

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**ХЕРСОНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ**  
**Факультет комп'ютерних наук, фізики та математики**  
**Кафедра фізики та методики її навчання**

**РОЗРОБКА ТА АНАЛІЗ ЕЛЕКТРИЧНИХ МОДЕЛЕЙ ГОЛОСОВОГО  
АПАРАТУ ЛЮДИНИ**

Кваліфікаційна робота (проект)

на здобуття ступеня вищої освіти “магістр”

Виконав: студент 2 курсу, групи 15-211 М  
Спеціальності 014 Середня освіта (Фізика)  
Освітньо-професійної програми  
Середня освіта (Фізика)

Мешков Олександр Юрійович

Керівник к.ф.-м.н., доц. Івашина Ю.К.  
(наук. ступінь, вчене звання, П.І.Б.)  
Рецензент к.пед.н., доц. Растьогін М.Ю.  
(наук. ступінь, вчене звання, П.І.Б.)

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	3
Розділ 1. Існуючі моделі голосового сигналу та голосового апарату людини.....	7
1.1. Голосовий сигнал людини як квазіперіодичний аналоговий сигнал.....	7
1.2. Моделі голосового апарату людини.....	12
Розділ 2. Удосконалення електричного аналогу голосового апарату людини.....	24
2.1. Залежність параметрів електричного аналогу від характеристик голосового апарату людини.....	24
2.2. Взаємозв'язок антропометрії організму з геометрією голосового джерела та голосового апарату людини .....	30
2.3. Врахування термодинамічних особливостей повітряного потоку в голосовому апараті людини .....	37
Розділ 3. Експериментальне дослідження удосконаленого електричного аналогу голосового апарату людини.....	45
3.1. Моделювання електричного аналогу голосового апарату людини у середовищі Micro-Cap 11.0.....	45
3.2. Порівняння сигналів, отриманих за допомогою електричного аналогу, та реальних голових сигналів людини.....	47
ВИСНОВКИ.....	56
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	58

## ВСТУП

**Актуальність теми** полягає у тому, що на сьогоднішній день деякі органи чи функціональні системи організму людини моделюються за допомогою різних технічних та програмних засобів. Це виконується для задачі вивчення певних особливостей організму людини та з метою покращення різних аспектів її життя та діяльності.

Загальновідомим фактом є те, що будь-які зміни, які відбуваються у стані організму людини, певним чином відображаються на її голосі. Тому дослідження та моделювання голосового сигналу людини або голосового апарату людини – органів та систем організму, які беруть участь у формуванні голосового сигналу є важливою підготовчою задачею для загальної задачі аналізу стану людини.

На сьогоднішній день розроблено ряд фізичних та програмних моделей голосового апарату людини. Серед них історично чільне місце посідають механічні моделі та їх електричні аналоги. Однак достовірність сигналів, які формують дані аналоги є досить низькою. Основною причиною цього дослідники, такі як Г.Фант, Дж.Фланаган, І.Р.Тітце, В.Н.Сорокін, Я.П.Драган, Б.І.Яворський та ін. вважають неможливість точно врахувати індивідуальні особливості людини, а також параметри, які описують фізичний та функціональний стан людини. Тому врахування цих параметрів з метою підвищення достовірності порівняння отриманих сигналів з реальними голосовими сигналами людини є актуальною задачею, яка потребує розв'язання.

### **Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.**

Дипломна робота виконувалась відповідно до тематичного плану наукових досліджень кафедри фізики та методики її навчання: «Інноваційні освітні технології навчання фізики та астрономії у закладах освіти різних рівнів» (реєстраційний номер №0119U101144 від 19.03.2019).

**Метою** даної роботи є удосконалення існуючих електричних аналогів голосового апарату людини шляхом урахування індивідуальних антропометричних особливостей організму та термодинамічних параметрів повітряного потоку в голосовому апараті.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати наступні **завдання**:

- розглянути процес утворення голосу та визначити основні органи, що беруть участь у цьому;
- визначити фактори, які тим чи іншим чином впливають на голосову функцію людини;
- охарактеризувати існуючі моделі голосового апарату людини, зокрема електричні аналоги;
- визначити від яких параметрів організму людини та повітряного потоку, який проходить по голосовому тракту, залежать параметри електричних аналогів голосового апарату людини;
- удосконалити існуючі електричні аналоги, врахувавши вплив визначених параметрів;
- провести моделювання голосових сигналів людини на основі удосконалених електричних аналогів;
- розглянути основні методи порівняння сигналів в аналоговій та цифровій формі, визначити критерії порівняння різних характеристик цих сигналів;
- розробити програмне забезпечення для порівняння акустичних голосових сигналів людини з вихідними сигналами електричного аналогу голосового апарату у цифровій формі;
- порівняти отримані електричні сигнали з реальними голосовими сигналами людини.

**Об'єктом** даного дослідження є процес утворення голосового сигналу людини.

**Предметом** даного дослідження є дослідження електричних

аналогів голосового апарату людини, які використовуються для моделювання голосового сигналу.

Для досягнення поставленої мети дослідження використовувались наступні **методи**: аналіз, синтез, порівняння та зіставлення (при аналізі літературних джерел з теми дослідження), розрахунку електричних схем (для визначення функції передачі фільтруючої схеми електричного аналогу голосового апарату людини), комп'ютерного моделювання, об'єктно-орієнтованого програмування (при моделюванні електричного аналогу голосового апарату людини), цифрового порівняння сигналів у часовому просторі (при аналізі результатів роботи удосконаленого електричного аналогу голосового сигналу реальних людей).

**Наукова новизна** одержаних результатів полягає у тому, що вперше було розроблено електричний аналог голосового апарату людини, який враховує індивідуальні антропометричні та фізіологічні особливості людського організму людини, за рахунок чого підвищено достовірність електричних сигналів, які отримуються за допомогою даного аналогу, по відношенню до реальних голосових сигналів людини. Також розроблено програмне забезпечення, яке дозволяє проводити порівняння отриманих сигналів з голосовими сигналами людини у цифровій формі.

**Практичне значення** одержаних результатів полягає у тому, що удосконалені електричні аналоги та сигнали, які вони формують, можуть використовуватись для аналізу голосових сигналів людини та функціонування її голосового апарату та супутніх систем організму. У першу чергу їх можна використовувати для аналізу функціонального та фізичного стану людини як у спеціалізованих медичних закладах, так і в домашніх умовах для самоконтролю здоров'я. Також розроблене програмне забезпечення можна застосовувати для допуску людей до виконання певних функціональних дій. Приміром, якщо водій автомобільного транспорту повинен виконувати тривалий рейс, то на

основі аналізу його голосового сигналу можна робити висновки стосовно відповідності його функціонального стану тим функціям, які він повинен виконувати під час руху. Цей же принцип можуть використовувати служби контролю дотримання правил руху при перевірці водіїв у випадку контрольної зупинки. Результати роботи також можуть бути застосовані для контролю стану рятувальників під час рятувальних операцій у режимі реального часу, а також як складова детектора брехні чи подібних пристроїв.

