\text{паренхіми}} = 350 \text{ Ом}$, $C_{\text{паренхіми}} = 3,5 \text{ мкФ}$, $R_{\text{бронхи}} = 500 \text{ Ом}$, $R_{\text{пп}} = \min (100 \text{ Ом})$

Рис. 3. Амплитудно-частотні характеристики легенів при диханні в нормі та при наявності патологій

Таким чином, на основі запропонованої електричної моделі реалізації процесу пульмофонографічних досліджень були визначені вимоги та технічні параметри системи для ПФГ-досліджень з урахуванням різних легеневих патологій (робочий діапазон частот сигналу, що подається, складає 50÷300 Гц, найбільшу кількість резонансів при легеневих патологіях зафіксовано на частоті 80 Гц, що дозволяє вибрати її як найбільш ефективною для проведення ПФГ-досліджень).

У третьому розділі обґрунтовано вимоги щодо технічних параметрів системи для ПФГ-досліджень, запропоновано програмно-алгоритмічні засоби обробки результатів дослідження та визначення легеневих патологій.

Система для пульмофонографічних досліджень (рис.4) складається з персональної ЕОМ, вузла приєднання, мікрофону та штативу. Вузол приєднання містить знімний мундштук, трубку, стакан, кришку, кожух, електродинамічний гучномовець, підсилювач потужності звукової частоти, електрично з'єднаний із лінійним виходом (Line Out) звукової карти чи аудіоконтролера материнської плати, розташованих у системному блоці комп'ютера чи ноутбука.

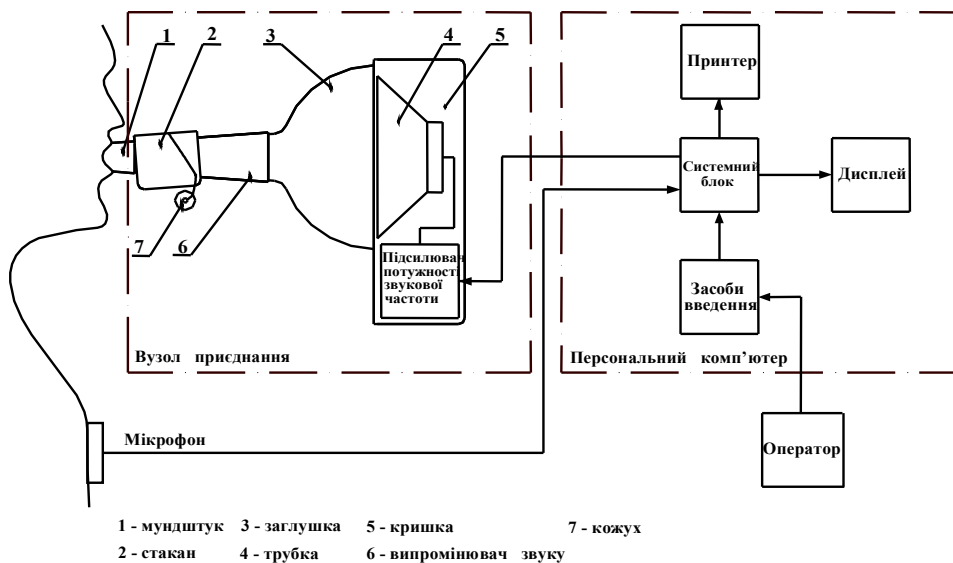


Рис.4. Структурна схема системи для пульмофонографічних досліджень:
1 – мундштук, 2 – стакан, 3 – кожух, 4 – електродинамічний гучномовець,
5 – кришка, 6 – трубка, 7– заглушка

Електродинамічний гучномовець і підсилювач потужності звукової частоти конструктивно входять до блоку вузла приєднання. Система являє собою автоматизоване робоче місце лікаря - пульмонолога, що включає пакет прикладних програм для керування реєстрацією і обробкою результатів дослідження, ведення бази даних пацієнтів медичної системи в локальній мережі лікарняного закладу, має дисплей, засоби введення у вигляді клавіатури та маніпулятора «миша», ергономічне місце та принтер для документування результатів. Зовнішній вигляд системи для ПФГ-досліджень представлено на рис.5. Процес запису пульмофонограм за допомогою системи для ПФГ-досліджень полягає у наступному.



Рис. 5. Зовнішній вигляд системи для пульмофонографічних досліджень

Частота та форма робочого сигналу, що подається у верхні дихальні шляхи людини, задається у програмному пакеті комп'ютера. Далі генератор звукової карти комп'ютера виробляє електричний сигнал, який поступає на підсилювач і далі на електродинамічний гучномовець, який, у свою чергу, перетворює електричний сигнал в акустичні коливання, які подаються у верхні дихальні шляхи пацієнта. Оскільки інтенсивність звукового тиску, що подається в легені різних людей, повинна бути однаковою, амплітуда сигналу корегується під час підготовки пацієнта до дослідження. Для цього на трубку, в якій введений отвір, насаджується стакан із заглушкою, в який встановлюється мікрофон у звукоприймачі для вимірювання інтенсивності звукового тиску на вході у легені. Далі мікрофоном проводиться запис сигналу на поверхні грудної клітки, який відповідає пульмофонограмі сегменту легенів. Сигнал з мікрофону подається на мікрофонний вхід звукової карти ПК, де відбувається запис і оцифровка вихідної напруги мікрофону. Формат запису сигналу ПФГ *wav* (*waveform audio format*, частота дискретизації сигналу 8 кГц, 8 біт на кожний відлік амплітуди, час запису $t=12$ с). Відображення ПФГ та результатів її аналізу відбувається у програмному модулі «Пульмофонографія» (рис.6).

