
РАДІОЕЛЕКТРОНІКА БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 621.391.8

ЕЛЕКТРОННІ МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ АУСКУЛЬТАЦІЇ ЛЕГЕНЬ

Яненко О.П., д.т.н., професор

Романюк В.П., магістрант

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна

Вступ. Постановка задачі

Розглядається використання електронного стетоскопу при проведенні діагностики стану бронхолегеневої системи людини. Для вислуховування звуків дихання під час діагностування пацієнтів, лікарі зазвичай використовують медичні стетоскопи та фонендоскопи. Недоліком цих пристроїв є неможливість забезпечити достатню чутливість та об'єктивність діагностики.

При аускультатії – вислуховуванні звуків дихання, лікар покладається на набуті ним навички, професійну підготовку, та головним чином на власний слуховий апарат. Проте практика показує, що середньостатистичний лікар не володіє і відносним слухом (не говорячи вже про абсолютний слух), тобто хорошою здатністю аналізувати складні звукові сигнали. Тому здатний, в кращому випадку, розділяти на слух складні звукові сигнали (якими є дихальні шуми) на високочастотні і низькочастотні складові (у медичній термінології – на звучні і глухі тони). Справа в тому, що поріг чутливості людського вуха і його можливість розрізняти звуки за гучністю і частотою (за висотою тону) істотно коливається від індивіда до індивіда. Крім того, особливості слуху такі, що за однакової сили звуки високої частоти суб'єктивно здаються набагато голоснішими за низькочастотні. Так, приміром, наявність у спектрі шумів дихання потужних низькочастотних тонів зовсім не означає, що лікар оцінить цей шум як низькочастотний. Однак за присутності високочастотної складової, навіть малої потужності, може повністю змінити суб'єктивний характер сприйняття шуму, а відтак і точність діагностики має суб'єктивну складову. Тому розробка об'єктивних методів та засобів прослуховування звуків людського організму є актуальною задачею. Вирішення цієї задачі можливе із використанням електроакустичних перетворювачів звуків та відповідних електричних схем і алгоритмів обробки інформаційних сигналів.

Основна частина

З розвитком інформаційних технологій в область медичної практики постійно впроваджуються як портативні, так і стаціонарні пристрої та сис-

теми. Останнім часом як у нас, так і закордоном, активно проводяться розробки нових електронних пристроїв для аускультації, які забезпечують реєстрацію, накопичення та обробку інформації [1, 2, 3]. Однак зазначені електронні засоби не завжди забезпечують швидкодію, точність та об'єктивність прослуховування звукових сигналів, а також доступність їх використання.

До біомеханічних перетворювачів (БМП) відносяться класичні засоби – стетоскопи, фонендоскопи, трубка Лаєнека з відомими і наведеними вище недоліками.

Електроакустичні перетворювачі (ЕАП) – мікрофони, акселерометри та гідрофони відкривають широкі можливості електронного знімання, обробки, реєстрації і навіть діагностичної оцінки звукових сигналів.

Однак реалізація переваг ЕАП може бути забезпечена тільки за умови оптимального варіанта алгоритму та схеми подальшого перетворення інформаційних сигналів.

Авторами проведені дослідження щодо поєднання можливостей ЕАП та комутаційно-модуляційного методу перетворення для побудови електронного пристрою прослуховування та оцінки звукових сигналів людського організму.

У більшості проаналізованих наукових роботах [4, 5] аускультація звуків дихання досліджена з медичної точки зору. Що стосується питань фізичних досліджень звуків дихання, то вони слабо вивчені. Узагальнена схема класифікації методів та засобів для вислуховування звуків органів людини зображена на рис. 1.

У даній роботі була поставлена задача створити такий пристрій для аускультації звуків людського організму, в якому забезпечувалось би підвищення об'єктивності ідентифікації звуків та швидкодії аналізу, а також спрощення схеми без застосування складних зовнішніх технічних засобів.

На рис. 2 зображена структурна схема розробленого пристрою для аускультації звуків з використанням комутаційно-модуляційного методу перетворення вхідних сигналів електроакустичних перетворювачів.