**Апробація результатів дослідження.** Матеріали роботи доповідалися на всеукраїнській науковій конференції «Актуальні проблеми викладання природничо-натуральних дисциплін в закладах середньої і вищої освіти», 24 вересня 2020 року. Прийнято до публікації у збірнику матеріалів конференції. Також за матеріалами роботи опубліковано статтю у альманасі «Магістерські студії» Херсонського державного університету 2020 року (Мешков О.Ю. «Вдосконалення чотирьохполюсних фільтрів та еквівалентної схеми джерела електричного аналогу голосового апарату» Магістерські студії, Херсон: ХДУ, 2020).

## РОЗДІЛ 1

### ІСНУЮЧІ МОДЕЛІ ГОЛОСОВОГО СИГНАЛУ ТА ГОЛОСОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ

#### 1.1. Голосовий сигнал людини як квазіперіодичний аналоговий сигнал

Людський голос – це акустичні коливання, які формуються людським організмом за допомогою спеціального парного органу – голосових зв'язок. Ці коливання використовуються людиною при розмові, читанні, співі, криці тощо [1].

Голос людини утворюється не тільки за участі голосових зв'язок. Цей орган є лише джерелом акустичних коливань. Загалом голос утворюється завдяки злагодженому функціонуванню комплексу органів, які прийнято об'єднувати у так званий голосовий або мовний апарат людини (рис. 1.1).

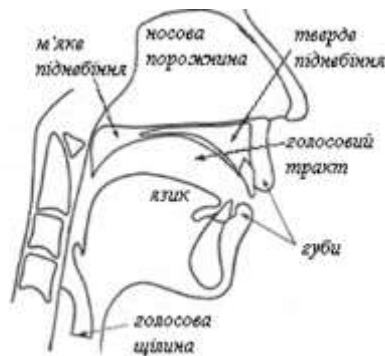


Рисунок 1.1 – Схематичне зображення мовного апарату людини

Власне голосовий тракт являє собою трубу з неоднаковою площею поперечного перетину вздовж вісі. На одному кінці він обмежений губами, на іншому – щілиною біля входу в трахею, яку утворює голосовими зв'язками. Рух артикуляційних органів змінює площу цієї труби. Носовий тракт утворює додатковий шлях для поширення

звукових коливань. Він починається біля м'якого піднебіння та закінчується ніздрями.

Величину акустичного зв'язку між носовою та ротовою порожнинами задає розмір проходу біля м'якого піднебіння. У залежності від величини цього зв'язку звук може випромінюватись як через рот, так і через ніздрі. Зв'язок з носовою порожниною істотним чином впливає на характер звуку, який випромінюється через рот. При утворенні неносових звуків м'яке піднебіння підняте і щільно закриває прохід в носову порожнину. Загалом площа цього проходу змінюється в залежності від звуку, що вимовляється людиною [2, с. 22-23].

Джерелом енергії при мовотворенні слугують мускулатура грудної клітини та діафрагма. Первинна функція вдихання здійснюється розширенням грудної клітини, зменшенням тиску в легенях та втягуванням повітря в легені через повітроносні шляхи завдяки ефекту Бернуллі. При видиху мускулатура грудної клітини стикає останню, тим самим створюючи надлишковий тиск та виштовхуючи повітря з легень. По трахеї це повітря проходить до гортані, де власне починається утворення акустичних коливань, які називаються голосом [2, с. 23].

Повітряний потік, який створюється в мовному тракті під дією дихальних органів, може перетворюватись в акустичні коливання за рахунок модуляції декількома способами.

Найбільш потужним джерелом акустичної енергії є гортань, яка являє собою орган, за допомогою якого, власне, і відбувається утворення звукових коливань. В середині цього органу знаходяться дві еластичні складки – голосові зв'язки – які утворюють своєрідний і тонко керований клапанний механізм. За наявності певних умов, які визначаються різними моделями мовотворення, вони приводяться в коливальний рух і модулюють повітряний потік квазіперіодичними коливаннями. Під час таких рухів площа отвору між голосовими зв'язками, який називають голосовою щілиною, періодично змінюється.



Як правило, протягом деякої долі періоду коливань голосова щілина залишається повністю зімкнутою і повітряний потік повністю переривається. Типовою є форма імпульсів повітряного потоку після модуляції голосовими зв'язками, показана на рис. 1.2. [3, с. 17]

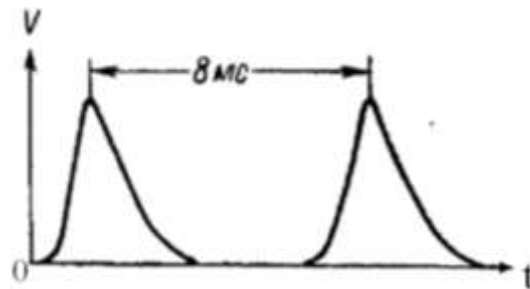


Рисунок 1.2 – Типова форма імпульсів модульованого повітряного потоку [3, с. 18]

Частотний спектр, який відповідає такому механізму модуляції, показаний на рис. 1.3. Відстань по шкалі частот між окремими гармонійними компонентами спектру визначається частотою, з якою утворюються імпульси. Ця частота інколи пов'язується з частотою коливань голосових зв'язок і називається основною або фундаментальною частотою голосу і вважається однією з найбільш важливих характеристик голосового джерела. У потоці мовлення цей параметр може характерним чином змінюватися, що має суттєве значення для виразу емоцій, словесних чи логічних інтонацій тощо.