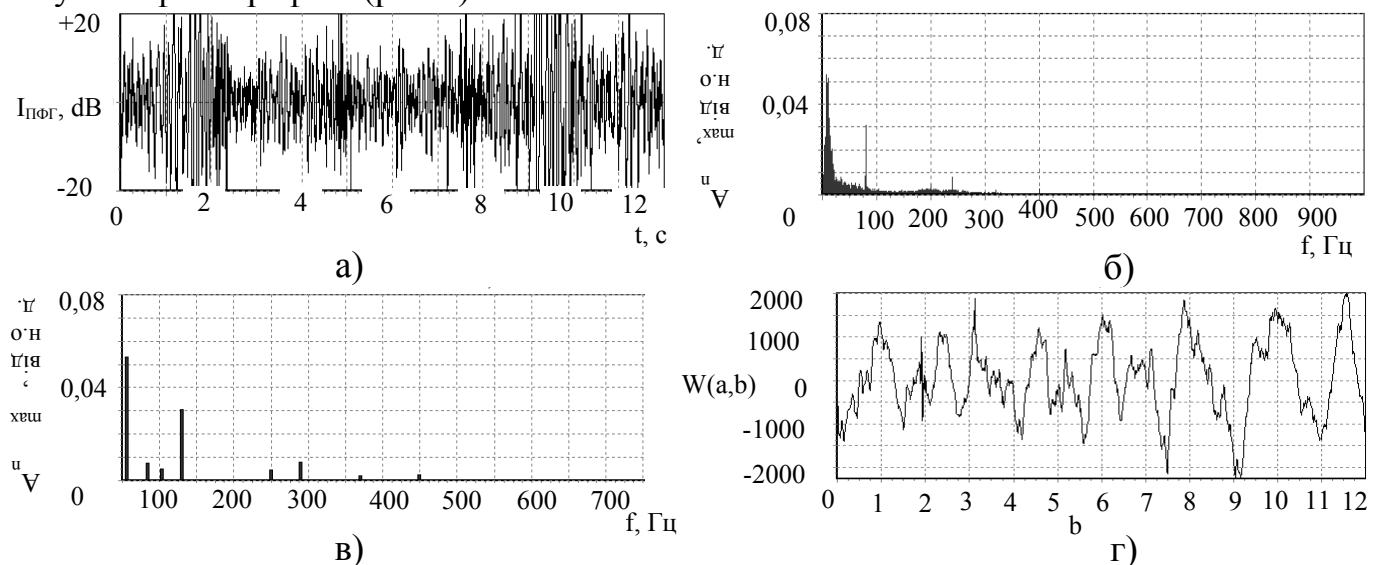


Рис.6. Відображення пульмофонограми у програмному модулі «Пульмофонографія»: а) ПФГ при гемотораксі, б) спектр Фур'є ПФГ-сигналу, в)

максимуми гармонік по діапазонам, г)переріз вейвлетного спектру, де b – зсув у часі

Отже, синтезована та експериментально реалізована система для ПФГ-досліджень з використанням можливостей сучасних ЕОМ та проведена серія експериментальних досліджень системи в умовах медичного закладу.

У четвертому розділі розроблено і обґрунтовано метод обробки пульмофонографічних сигналів за допомогою спектрального та вейвлетного аналізу. Запропоновано діагностичний критерій стану легенів на основі визначення амплітудно-частотних характеристик пульмофонограм. Це дозволило зв'язати результат ПФГ-дослідження з функціональним станом ділянки легенів людини. Досліджувалися групи пацієнтів із патологічними змінами в легенях та група з нормальним станом легенів. Пацієнти були поділені за наступними діагностичними класами: гемоторакс, пневмоторакс, інфільтрація паренхіми легенів, плевральний випіт, обструктивні зміни в бронхах, ателектаз, гіпервентиляція та норма.

У другому розділі показано, що легені людини характеризуються певними амплітудно-частотними характеристиками, які різні на вдиху і видиху, а також при патологічних станах легень. Максимальна смуга пропускання легенів знаходиться в межах частот $20 \div 1400$ Гц. Візуальний аналіз отриманих спектрів ПФГ показав, що корисна частина спектру обмежується частотою 1 кГц, тому подальші дослідження були орієнтовані на виявлення особливостей сигналів у діапазоні від 0 до 1 кГц. Корисна частина спектру була розбита на піддіапазони в Гц: $0 \div 25$, $25 \div 50$, $50 \div 75$, $75 \div 100$, $100 \div 200$, $200 \div 300$, $300 \div 400$, $400 \div 500$, $500 \div 600$, $600 \div 700$, $700 \div 800$, $800 \div 900$, $900 \div 1000$.

Було встановлено, що форма спектру є характерною усередині групи і має видимі відмінності для сигналів, віднесених до різних груп. Так, в нормі (рис.7 а) амплітуда гармоніки на вибраній робочій частоті несучого колювання 80 Гц є основною і коливається в межах 3 відн. од. (для уніфікації відображення графіків по осі ординат вибрано максимальне значення, рівне 0,08 відн. од.). Також присутні гармоніки в піддіапазонах $50 \div 75$ Гц і $100 \div 200$ Гц.