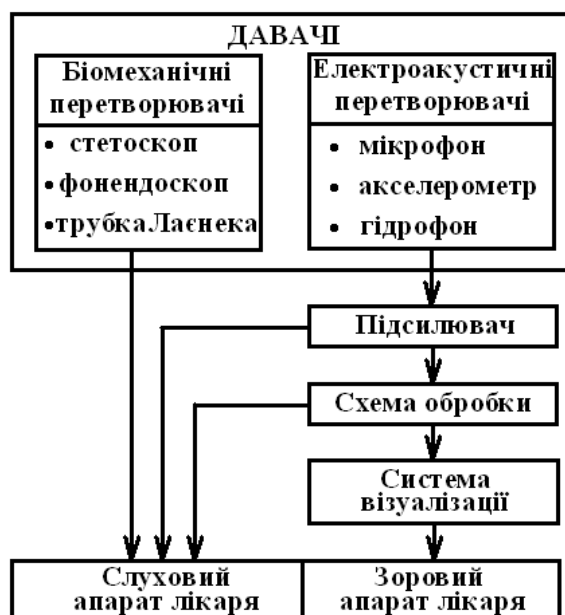


Рис. 1 Класифікація засобів для прослуховування звуків

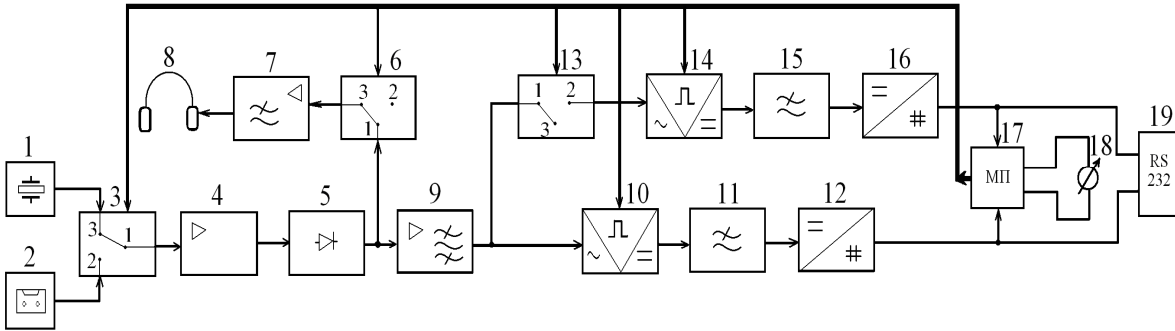


Рис. 2 Структурна схема комутаційно-модуляційного приладу для аускультатії звуків.

Пристрій містить мікрофон 1 і джерело еталонного сигналу 2, виходи яких через перший перемикач 3 та вибіркового підсилювача 4 під'єднані до квадратичного детектора 5, вихід якого під'єднаний до фільтра-підсилювача частоти комутації 9 та через другий перемикач 6 і низькочастотний підсилювач 7 до телефону 8. Вихід фільтра-підсилювача частоти комутації 9 через перший синхронний детектор 10, фільтр нижніх частот 11 та АЦП 12 підключений до першого входу мікропроцесора 17, а через третій перемикач 13, другий синхронний детектор 14, фільтр нижніх частот 15 та АЦП 16 до другого входу мікропроцесора 17, до виходу якого підключено вимірювальний прилад 18.

Пристрій для аускультатії звуків працює наступним чином.

Оскільки основна доля звуків в організмі людини зосереджена в діапазоні частот до $F=2$ кГц, то частота комутації перемикачів вибирається в межах 20-50 кГц, що практично без втрат забезпечує перенесення інформації про звукові сигнали на високу модулюючу частоту. Форма комутаційної напруги – меандр. Робота пристрою установлюється наступним алгоритмом роботи перемикачів. Установка перемикача 3 в положення 1-3 призводить до підключення телефону 8 перемикачем 6 також в положенні 1-3 та виключенні перемикача 13 в положення 1-3. Таким чином забезпечується прослуховування підсиленого досліджуваного сигналу. В положенні 1-2 перемикача 3 сигнал на телефон виключається.