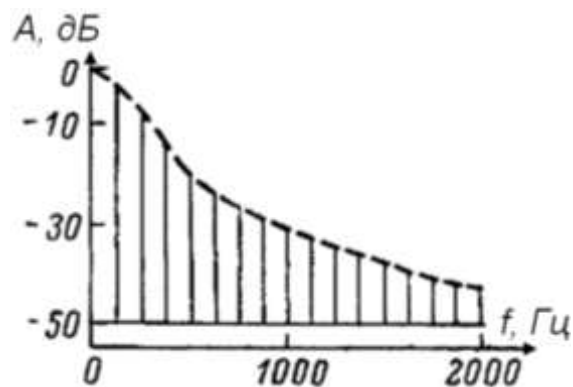


Рисунок 1.3 – Спектр коливань голосових зв'язок [3, с. 18]

У складному механізмі регулювання основної частоти голосу важливу роль відіграють ступінь натягнутості голосових зв'язок та величина акустичного тиску, що створюється дихальною системою. Інтенсивність голосових коливань, що створюються гортанню, залежить від максимальної величини об'ємної швидкості повітря, що проходить через голосову щілину в момент її повного відкриття. Форма акустичного імпульсу, яка найчастіше має форму трикутника з урахуванням анатомічних особливостей гортані та голосових зв'язок, також змінюється в залежності від указаних параметрів. З цими змінами пов'язані зміни спектрального складу коливань, які збуджуються голосовим джерелом, що загалом справляє вплив на характер звукового сигналу [3, с. 16-19]. Звуки малої інтенсивності з низькою основною частотою мають велику скважність та невелику амплітуду імпульсів. Звуки великої інтенсивності і з високою основною частотою характеризуються великим легеневим тиском, невеликою скважністю імпульсів та великою амплітудою [2, с. 26].

Механізм збудження шумних звуків зводиться до виникнення турбулентності в потоці повітря, що проходить по голосовому тракту. Виникнення шуму пов'язане як з величиною лінійної швидкості частинок повітря, так і з геометричними властивостями каналу, по якому проходить повітряний потік. У голосовому тракті умови, необхідні для виникнення шуму, мають місце при утворенні звуження в деякій ділянці тракту та створенні достатнього напору повітряного потоку за місцем цього звуження. Виникаючий при цьому акустичний шум викликає некогерентне збудження голосового тракту. Спектр звукових коливань, що утворюються при цьому, вирізняється значною протяжністю у області високих частот. Подібні приголосні звуки можна генерувати тривалий час, підтримуючи їх параметри стаціонарними [3, с. 19].

Третім видом джерела голосових коливань може слугувати тиск, що створюється в області перекриття голосового тракту. При різкому

відкритті тракту він збуджується у результаті перехідного процесу, що виникає при цьому. У першому наближенні таке неперіодичне збудження може бути представлено як стрибок тиску зі спектром, що спадає обернено пропорційно до частоти. Перекриття тракту може мати місце у різних його ділянках, а перехідний процес при цьому може супроводжуватись коливаннями голосових зв'язок [2, с. 26-27].

Таким чином, механізми збудження акустичних коливань у такій системі пов'язані або з роботою гортані, або з виникненням шумових чи імпульсних звуків при проходженні повітряного потоку через звуження, утворене в певних місцях голосового тракту. Отже, голосовий тракт може формувати звуки за рахунок трьох джерел звуку:

- голосового – коливання голосових зв'язок (голосні звуки);
- турбулентного – шумові звуки у місцях звуження тракту (глухі приголосні звуки);
- імпульсного – різке виділення звукової енергії у місці змикання голосового тракту (дзвінкі приголосні звуки).

Звукові коливання, що виникають в мовному тракті в результаті дії розглянутих вище акустичних джерел, являють собою вихідний матеріал для остаточного формування голосового сигналу. Головну роль у подальших процесах та перетвореннях відіграють частотно-вибіркові властивості повітряних порожнин голосового тракту (рис. 1.4).

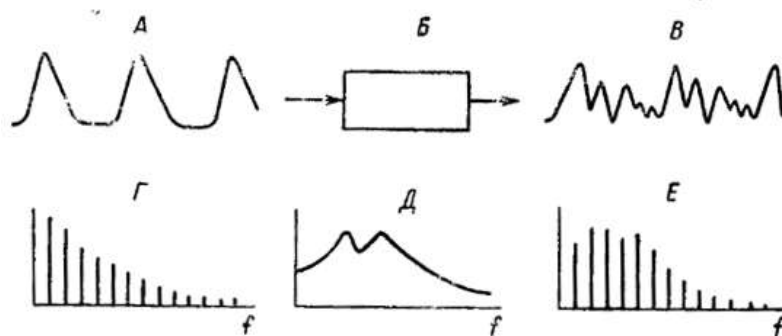


Рисунок 1.4 – Схематичне зображення перетворень сигналу в мовному тракті [4, с. 28]

- А – сигнал голосового джерела;
- Б – фільтруюча система мовного тракту;
- В – вихідний голосовий сигнал;
- Г – спектр сигналу голосового джерела;
- Д – частотна характеристика мовного тракту;
- Е – спектр голосового сигналу.

Якщо звукові коливання мають місце в деякому обмеженому об'ємі, то будуть проявлятися акустичні резонансні властивості цього об'єму, які залежать від його розмірів та конфігурації. Якщо розглядати голосовий тракт у такому аспекті, то він являтиме собою послідовно розміщені порожнини доволі складної конфігурації, які до того ж суттєво змінюються в процесі мовлення. В акустичному відношенні подібна система є складним частотним фільтром зі змінними параметрами.

Таким чином, загальну схему утворення голосу людини можна представити як послідовне з'єднання джерела голосових коливань, яке може бути представлене голосовим, турбулентним, імпульсним джерелом або їх комбінацією, та фільтруючої системи, у ролі якої виступають повітроносні порожнини мовного тракту.

## **1.2. Моделі голосового апарату та голосового сигналу людини**

Існує декілька основних моделей голосового апарату людини та голосових сигналів, які генеруються за його допомогою. Історично першою теорією утворення голосу була міоеластична теорія. Згідно цієї теорії, механізм регулювання висоти голосу уподібнювався до механізму функціонування духового інструменту. Чим сильніше натягуються та стискаються голосові зв'язки, тим вища частота голосу, і

навпаки, чим слабше натяг голосових зв'язок, тим звук голосу буде нижче. Загалом коливання здійснюються під дією повітряного потоку, що проходить через голосову щілину за рахунок ефекту Бернуллі.

У 60-ті роки ХХ століття французький вчений Р. Юссон отримав експериментальні дані, які дозволили йому розробити так звану нейромоторну теорію. Сутність цієї теорії полягала в наступному: голосові зв'язки людини коливаються не пасивно під дією потоку повітря, що виходить з нижніх дихальних шляхів, а, як і усі м'язи людського тіла, скорочуються під дією імпульсних біострумів, які регулюються центральною нервовою системою.

У результаті експериментів та дослідів вченим було виявлено, що частота нервових імпульсів, які надходять до голосових зв'язок, та основна частота голосу людини співпадають. Це дозволило дійти висновку, що частота коливання голосових зв'язок регулюється не потоком повітря, а імпульсами центральної нервової системи.