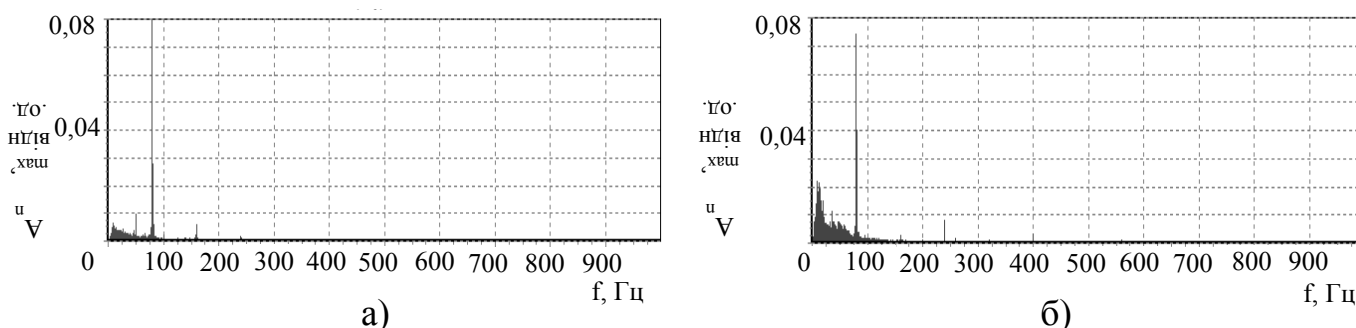


Рис.7. Частотний спектр ПФГ: а) в нормі, б) при пневмотораксі

При пневмотораксі значно змінюється амплітуда гармоніки несучої частоти, зменшуючись приблизно в 4 рази, при цьому збільшується внесок у формування сигналу колювань у частотному діапазоні $0 \div 25$ Гц. Також в спектрі присутні

гармоніки в діапазоні 200÷300 Гц (рис. 7 б).

При гемотораксі амплітуда несучого коливання зменшується приблизно в 10 разів і основний внесок у спектр вносять коливання в діапазоні 0÷25 Гц (максимум гармоніки в цій області, як видно з рис. 8 а, складає 0,05 відн. од.), а також в області частот 150÷320 Гц.

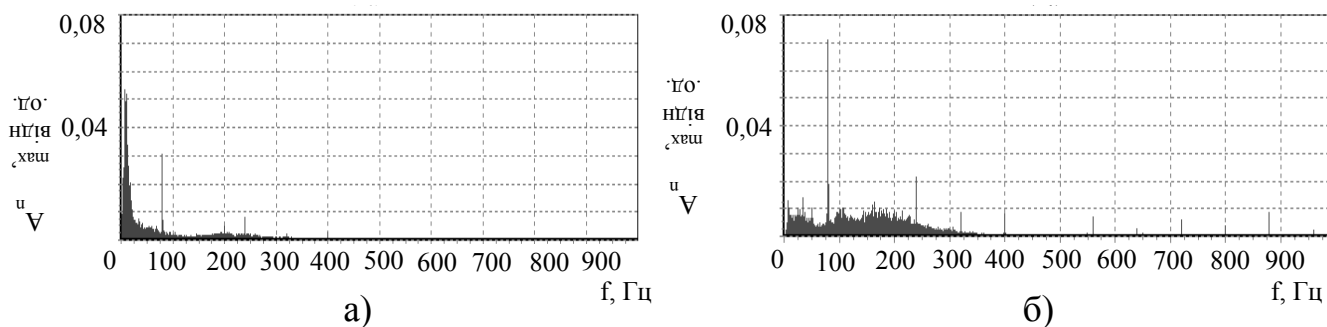


Рис. 8. Частотний спектр ПФГ: а) при гемотораксі, б) при гіпервентиляції

Спектр ПФГ при гіпервентиляції показує наявність коливань в діапазоні частот 0÷350 Гц і має максимуми в кожному з піддіапазонів (рис. 8 б). Амплітуда гармоніки на 80 Гц зменшується в порівнянні з нормою приблизно в 4 рази.

Істотні особливості має спектр сигналу при обструктивних змінах у легенях (рис. 9 а): мала амплітуда гармоніки несучого коливання і поява значущих гармонік у діапазоні 200÷500 Гц і гармонік з меншими значеннями амплітуди при більш високих частотах аж до 1 кГц.

Для ателектазу характерна наявність гармонік в піддіапазонах 75÷100 Гц і 200÷300 Гц, а також зменшення амплітуди основної гармоніки приблизно в 4 рази (рис. 9 б).

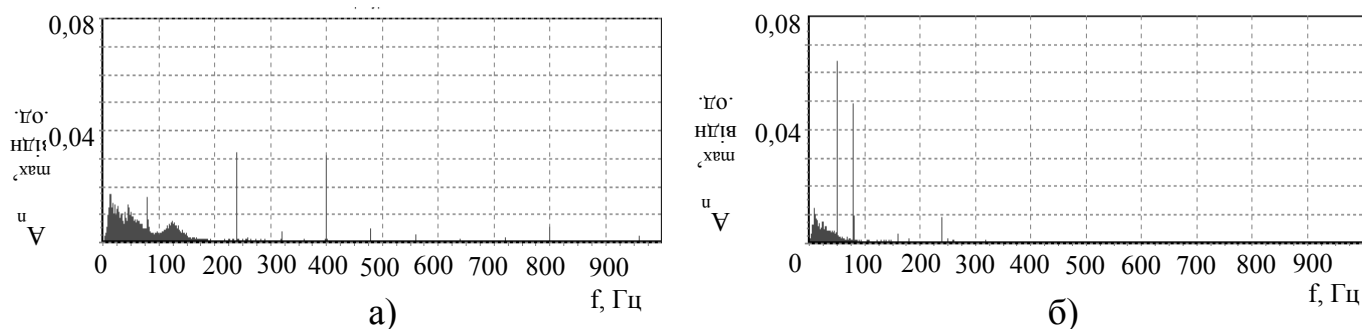


Рис.9. Частотний спектр ПФГ: а) при обструктивних змінах в бронхах, б) при ателектазі

При інфільтрації паренхіми сигнал модулюється коливаннями в низькочастотній області 0÷25 Гц і 100÷200 Гц (рис. 10 а). Амплітуда гармоніки при 80 Гц помітно знижується (у порівнянні з нормою більше ніж в 10 разів).