В різні напівперіоди комутуючої напруги на виході перемикача 3 в положенні 1-3 та 1-2 формуються шумоподібні сигнали з дисперсією

$$\overline{U}_{13}^2 = K_1 \overline{U}_1^2, \quad (1)$$

$$\overline{U}_{12}^2 = K_1 \overline{U}_2^2, \quad (2)$$

де K_1 – коефіцієнт передачі перемикача 3; U_1 – напруга сигналу від мікрофона 1; U_2 – напруга сигналу від еталонного джерела 2.

Сигнали (1) та (2) поступають через вибіркового підсилювача 4 на квадратичний детектор 5, на виході якого в напівперіоди комутації формуються напруги

$$U_3 = K_1 K_2 S_1 \overline{U_1^2}, \quad (3)$$

$$U_4 = K_1 K_2 S_1 \overline{U_2^2}, \quad (4)$$

де K_2 – коефіцієнт передачі підсилювача 4; S_1 – крутизна перетворення квадратичного детектора 5.

Послідовності відео імпульсів (3) і (4) в положенні 1-3 перемикача 3, низькочастотним підсилювачем 7 виділяється напруга змінних складових низьких частот мікрофона 1, яка подається на прослуховування в телефон 8, а фільтром частоти комутації 9 змінна високочастотна складова, амплітуда якої пропорційна напіввізніці напруг відео імпульсів

$$U_5 = K_3 \left(\frac{U_3 - U_4}{2} \right) \text{sign} \sin \omega t_1, \quad (5)$$

де K_3 – коефіцієнт передачі фільтра-підсилювача 9; ω – кругова частота комутації.

Змінна напруга (5) випрямляється синхронним детектором 10 та згладжується фільтром нижніх частот 12

$$U_6 = K_1 K_2 K_3 K_4 S_1 S_2 \left(\frac{U_3 - U_4}{2} \right), \quad (6)$$

де K_4 – коефіцієнт передачі ФНЧ 11; S_2 – крутизна перетворення синхронного детектора 10.

Напруга (6), яка пропорційна різниці сигналів мікрофона та джерела еталонного сигналу кодується АЦП 12 та вводиться в мікропроцесор 17.

Паралельно в положенні 1-2 перемикача 3 та 1-2 перемикача 13 сигнал з виходу фільтра частоти комутації (4) подається на другий синхронний детектор 14, на виході якого фільтром нижніх частот виділяється постійна складова напруги, пропорційна дисперсії сигналу еталонного джерела

$$U_7 = K_1 K_2 K_3 K_5 S_1 S_3 U_4, \quad (7)$$

де K_5 – коефіцієнт передачі ФНЧ 15; S_3 – крутизна перетворення синхронного детектора 14. Напруга (7), через АЦП 16 поступає на другий сигнальний вхід мікропроцесора 17, де проводиться обчислювання коефіцієнта відмінності досліджуваних звуків від еталонних. З урахуванням виразів (1) і (2) та (6), (7) отримуємо

$$K_a = \frac{U_6}{U_7} = \frac{S_2 K_4 (\overline{U_1^2} - \overline{U_2^2})}{S_3 K_5 \overline{U_2^2}} \cdot 100\% = \frac{\overline{U_1^2} - \overline{U_2^2}}{\overline{U_2^2}} \cdot 100\%. \quad (8)$$

Як видно із формули (8) на результат вимірювання не впливають параметри каналу перетворення сигналів а при однакових характеристиках синхронних детекторів та ФНЧ визначаються тільки відношенням дисперсій вхідних сигналів.

В якості джерела еталонного сигналу може бути використана звукова карта пацієнта в здоровому стані або усереднена звукова карта для пацієнтів відповідної вікової групи.

Відсутність сигналу на виході пристрою відповідає без патологічному стану, оскільки вимірюваний сигнал ідентичний еталонному, який характеризує здоровий стан пацієнта. Відмінності в межах десятих долей відсотка можуть бути визвані флуктуаціями порівнюваних сигналів. Відмінність в межах одиниць відсотків характеризує наявність патологічного процесу в бронхолегеневій системі і вимагає уточнюючих методів візуалізації патології, таких як, наприклад флюорографія або рентгенологічне обстеження.