Було встановлено, що регулюючі імпульси під час мовлення надходять від середнього мозку, а у ряді випадків – від продовгуватого. Частота цих імпульсів сильно залежить від емоційного стану людини та діяльності залоз внутрішньої секреції. При співі регулювання висоти основного тону здійснюється не підкорковими утвореннями, а корою головного мозку.

Р. Юссон вважав, що рухомий нерв, по якому здійснюється передача імпульсів з головного мозку до голосових зв'язок, складається з багатьох окремих самостійних волокон і він може ділитися на дві частини, кожна з яких працює в своєму ритмі. При цьому нервово-м'язові сили, що приводять зв'язки в коливальний рух, приблизно в десять разів більші, ніж сили аеродинамічного походження [5, с. 51-52].

Однак за декілька років відомий шведський акустик Г. Фант на основі математичних розрахунків, дослідів на людях та аналізу рентгенокінограм мовного апарату в дії дійшов висновку, що всі

можливі форми коливань голосових зв'язок можна отримати виходячи виключно з урахування їх міоеластичних властивостей та аеродинамічного ефекту.

Математичний розгляд процесу утворення голосу за моделлю Фанта розпадається на ряд послідовних операцій. Першою з них є подання конфігурації мовного апарату людини у вигляді функції площі, яка характеризує зміну площі поперечного перетину мовного тракту вздовж його вісі, починаючи від голосової щілини, закінчуючи випромінюючим отвором роту. Другою операцією є наближене подання цієї функції системою якомога меншої кількості відрізків, в межах яких цю площу можна вважати постійною. Далі для цієї системи математичними методами знаходиться функція передачі, яка накладається на частотну характеристику джерела. Кінець кінцем, отримана таким чином сумарна частотна характеристика подається в компактному вигляді як сукупність нулів та полюсів.

При розгляді голосних та сонорних приголосних звуків, на думку Фанта, найбільше значення мають специфічні частоти голосу людини, які називаються форманти. Формантами називаються резонансні піки, які спостерігаються в спектральній картині звуків мови [6, с. 32]. Для звуків людської мови характерним є наявність від двох до чотирьох формант у голосних та сонорних приголосних звуків. Для шиплячих та імпульсних звуків спектр голосу являє собою шум, тому форманти для цих звуків не визначаються.

Основним принципом теорії Фанта для утворення звуків є те, що у першому наближенні фільтруюча функція артикуляційного апарату не залежить від властивостей джерела. З урахуванням цього формантний пік випадково може співпасти з частотою однієї з гармонійних частот джерела. Частота форманти, таким чином, не залежить від розміщення цих гармонік та може змінюватись лише в результаті зміни положення артикуляційних органів, що еквівалентно зміні фільтруючої функції.

Фактично на основі формантної картини одні звуки мови відрізняються від інших [6, с. 32-33].

На основі даної теорії Г. Фант запропонував модель мовного апарату людини у вигляді еквівалентної електричної схеми. Моделювання даної схеми базується на понятті акустичного імпедансу, який визначається як відношення звукового тиску до об'ємної швидкості потоку повітря. Дана модель обрана з урахуванням того, що як об'ємна швидкість, так і звуковий тиск постійно змінюються в межах усієї системи резонаторних порожнин мовного тракту [6, с. 40].

Фантом запропонована фізична модель мовного тракту людини, яка має вигляд послідовного з'єднання електричних чотирьохполюсних фільтрів, показаних на рис. 1.5.

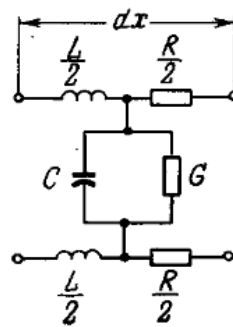


Рисунок 1.5 – Елемент фільтруючої схеми голосового апарату людини [6, с. 41]

Кожна резонаторна порожнина моделюється у вигляді електричного аналога резонатора Гельмгольца. Параметри цього аналога розраховуються у відповідності до геометричних параметрів голосового апарату людини та термодинамічних параметрів потоку повітря, що проходить по ньому. Параметри голосового апарату людини визначалися експериментально на основі рентгенографічних даних реальної людини.

За допомогою даної моделі Г.Фант зміг визначити приблизні значення формантних частот голосних та сонорних приголосних звуків.

Однак розрахунки були лише приблизними, оскільки повністю не було охарактеризовано саме джерело звукових коливань – його параметри приймалися усередненими і не змінювались протягом експерименту. Також дослідником не було розглянуто залежність цих параметрів від індивідуальних особливостей людини.

Модель Г.Фанта була суттєво доповнена американським дослідником Дж.Фланаганом. Ця модель базувалась на тих же уявленнях про функціонування голосового апарату та незалежність фільтруючих резонаторів від джерела коливань. Однак у моделі Фланагана голосове джерело моделювалось у вигляді еквівалентної схеми, поданої на рис. 1.6.

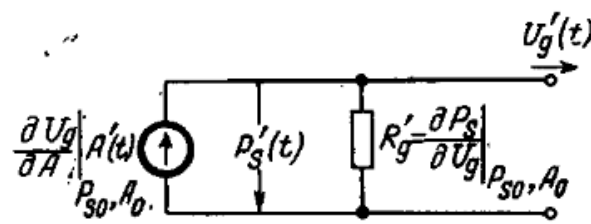


Рисунок 1.6 – Еквівалентна схема голосового джерела [7, с. 58]

Подібні еквівалентні схеми були розроблені також для джерел шумового та імпульсного збудження мовного тракту.

Також Дж.Фланаганом було розроблено ряд моделей голосових зв'язок людини, які були механічними аналогами процесів, що відбуваються при їх коливаннях. Одномасова модель голосових зв'язок [7, с. 58-60] передбачала моделювання кожної зв'язки у вигляді вантажу масою  $m$  на пружині жорсткості  $k$  з демпфером  $r$ , між якими продувалось повітря. Обидві зв'язки вважались абсолютно симетричними та однаковими, розглядався повністю синхронний режим їх поведінки. Система описувалась диференціальним рівнянням другого порядку. Схематично одномасову модель голосових зв'язок зображено на рис. 1.7.