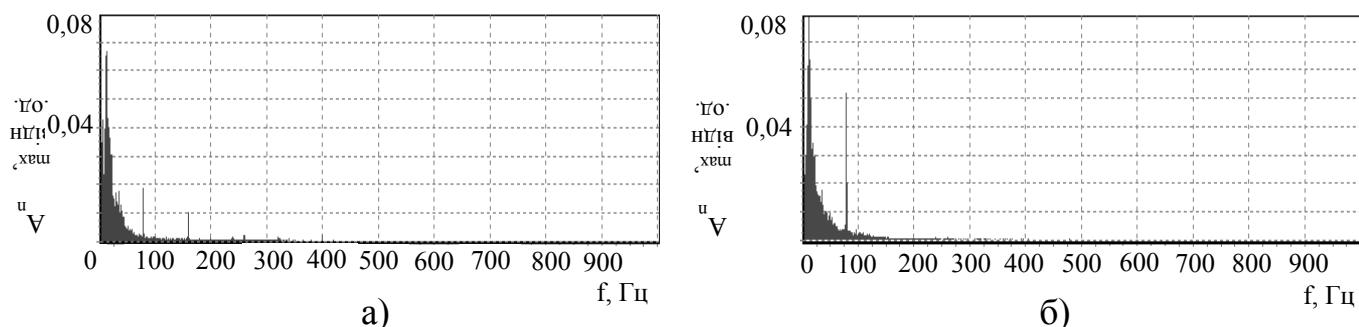


Рис. 10. Частотний спектр ПФГ: а) при інфільтрації паренхіми, б) при плевральному випоті

Максимальна амплітуда гармоніки в піддіапазоні 0÷25 Гц майже вдвічі перевищує амплітуду гармоніки несучого коливання у разі плеврального випоту (рис. 10 б). Внесок коливань на частотах понад 100 Гц незначний.

Відбір інформативних ознак ґрунтується на обчисленні ймовірностей P , які відповідають тесту для оцінки значущості відмінності середніх значень показників в незалежних вибірках за критерієм Ст'юдента. Проводилося попарне порівняння максимальних значень гармонік у піддіапазонах для груп. На підставі отриманих даних, в якості інформативних показників були виділені максимальні амплітуди гармонік: a_1 – піддіапазон 0÷25 Гц; a_2 – піддіапазон 25÷50 Гц; a_4 – піддіапазон 75÷100 Гц; a_7 – піддіапазон 300÷400 Гц; a_8 – піддіапазон 400÷500 Гц; a_{12} – піддіапазон 800÷900 Гц; a_{13} – піддіапазон 900÷1000 Гц.

Для вирішення завдання класифікації об'єкту (пацієнта) до однієї з діагностичних груп пропонується використовувати дискримінантний аналіз для числа класів більше двох. Початковими даними для аналізу є вибірки $A^{(l)}$ об'ємом n_i для кожного класу, включаючи значення відібраних змінних $a_1, a_2, a_4, a_7, a_8, a_{12}, a_{13}$.

Далі розраховуються середні значення по кожній змінній для кожного класу:

$$\bar{a}_j^{(l)} = \frac{1}{n_l} \sum_{i=1}^{n_l} a^{(l)}_{ij} .$$

Потім визначаються оцінки коваріаційних матриць для кожного класу S_l :

$$s_{mj}^{(l)}(a) = \frac{1}{n_l} \sum_{i=1}^{n_l} (a_{ij} - \bar{a}_j)(a_{im} - \bar{a}_m) .$$

Розраховується незміщена оцінка з'єднаної коваріаційної матриці:

$$S = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k n_i S_i .$$

Далі знаходиться зворотня матриця S^{-1} і вектори оцінок коефіцієнтів дискримінантної функції

$$L^{(l)} = S^{-1} \bar{A}^{(l)}.$$

Визначаються дискримінантні константи

$$\lambda_l = \frac{1}{2} \bar{A}^{(l)} (S^{-1} \bar{A}^{(l)}).$$

Належність об'єкту, представленого вибіркою, до класу визначається у відповідності з умовою

$$Z^T L^{(l)} - \lambda_l = \max.$$

Були отримані наступні значення оцінок дискримінантних коефіцієнтів β_n для діагностичних класів, які для зручності відображення представлені в табл. 1.

Таблиця 1

Значення оцінок дискримінантних коефіцієнтів для діагностичних класів

Діагностичний клас	β_1	β_2	β_4	β_7	β_8	β_{12}	β_{13}
гемоторакс	364,2	242,8	49,1	-128,4	22,2	280,3	-62,7
пневмоторакс	120,7	215,1	36,7	79,4	139,3	8,2	-383,3
інфільтрація паренхіми	313,6	454,76	41,79	-366,13	4,5	489,84	325,2
ателектаз	124,1	163,8	23,6	-60,4	7,6	143,3	60,4
гіпервентиляція	266,2	585,9	115,6	-226,01	228,72	485,57	26,26
обструктивні зміни в бронхах	265,9	484,5	47,65	-54,6	88,8	757,2	1572,9
плевральний випіт	524,5	488,8	60,9	-438,5	9,19	615,7	147,1
норма	178,8	564,80	86,87	47,6	9,2	339,7	119,7

Значення дискримінантних констант λ_i наведені в табл. 2.

Таблиця 2

Значення дискримінантних констант

Діагностичний клас	λ_i
гемоторакс	11,89
пневмоторакс	9,82
інфільтрація паренхіми	12,58
ателектаз	2,11
гіпервентиляція	26,13
обструктивні зміни в бронхах	14,64
плевральний випіт	27,62
норма	15,06

На рис. 11 вибірково показано графічне відображення положення діагностичних класів в просторі (по осі X – порядок пацієнта у навчальній вибірці,

по осі V – добуток лінійних дискримінаційних коефіцієнтів і значень показників).