Висновки

Запропонований пристрій дозволяє багаторазово прослуховувати отримані данні та діагностувати стан хворих, забезпечує підвищення оперативності ідентифікації звуків та швидкодію аналізу із значним спрощенням схеми без застосування складних зовнішніх технічних засобів. Результат вимірювання забезпечує можливість кількісно (у відсотках) оцінювати відхилення стану бронхолегеневої системи від еталонну та приймати оперативні рішення щодо програми лікування пацієнта. Розглянуто і проаналізовано біомеханічний та електроакустичний способи реєстрації звуків дихання людини, що дозволило визначити доцільність використання в електронних стетоскопах електроакустичних перетворювачів в поєднанні з комутаційно-модуляційним перетворенням. Для отримання нової якісної і кількісної інформації про звуки дихання, в подальшому потрібно проводити дослідження як генетичних алгоритмів, так і різного роду алгоритмів, здатних визначати оптимальну підмножину ознак кожного класу бронхолегеневих захворювань для подальшого їх використання у алгоритмі класифікування.

Література

1. Пат. РФ №2173538, МПК А61В7/04, Фонендоскоп-стетоскоп электронный / Поляков В. Е., Потапов А. И; заявник і патентовласник Поляков В. Е., Потапов А. И; заявл. 30.04.1997, опубл. 20.09.2001.
2. Пат. США №4.170.717, МПК А61В7/04, Електронний стетоскоп / James C. Walsh; заявник і патентовласник James C. Walsh; заявл. 18.02.1977, опубл. 12.06.1978.
3. Пат. США №4.720.866, МПК А61В7/00, Комп'ютеризований стетоскоп системного аналізу / Antonio L. Elias, Mark F. Davis; заявник і патентовласник Seaboard Digital Systems, Inc.; заявл. 20.09.1985, опубл. 19.01.1988.
4. Вовк И. В., Гринченко В. Т., Красный Л. Г., Макаренко А. П. Проблемы регистрации и классификации шумов дыхания человека // Акуст. ж.– 1994.– 40, N 1.– С. 50–56.
5. Вовк И.В., Макаренкова А.А. Экспериментальное исследование помех, возникающих при регистрации дыхательных шумов электронными стетофонендоскопами / // Акуст. вісник. - 2007. - Т.10, № 4. - С.28-34.

Яненко О.П., Романюк В.П. Електронні методи та засоби аускультативної легень. Розглянуто недоліки традиційних засобів пульмонології. Проаналізовано електроакус-

тичні та біомеханічні способи реєстрації звуків дихання на поверхні грудної клітки. Розроблено структурну схему комутаційно-модуляційного приладу для аускультативної звуку бронхолегеневої системи людини. Розглянуто алгоритм перетворення і порівняння вимірюваного та опорного звукових сигналів людського організму. Результат аналізу відмінностей сигналів виводиться на індикатор або на зовнішню систему візуалізації.

Ключові слова: аускультативна звуку, електроакустичні перетворювачі, комутаційно-модуляційне перетворення, електронний стетоскоп

Яненко А.Ф., Романюк В.П. Электронные методы и средства аускультации легких. Рассмотрены недостатки традиционных средств пульмонологии. Проанализированы электроакустические и био-механические способы регистрации звуков дыхания на поверхности грудной клетки. Разработана структурная схема коммутационно-модуляционного прибора для аускультации звуков бронхолегочной системы человека. Рассмотрено алгоритм преобразования и сравнения измерительного и опорного звуковых сигналов человеческого организма. Результаты анализа отличия сигналов выводятся на индикатор или внешнюю систему визуализации.

Ключевые слова: аускультативна звуку, електроакустичні преобразувачі, коммутационно-модуляційне преобразование, електронний стетоскоп

Yanenko O.F., Romanuk V.P. Electronically methods and facilities of lungs auscultation. Disadvantage of the traditional means of pulmonology are considered. Electroacoustic and biomechanical ways of registration breath sounds on chest surface are analyzed. The block diagram of the switch-modulation device for auscultation human bronchopulmonary systems is developed. We consider the transformation algorithm and compare the measuring and reference sounds of the human body. The results of the analysis of differences between the signals are displayed on the display or an external imaging system.

Keywords: sound auscultation, electroacoustic converters, switching-modulation conversion, electrical stethoscope