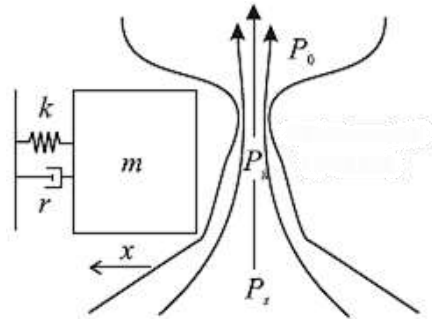


Рисунок 1.7 – Схема одномасової моделі голосових зв'язок

Одномасова модель мала значний ряд недоліків, однак її простота дозволяє отримати багато аналітичних результатів. У [8] додатково вказано, що дана модель має низьку обчислювальну ускладненість. Проте у джерелі [9] вказано, що найбільше прикладне застосування отримала двохмасова модель (рис. 1.8).

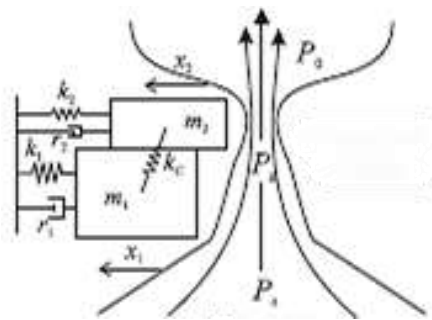


Рисунок 1.8 – Схема двохмасової моделі голосових зв'язок [9, с. 114]

Дана модель характеризується значно складнішим математичним описом з використанням системи однорідних диференціальних рівнянь. Аналітичне дослідження даної моделі дозволило знайти положення рівноваги описаної системи, деякі біфуркації та області коливань. Однак повне аналітичне дослідження системи, з урахуванням впливу голосового тракту, на даний момент відсутнє [9, с. 114].

Не дивлячись на те, що двохмасова модель в цілому здатна відтворити геометрію голосової щілини, вона не придатна для урахування структури самої голосової зв'язки. У поперечному перетині голосові зв'язки являють собою багат шарову структуру, при чому

механічні властивості кожного із шарів сильно відрізняються між собою. Механічні параметри кожного шару голосових зв'язок по-різному реагують на натяг голосових складок при їх зміщенні. Умовно поперечний перетин голосових зв'язок можна розділити на три шари: покриваючий, який включає епітелій та поверхневий шар; перехідний, який складається з проміжного та глибокого шарів та власне тіло зв'язок, яке утворюється м'язовими волокнами [10, с. 43-44].

Спроба врахувати повздовжні рухи у рамках двохмасової моделі не привела до успіху. З цією метою були розроблені багатомасові моделі голосових зв'язок, які дозволяли врахувати коливальні процеси у їх м'язових структурах. Однак аналітичне дослідження цих моделей було ще більш ускладненим [11, 12].

Тим не менше, описані моделі голосових зв'язок знаходять застосування при розв'язанні багатьох задач, пов'язаних зі змінами структури голосових сигналів при різних патологіях. Приміром, у роботі [8] подано модель голосового апарату людини при патології, побудовану на основі одномасової моделі голосових зв'язок (рис. 1.9).

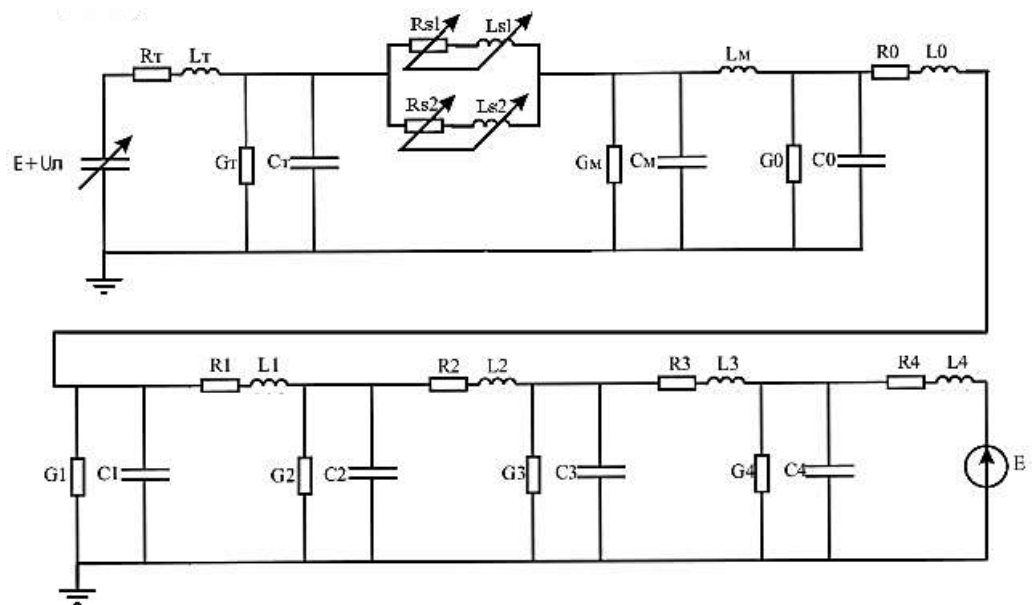


Рисунок 1.9 – Модель мовного апарату людини для мови при патології [8, с. 12]

Змінна ємність на вході є еквівалентом змінного об'єму легень. Перший чотирьохполюсник Г-типу – електричний еквівалент трахеї. Оскільки в моделі застосовується одномасова модель голосових зв'язок, то кожна з них подається у вигляді змінних елементів  $R_s$  та  $L_s$ . Наступний чотирьохполюсник є еквівалентом Морганієвого шлуночка, а мовний тракт подано у вигляді послідовного з'єднання чотирьох чотирьохполюсників Г-типу. Джерело струму на виході є аналогом атмосферного тиску [8, с. 12].

Авторами указано, що розроблена модель та її програмна реалізація може слугувати основою для методик діагностики наявності захворювань, які викликають зміни на рівні гортані (у тому числі, онкологічних), а також програм, які дозволяють проводити контроль якості лікування при променевої та хіміотерапії [8, с. 12-13].

Узагалі, практика застосування різноманітних моделей голосових зв'язок, мовного апарату та голосових сигналів людини для діагностики певних захворювань людського організму є досить поширеною на сьогоднішній день. Найчастіше це пов'язано з захворюваннями дихальної, серцево-судинної систем організму та різноманітними онкологічними захворюваннями. Однак на сьогоднішній день застосування розглянутих вище моделей, на думку багатьох дослідників, не дозволяє отримати результати з необхідною точністю. Причиною цього є те, що у будь-якого голосового сигналу, окрім періодичної складової, завжди присутня стохастична, або випадкова складова. Тому, на думку дослідників [13], голосовий сигнал не може бути описаний періодичним сигналом навіть з нескінченною кількістю гармонік.