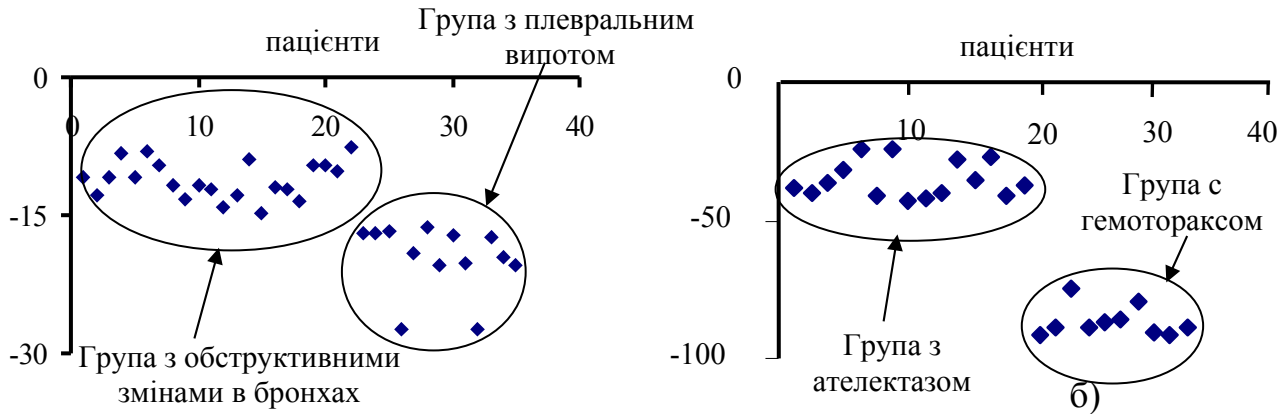


Рис. 11. Розташування діагностичних класів: а) «обструктивні зміни в бронхах» і «плевральний випіт», б) «ателектаз» і «гемоторакс»

Враховуючи результати, отримані при аналізі спектрального складу ПФГ, розроблено і реалізовано алгоритм обробки сигналів з використанням безперервного вейвлетного перетворення, що дозволяє виділити сигнал на строго заданій частоті, не вдаючись до методів цифрової фільтрації.

Було вибрано вейвлет «мексиканський капелюх» як материнський. Цей вид велету має аналітичний вираз, що конструюється на основі похідних функції Гауса ($g_0(t) = \exp(-t^2/2)$). Вибір вейвлета обумовлений тією обставиною, що функція Гауса має якнайкращі показники локалізації як у часовій, так і в частотних областях. Аналітичний вираз вейвлета «мексиканський капелюх» має вигляд $\psi(t) = (1 - t^2) \exp(-t^2/2)$.

Проаналізовані перетини вейвлетних спектрів, отримані за допомогою безперервного вейвлетного перетворення:

$$W_s(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-T}^{+T} S(t) \psi \left(\frac{t-b}{a} \right) dt,$$

де $S(t)$ – сигнал, що досліджується; $\psi \left(\frac{t-b}{a} \right)$ – базисний вейвлет; a – зміна часового масштабу; b – зсув у часі. Безперервне вейвлетне перетворення дискретної послідовності $\{y_n\}$ визначається як згортка цієї послідовності і базисної вейвлетної функції $\psi(\eta)$, яка відповідним чином перенормується з масштабом a і зсувається по часовій шкалі на інтервал $n\Delta t$:

$$W_s(n,a) = \sum_{n\check{y}=0}^{N-1} y_n \psi \left(\frac{n\check{y} - n\check{c}}{a\Delta t} \right),$$

де n – номер відліку, N – число відліків у ряді, Δt – інтервал дискретизації.

Остання формула визначає число операцій, які необхідно виконати, щоб отримати перетин вейвлетного спектру при заданому масштабі, як N^2 . Оскільки корисна частина спектру обмежується 1 кГц, то інтервал дискретизації можна

збільшити без втрати інформації до 0,001 с, тобто $N = 12000$.

Проводилося порівняння перетинів спектру при частотах, які мали максимальні значимі значення амплітуд гармонік у спектрі. Для визначення масштабу використовувалося перетворення «масштаб – частота» для вибраного типу вейвлета:

$$f = \frac{4\pi a}{\sqrt{1,5}}.$$

Була знайдена схожість у перетинах вейвлетних спектрів усередині діагностичних класів на однакових частотах. При цьому форма спектру для різних діагностичних класів істотно відрізняється (рис. 13, 14).

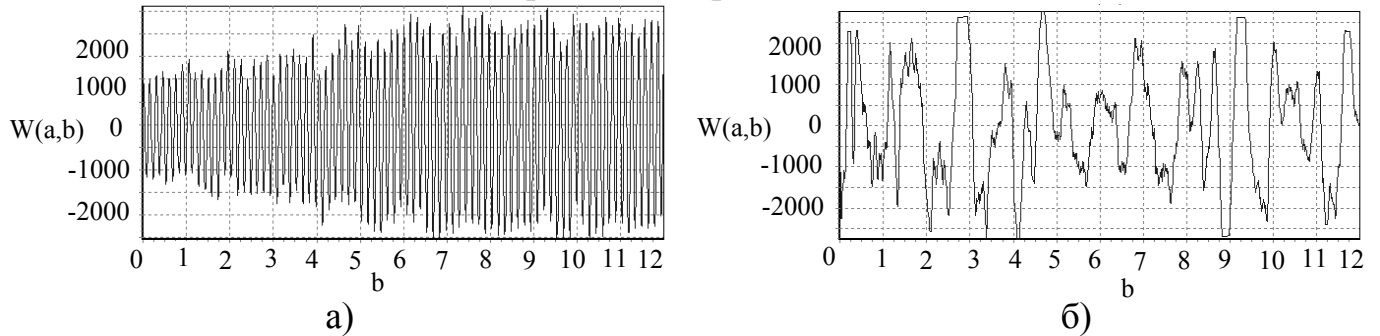


Рис.12. Перетин $W(a,b)$: а) в нормі ($f = 80$ Гц), б) при обструктивних змінах у бронхах ($f = 80$ Гц)