У багатьох публікаціях Я.П. Драгана та його колег [14, 15] досліджено і обґрунтовано адекватність моделі стохастичних коливань у вигляді періодично корельованого випадкового процесу (ПКВП). Даний підхід застосовується для аналізу та моделювання стохастичних сигналів, а також сигналів що мають детерміновану та стохастичну

складову, якими на сьогоднішній день і вважають голосові сигнали людини. Використання імовірнісного підходу у вигляді ПКВП дає змогу якнайкраще описати властивості фізичних систем, що їх спричиняють, з урахуванням як регулярних, детерміністичних законів, так і з урахуванням завад і збурень.

Випадковий процес  $\varepsilon(t)$  називається періодично корельованим випадковим процесом у широкому розумінні, коли його математичне сподівання, кореляційна функція та спектральна густина є періодичними функціями часу:

$$m_{\xi}(t) = m_{\xi}(t + T), \quad r_{\xi}(t, s) = r_{\xi}(t + T, s + T), \quad (1.1)$$

де  $m_{\xi}(t)$  – математичне очікування сигналу;

$r_{\xi}(t, s)$  – кореляційна функція процесу при деякому  $T > 0$ , що називається періодом корельованості.

Як вказано у [16], голосовим сигналам людини притаманна певна коливна структура, спричинена накладанням зовнішніх та внутрішніх ритмів, що є результатом роботи внутрішніх органів, систем та пов'язаність їх між собою. Крім того, ці сигнали мають імовірнісний характер. Тому коливність, на думку авторів, природно трактувати засобами статистичної теорії як періодичність імовірнісних характеристик, а систему, що породжує такі сигнали – як одноперіодний пульсатор, період якого є періодом корельованості відповідного ПКВП.

ПКВП-модель як формальний опис одноперіодного стохастичного коливання через пов'язаність її з теорією стаціонарних процесів, є індикативною внаслідок наявності періоду корельованості – характеристичної ознаки типу нестационарності і водночас зміни в часі інтенсивності сигналу, що є результатом когерентності його гармонічних складових, тобто їх синфазності, і забезпечує скінченність середньої потужності сигналу, тобто можливість застосування

енергетичної теорії для його вивчення [16, с. 158].

У роботі [17] показано, що модель ПКВП може застосовуватись для діагностики ритміки серця, що є однією з основних завдань діагностики серцево-судинних захворювань. Авторами було проведено аналіз експериментальних даних при трактуванні їх у рамках детермінованого і стохастичного підходів. Результати аналізу методами періодичних, майже періодичних коливань у рамках детермінованого підходу приводять до висновку, що така модель не адекватна голосному звукові. Спектри, обчислені за часовими рядами голосного звуку «А», при зсувах початку відліку по часовій осі є нестійкими. Тому слід прийняти, що сигнал породжується стохастичною системою і сам є випадковим.

Модель у вигляді стаціонарного випадкового процесу відображає складність сигналу в спектральному розподілі потужності, але не відображає його часової структури. Це пояснюється тим, що голосні звуки при різній ритміці серця породжуються системою, що знаходиться в стані «пульсуючої» рівноваги. Оцінки, обчислені за експериментальними часовими рядами голосного звуку «А» в різні моменти часу, характеризуються відмінністю середніх значень, дисперсій, кореляційних функцій. Згідно з критеріями Фішера у дослідженні авторів гіпотеза про стаціонарність випадкового процесу відкидається; процес класифікується як нестаціонарний [17, с. 11].

У результаті проведеного аналізу реєстрограм голосних звуків «А» показано, що адекватна їм модель повинна мати властивості випадковості, гармонізованості і періодичності статистичних характеристик. У рамках теорії другого порядку ці вимоги задовольняє модель у вигляді ПКВП, повну теорію яких розвинуто в рамках енергетичної теорії випадкових процесів.

ПКВП як стохастичне коливання відображає часово-фазову структуру голосового сигналу, має засоби врахування як пов'язаності

гармонічних складових, так і зміни імовірнісних характеристик сигналу в часовому просторі. Для визначення стану ритміки серця відповідно до цієї обґрунтованої моделі голосного звуку авторами було розроблено спеціальну методику експерименту, математичну модель та спеціальне програмне забезпечення для розв'язання поставленої задачі [17, с. 13].

Стохастичні моделі, які застосовуються для описання голосових сигналів на сьогоднішній день, – це моделі, що описують двічі стохастичні процеси. Термін «двічі» використовується для позначення такої пари процесів, один із яких є основним, але прихованим від спостерігача, і спостерігається тільки через інший стохастичний процес. Моделі такого типу особливо зручні для опису мовного сигналу, оскільки в дійсності звукова хвиля тиску, яку вимірюють пристрої реєстрації, являє собою тільки деякий код основного символічного процесу, що протікає в повністю недоступних ділянках мозку.

Досить часто такі процеси моделюються на основі марковських моделей. Передбачається, що основний процес є марковським у тому сенсі, що у довільний момент часу його значення залежать тільки від деякого кінцевого інтервалу його найближчої передісторії. Це обмеження задає визначення моделі прихованого марковського процесу [18, с. 19].

ПКВП моделі та моделі, що базуються на марківських процесах, є математичними моделями, тому у більшості авторів не наявна будь-яка фізична модель, пов'язана з ними. У більшості випадків автори будують на основі математичної моделі програмне забезпечення, яке аналізує вхідні голосові сигнали людини за розробленими статистичними та імовірнісними показниками.

Однак усі вищеописані моделі будувались на основі усереднених статистичних даних про людський організм і не передбачали моделювання індивідуальних особливостей голосового апарату, що було їх безперечним недоліком.

## Висновки до розділу 1

Проведений огляд та аналіз літературних джерел дозволив сформулювати наступні висновки.

1. Голосовий сигнал людини – це комплексний акустичний сигнал, який утворюється в організмі людини, і який несе велику кількість інформації не лише комунікативного характеру, а й про індивідуальні особливості організму людини та її фізичний стан.

2. Визначено основні складові голосового апарату людини, розглянуто їх фізіологію при формуванні голосу. Розглянуто голосове джерело та фільтруючий голосовий тракт, визначено його частоті та передаточні характеристики.

3. Охарактеризовано існуючі моделі голосового апарату людини та голосового сигналу, який він формує. Окрему увагу приділено електричним аналогам голосового апарату.

4. Вказано на основні недоліки існуючих електричних аналогів голосового апарату, а саме неможливість врахування впливу індивідуальних особливостей організму людини, антропометрії та термодинамічних параметрів повітряного потоку, який проходить в голосовому тракті, на параметри фільтруючої частини голосового апарату.