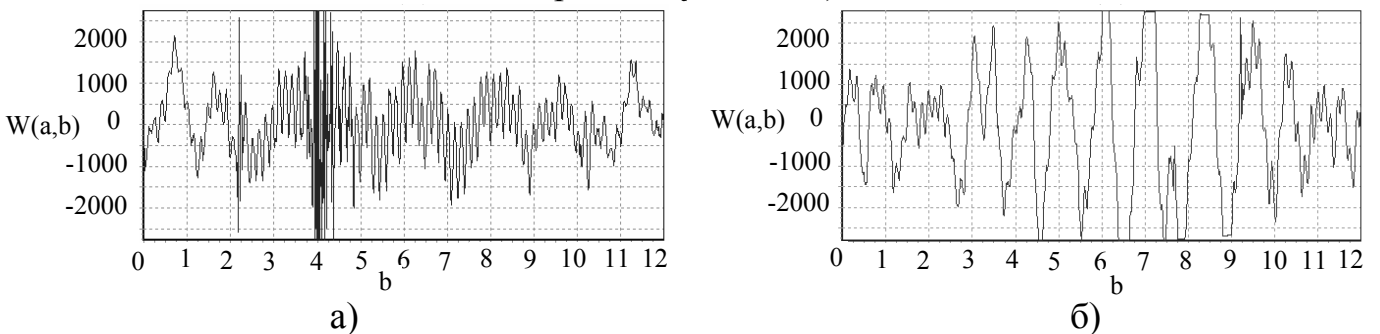


Рис. 13. Перетин $W(a,b)$: а) при пневмотораксі ($f = 80$ Гц), б) при інфільтрації паренхіми

Пропонується використовувати додатковий якісний показник – перетин вейвлетного спектру як допоміжний інструмент при аналізі та інтерпретації ПФГ.

Отже, запропоновані методи обробки пульмофонограм з метою визначення стану легенів у нормі та при наявності патологій у сегментах легенів та бронхіальному дереві, сформовано критерій оцінки стану легенів з практичною демонстрацією можливостей методів для диференційної діагностики захворювань легенів (спектральний та вейвлетний аналіз ПФГ, дискримінантний аналіз семи груп захворювань та групи з нормою на основі показників амплітуд гармонійних складових ПФГ-сигналу).

ВИСНОВКИ

1. Проведено аналіз існуючих методів дослідження легенів і обґрунтована перспективність клінічного застосування методу пульмофонографії у хворих з

легеневою патологією.

2. Запропонована еквівалентна електрична модель легенів, яка дозволяє обґрунтувати взаємозв'язок пульмофонографічних показників зі станом легеневої тканини та плевральної порожнини на основі електричних еквівалентних величин і амплітудно-частотних характеристик.

3. Проведено моделювання процесу розповсюдження акустичних коливань по структурах легенів, в результаті якого встановлено взаємозв'язок між параметрами сигналу та показниками локального функціонування сегментів легенів і в цілому дихальної системи людини, що підтверджується зв'язком між акустичними і електричними резонансами в ході чисельних експериментів за допомогою запропонованої еквівалентної електричної схеми. Проведено чисельне моделювання зміни електричної напруги, відповідної звуковому тиску на поверхні грудної клітки, яке відображає його вентиляцію і повітрянаповнювання.

4. Розроблена і практично реалізована структурна схема системи для ПФГ-досліджень, застосування якої дозволило розширити функціональні можливості методу пульмофонографії й експериментально підтвердити основні вимоги до апаратно-програмних засобів реєстрації і обробки результатів ПФГ-дослідження легенів. Обґрунтовано, що робочий діапазон частот акустичного сигналу, що подається у верхні дихальні шляхи людини становить $50 \div 300$ Гц, при цьому інтенсивність звукового тиску $40 \div 60$ dB, форма сигналу синусоїдальна; підсилення сигналу по мікрофонному входу $+20$ dB, частота дискретизації 8 кГц, розрядна глибина 8 біт, формат запису пульмофонограм *wav*, мінімальний час запису ПФГ 12 с; проведення аналізу як огинаючої пульмофонограми так і несучого коливання.

5. Запропоновано спосіб визначення виду легеневої патології, заснований на використанні дискримінантного аналізу, в якому як показники використовуються максимуми амплітуд гармонік спектру ПФГ в піддіапазонах $0 \div 25$ Гц; $25 \div 50$ Гц; $75 \div 100$ Гц; $300 \div 400$ Гц; $400 \div 500$ Гц; $800 \div 900$ Гц; $900 \div 1000$ Гц. Аналіз показав, що амплітуди гармонійних складових виділених піддіапазонів обумовлені особливостями ПФГ і визначаються наявністю патологічних змін у фізіологічних структурах легенів. Запропонований спосіб аналізу ПФГ з використанням дискримінантних функцій дозволяє проводити диференційну діагностику восьми станів легеневої тканини і плевральної порожнини.

6. Показано переваги вейвлетного аналізу і обґрунтовано використання перетину вейвлетного спектру при заданому масштабі (частоті) як якісного показника і додаткового допоміжного засобу при дослідженні особливостей ПФГ і їх інтерпретації. Результати, отримані в ході досліджень були, реалізовані у вигляді програмного забезпечення у складі системи.