## РОЗДІЛ 2

### УДОСКОНАЛЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОГО АНАЛОГУ ГОЛОСОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ

#### **2.1. Залежність параметрів електричного аналогу від характеристик голосового апарату людини**

За основу подальшого дослідження обрано електричний аналог голосового апарату, розроблений Г.Фантом та удосконалений Дж.Фланаганом. Детальний його опис наведено у попередньому розділі.

Як було вказано вище, даний аналог не враховує індивідуальні особливості людського організму, оскільки формується на основі усереднених статистичних показників. Задача врахування індивідуальних параметрів людини є ускладненою, оскільки для цього необхідно проводити кінематичну рентгенограму людини у процесі мовлення, а це є складною і небезпечною для здоров'я людини процедурою. Тому спроба врахувати вплив характеристик людського організму також буде базуватися на результатах ряду досліджень експериментального характеру, які все одно на етапі оформлення результатів проходили певну статистичну обробку.

У першу чергу слід зазначити, що параметри як джерела електричного струму у даному аналозі, так і фільтруючої схеми залежать від геометричних розмірів голосового тракту та термодинамічних параметрів повітря, яке протікає по цьому тракту.

Аналогом голосового джерела у моделі Фланагана виступає джерело змінного електричного струму з паралельним навантаженням. Основна частота цього джерела повинна дорівнювати частоті коливань голосових зв'язок і, відповідно, основній частоті звуку, який вони генерують.

Якщо розглядати голосові зв'язки як дві пружні струни, то основну



частоту голосу людини, можна визначити за формулою:

$$F_0 = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{T}{ML_x}}, \quad (2.1)$$

де  $F_0$  – основна частота голосу людини;

$T$  – сила натягу голосових зв'язок;

$M$  – маса голосових зв'язок;

$L_x$  – довжина голосових зв'язок у натягнутому стані [4, с. 41].

Параметри голосових зв'язок у першу чергу пов'язані з антропометрією організму людини. Зв'язок між цими параметрами та характеристиками організму людини буде визначено далі.

Однак при коливаннях голосових зв'язок різні їх частини коливаються з частотами, кратними основній частоті. Ці частоти також підсилюються голосовим трактом і у спектрі результуючого голосового вони також присутні. Ці частоти називають гармоніками. Поява цих частот у спектрі обумовлена внутрішньою будовою голосових зв'язок та фізіологією їх коливань.

Отже, представлення голосових зв'язок в електричному аналозі як єдиного джерела змінної напруги одної частоти є некоректним. Більш правильним є використання декількох послідовно з'єднаних джерел з кратними частотами (рис. 2.1). Однак у такому випадку постає питання у амплітудних співвідношеннях коливань частин голосових зв'язок, які визначають амплітуду напруги усіх цих джерел.

У дослідженні [4] вказано, що при дослідженнях електричних аналогів голосових джерел використовуються джерела електричного струму, спектральна характеристика яких має нахил огинаючої спектра -12 дБ/октаву. При цьому у [19] вказано, що в області високих частот спостерігається падіння огинаючої спектра зі швидкістю -6дБ/октаву.

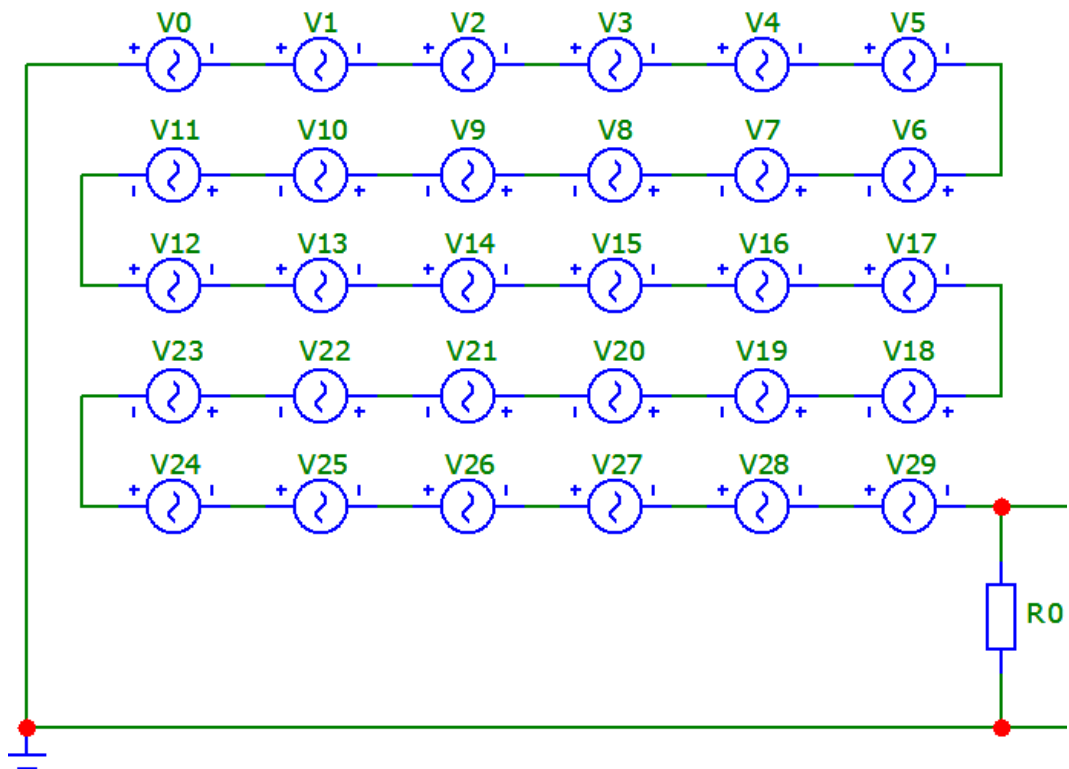


Рисунок 2.1 – Джерело електричного струму електричного аналогу голосового апарату людини

Отже, у ході дослідження на основі порівняння реальних голосових сигналів з електричними сигналами, сформованими за допомогою удосконаленого аналогу, необхідно встановити, який саме нахил огинаючої спектру голосового джерела є найбільш точним для описання голосових сигналів.

Величина напруги основного джерела електричного аналогу визначається величиною акустичного тиску, який створюється у голосовій щілині:

$$V_0 = kP, \quad (2.2)$$

де  $V_0$  – напруга основного джерела електричного аналогу, В;

$P$  – акустичний тиск, який створює голосова щілина, Па;

$k$  – масштабний коефіцієнт для переведення акустичних величин в електричні.