7. Основні результати роботи впроваджено та апробовано у клінічній практиці та навчальному процесі, а саме: система для ПФГ-досліджень легенів та спосіб визначення виду легеневої патології, заснований на використанні дискримінантного

аналізу – у медичних закладах м. Харкова; принципи діагностики стану легенів людини, алгоритми виявлення легеневих патологій методом ПФГ – у навчальному процесі на кафедрі біомедичних електронних пристроїв і систем ХНУРЕ.

ПУБЛІКАЦІЇ З ТЕМИ ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ

1. Вьюнник О.В. Моделирование системы регистрации пульмофонографических сигналов / О.В. Вьюнник // Вісник Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут»: зб. наук. праць: тематичний випуск: [Інформатика і моделювання]. – Х.: НТУ «ХПІ», 2008. – № 49. – С. 17 – 25.

2. Мустецов Н.П. Диагностика легочных патологий методом компьютерной пульмофонографии / Н.П. Мустецов, В. Абусабха, О.В. Вьюнник // Вісник Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут»: зб. наук. праць: тематичний випуск: [Інформатика і моделювання]. – Х.: НТУ «ХПІ», 2004. – № 34. – С.129 – 136.

3. Вьюнник О.В. Диагностика легочных осложнений при торакальных повреждениях методом пульмофонографии / О.В. Вьюнник, Н.П. Мустецов, Н.К. Голобородько // Харківська хірургічна школа. – 2007. – №1. – С.42 – 48.

4. Вьюнник О.В. Анализ данных пульмофонографического исследования / О.В. Вьюнник, О.Н. Величко // Системи обробки інформації. – 2010. – Вип. 2 (83). – С. 233 – 239.

5. Вьюнник О.В. Моделирование пульмофонографического паттерна / О.В. Вьюнник // Прикладная радиоэлектроника. – 2007. – Т.6, №1. – С.104 – 107.

6. Пат. 76615 Україна, МПК А61В 5/08. Комп'ютерна система для пульмофонографічного дослідження / Мустецов М.П., В'юнник О.В.; заявник і патентовласник Харківський національний університет радіоелектроніки. – № 0041109219; заявл. 10.11.2004; опубл. 15.08.2006, Бюл. № 8.

7. Вьюнник О.В. Алгоритм обработки информации системы для пульмофонографических исследований / Вьюнник О.В. // Информационные технологии и информационная безопасность в науке, технике и образовании «ИНФОТЕХ-2009»: материалы междунар. науч.-практ. конф., (Севастополь, 7-12 сент. 2009 р.). – Севастополь: Изд-во СевНТУ, 2009. – С. 322 – 325.

8. Вьюнник О.В. Моделирование пульмофонографического сигнала / Вьюнник О.В. // 3-й Международный радиоэлектронный форум «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития» МРФ-2008: сб. науч. тр. Том IV. [«Актуальные проблемы биомединженерии»], (Харьков, 22-24 окт.). – Х.: АНПРЭ, ХНУРЭ, 2008. – С. 121 – 123.

9. Вьюнник О.В. Модель пульмофонографического исследования легких / О.В. Вьюнник, Н.П. Мустецов // Щорічні терапевтичні читання: теоретичні та клінічні аспекти діагностики і лікування внутрішніх хвороб: матеріали наук.-практ.

конф., (Харків, 17-18 квітня 2008 р.) / АМН України [та ін.]. – Х., 2008. – С. 49.

10. Вьюнник О.В. Электрическая модель пульмофонографического исследования / О.В. Вьюнник // Український журнал телемедицини та медичної телематики: матеріали IV Міжнародної конференції [«Телемедицина – досвід @ перспективи»], (Донецьк, 25-27 берез. 2008р.).– Донецьк: Вид-во ДНМУ ім. Горького, НДІ травматології та ортопедії, 2008. – Т.6, №1. – С. 99.

11. Вьюнник О.В. Пульмофонографические исследования плевральных осложнений при закрытой травме груди / О.В. Вьюнник // Вклад молодих вчених в розвиток медичної науки і практики: матеріали наук.-практ. конф., (Харків, 13 лист. 2007р.). – Х., 2007. – С. 20 – 21.

12. Вьюнник О.В. Пульмофонография при исследовании регионарной вентиляции легких у больных ишемической болезнью сердца / О.В. Вьюнник // Внутрішні хвороби. Нові аспекти: матеріали наук.-практ. конф., (Харків, 18 жовт. 2007 р. / АМН України [та ін.] – Х., 2007. – С. 29.

13. Вьюнник О.В. Особенности пульмофонографического сигнала / О.В. Вьюнник // Радіоелектроніка і молодь в ХХІ ст.: зб. матеріалів 11 міжнар. молодіжного форуму, (Харків, 10-12 квітня, 2007р.).–Х.: ХНУРЕ, 2007. Ч.1. – С. 322.

14. Вьюнник О.В. Пульмофонография – способ оценки функционального состояния легких / О.В. Вьюнник // Щорічні терапевтичні читання: роль медичної науки в рішенні проблем внутрішніх хвороб: матеріали наук.-практ. конф., (Харків, 28 берез. 2007 р.) / АМН України [та ін.]. – Х., 2007. – С. 33.

15. Вьюнник О.В. Метод пульмофонографии в диагностике легочных патологий при травме груди / О.В. Вьюнник // Сучасні досягнення молодих вчених на допомогу практичній медицині: матеріали Всеукраїнської наук.-практ. конф., (Харків, 20 жовт. 2006 р.) / АМН України [та ін.]. – Х., 2006 р. – С. 13 – 14.

16. Вьюнник О.В. Пульмофонография как метод локального исследования легких / О.В. Вьюнник // Профілактика, діагностика та лікування – основні складові терапії: матеріали наук. - практ. конф., (Харків, 19 жовт. 2006 р.) / АМН України [та ін.]. – Х., 2006 р. – С. 19.

АНОТАЦІЯ

В'юнник О.В. Система для пульмофонографічних досліджень захворювань легенів. – Рукопис.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.11.17 – біологічні та медичні прилади і системи. – Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, 2010.

Дисертація містить теоретичні та експериментальні дослідження, спрямовані на розробку системи для пульмофонографічних досліджень легенів і розширення можливостей методу пульмофонографії в діагностиці та контролі лікування легеневих патологій. Удосконалено метод ПФГ за рахунок використання для аналізу

всіх складових пульмофонограми, що дозволило проводити диференційну діагностику легеневих патологій. Запропоновано спосіб аналізу пульмофонограм з використанням дискримінантних функцій, який відрізняється тим, що інформативними показниками виступають амплітуди максимумів гармонік спектру ПФГ у відповідних піддіапазонах, що дозволяє проводити диференціальну діагностику станів легеневої тканини і плевральної порожнини. На підставі проведених досліджень обґрунтовано медико-технічні вимоги до системи для пульмофонографічних досліджень легенів.

Ключові слова: пульмофонографічне дослідження, легені людини, гемоторакс, ателектаз, обструкція бронхів, акустичний тракт, електрична модель легень, спектральний аналіз, дискримінантний аналіз, вейвлетний аналіз.

АННОТАЦІЯ

Вьюнник О.В. Система для пульмофонографических исследований заболеваний легких. – Рукопись.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.11.17 – биологические и медицинские приборы и системы. – Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Харьков, 2010.

Диссертация содержит теоретические и экспериментальные исследования, направленные на разработку системы для пульмофонографических исследований заболеваний легких и расширения возможностей метода пульмофонографии в диагностике и контроле лечения легочных патологий.

Метод ПФГ является наиболее информативным и перспективным из акустических методов оценки локального функционирования сегментов легких и позволяет выявлять инфильтрации паренхимы легких, ателектазы, наличие жидкости или газа в плевральной полости (гемо- пневмотораксы), плевральные выпоты, гипо- и гипервентиляции участков, обструктивные явления в бронхах, проводить мониторинг состояния дыхательной системы, оценивать в динамике эффективность проводимых лечебных мероприятий по предотвращению развития дыхательной недостаточности в условиях реанимационного отделения.

Усовершенствован метод ПФГ за счет использования для анализа всех составляющих пульмофонограммы, что позволяет выявлять различные виды легочной патологии. Выявлено, что при прохождении по акустическому тракту легких происходят амплитудно-временные изменения как в огибающей пульмофонограммы, так и в несущем колебании с заданной рабочей частотой исследования. Данные изменения связаны с изменением воздухонаполненности сегмента легких, а также с появлением частотных искажений в результате резонансных явлений при прохождении акустического колебания по структурам легких и четко связаны с наличием определенного вида патологии.

Разработана электрическая модель легких, которая учитывает такие звенья

акустического тракта человека как ротовая полость, трахея, бронхи, паренхимы легких, плевральная полость, ткани грудной клетки, что позволило обосновать взаимосвязь пульмофонографических показателей с состоянием легочной ткани и плевральной полости. Исследованы амплитудно-частотные характеристики легких при дыхании с определением резонансных частот и полосы пропускания в норме и при наличии различных видов легочных патологий.

На основании проведенных исследований обоснованы медико-технические требования к системе для ПФГ-исследований легких, предложены программно-алгоритмические средства обработки результатов исследования и определения легочных патологий. Разработан способ анализа пульмофонограмм с использованием дискриминантных функций, который отличается тем, что информативными показателями выступают амплитуды максимумов гармоник спектра ПФГ в выделенных поддиапазонах, что позволяет проводить дифференциальную диагностику состояний легочной ткани и плевральной полости.

Ключевые слова: пульмофонографическое исследование, легкие человека, гемоторакс, ателектаз, обструкция бронхов, акустический тракт, электрическая модель легких, спектральный анализ, дискриминантный анализ, вейвлетный анализ.

ABSTRACT

Viunnik O.V. System for pulmophonography researches of human lungs diseases. – Manuscript.

Dissertation for competition of a scientific degree of Candidate of technical sciences on the specialty 05.11.17 – Biological and Medical Devices and Systems. – Kharkiv National University of Radio Electronics, Kharkiv, 2010.

Dissertation includes the theoretical and experimental researches directed for development of the system for pulmophonographic researches of human lungs and expansion of possibilities of method of pulmophonography in diagnostics and control of medical treatment of pulmonary pathologies. The method of pulmophonography due to the use for the analysis of all parts of pulmophonograms that allows exposing different pulmonary pathologies is improved. The offered method of analysis of pulmophonograms with the use of discriminate functions differs to known that information indexes are amplitudes of spectrum harmonics maxima of pulmophonograms in proper subranges. That allows conducting differential diagnostics of the states of pulmonary parenchyma and pleura cavity. Medical and technical requirements for the system for pulmophonographic researches of human lungs on the basis of the conducted researches were developed.

Keywords: pulmophonographic research, human lungs, hemathorax, atelectasis, bronchial obstruction, acoustic tract, electric model of human lungs, spectral analysis, discriminate analysis, wavelet analysis.

Підписано до друку 08.09.10 р.
Формат 60×90/16. Умов. друк. арк. 0,9. Тираж 100 прим.
Зам. № 47. Ціна договірна.

Віддруковано в ТзОВ «Цифра Принт»
61166, м. Харків, вул. Культури, буд. 22-Б.

Свідоцтво серія А01 № 432705 від 03.08.2009р.