Опір навантаження, яке в електричному аналозі Фланагана приєднується до джерела електричного струму, моделює акустичний опір повітряному потоку, який створює голосова щілина при коливаннях голосових зв'язок. Окрім геометричних розмірів голосової щілини, він також залежить від параметрів повітряного потоку, що проходить через щілину:

$$R_0 = k^2 \left( \frac{12\mu d}{L_x w^2} + \frac{7\rho v}{16(L_x w)^2} \right), \quad (2.3)$$

де  $R_0$  – опір навантаження джерела електричного аналогу, Ом;

$\mu$  – коефіцієнт динамічної в'язкості повітря, Па\*с;

$d$  – глибина голосової щілини, м;

$w$  – ширина голосової щілини, м;

$\rho$  – густина повітря, кг/м<sup>3</sup>;

$v$  – об'ємна швидкість повітряного потоку, м<sup>3</sup>/с [2, с.60-61].

Добуток  $L_x w = S_0$  у виразі (2.3) фактично є площею поперечного перерізу голосової щілини у відкритому стані при утворенні голосу.

У роботі [19] для визначення об'ємної швидкості повітряного потоку використовувалось наступне співвідношення:

$$v = \frac{150 * 10^{-6}}{1 + \left(\frac{F_0}{100}\right)^2}, \quad (2.4)$$

тобто, її величина однозначно визначається основною частотою коливань голосових зв'язок.

Якщо виділити у голосовому тракті ділянку довжиною  $l$  з площею поперечного перерізу  $S$ , то її електричним аналогом виступає чотирьохполюсний фільтр, показаний на рис. 1.5. Дану ділянку розглядають як циліндричну, тобто наряду з площею поперечного

перерізу у розрахунках може використовуватись еквівалентний радіус ділянки  $r$ . Параметри цього фільтру також залежать від геометричних розмірів виділеної ділянки та термодинамічних параметрів повітря, що проходить по голосовому тракту.

Індуктивність в електричному аналозі голосового апарату характеризує акустичну інертність потоку повітря на одиницю довжини голосового тракту [2, с. 42]:

$$L = k^2 \frac{\rho l}{2S}. \quad (2.5)$$

Опори  $R$  моделюють собою втрати, які мають місце при поширення повітряного потоку у голосовому тракті. Фактично вони характеризують потужність, яка розсіюється при в'язкому терті повітря об стінки тракту [2, с. 42-44]. Величина цього опору визначається як:

$$R = \frac{k^2 l}{Sr} \sqrt{\frac{F_0 \rho \mu}{2}}. \quad (2.6)$$

Ємність даного фільтру моделює пружність або стискуваність повітря, яке проходить по голосовому тракту. Більша частина повітряного потоку стискається чи розріджується відповідно до адіабатного закону, і величина ємності, яка характеризує дані явища визначається як:

$$C = \frac{Sl}{k^2 \rho c^2}, \quad (2.7)$$

де  $c$  – швидкість поширення звуку у повітрі за даних умов, м/с [2, с. 44-45].

Еквівалентна паралельна провідність фільтру моделює втрати енергії, які обумовлені теплопровідністю поблизу стінок тракту. Вона залежить від геометричних параметрів тракту, термодинамічних параметрів повітря і акустичних характеристик звуку наступним чином:

$$G = \frac{2\pi r l (\eta - 1)}{k^2 \rho c^2} \sqrt{\frac{\lambda F_0}{2c_p \rho'}} \quad (2.8)$$

де  $\eta = 1,4$  – показник адіабати для повітря;

$\lambda$  – коефіцієнт теплопровідності повітря за даних умов, Вт/(м\*К);

$c_p$  – питома теплоємність повітря за постійного тиску за даних умов, Дж/(кг\*К) [2, с. 45-48].

Загалом голосовий тракт подається у вигляді послідовного набору таких фільтрів (рис. 2.2). У більшості аналогів кількість таких фільтрів досягає 30-35. У літературних джерелах, які описують даний електричний аналог, довжина кожної ділянки голосового тракту, яка моделюється таким фільтром, дорівнювала 5 мм, а усі геометричні розміри голосового тракту вважалися сталими при вимові кожного звуку. До того ж, більшість параметрів повітряного потоку, які входять до формул (2.3-2.8) приймалися на сталому рівні.

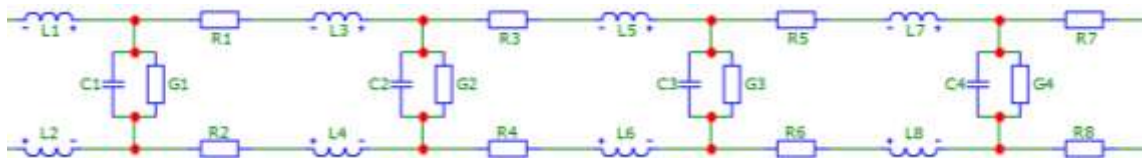


Рисунок 2.2 – Фрагмент фільтруючого кола електричного аналогу голосового апарату людини

Однак усі вказані параметри залежать від індивідуальних характеристик людського організму, гендерних та вікових особливостей, а також термодинамічних параметрів повітряного потоку. Характер цих

залежностей та їх вплив на параметри голосового джерела та фільтруючого кола будуть розглянуті далі.

## **2.2. Взаємозв'язок антропометрії організму з геометрією голосового джерела та голосового апарату людини**

Основна частота джерела електричного струму, яка визначається за формулою (2.1) напряму залежить від геометричних розмірів голосових зв'язок людини та їх пружних властивостей. До них відносять масу зв'язок, їх довжину у натягнутому стані та силу натягу.

При аналізі літературних джерел не було знайдено прямих залежностей параметрів голосових зв'язок від маси тіла людини. У деяких джерелах [20] навіть було вказано, що кореляційного зв'язку між масою тіла людини та масою її голосових зв'язок не існує. Емпіричні дослідження також не дали позитивних результатів у цьому напрямку.

У такому випадку, масу голосових зв'язок можна виразити через густину м'язових тканин, з яких вони складаються, та геометричні параметри [4, с. 42]:

$$M = \rho L_0 S_0, \quad (2.9)$$

де  $\rho$  – густина м'язових тканин голосових зв'язок;

Тим не менше, дане подання голосових зв'язок є не досить правильним, оскільки структура голосових зв'язок є неоднорідною.

Силу натягу, яка виникає у голосових зв'язках більшість дослідників найчастіше розглядають виходячи із складних внутрішніх м'язових структур даного органу. Одно- та двомасові моделі, описані вище, є доволі точними та зручними, однак аналітичні вирази для пружних характеристик голосових зв'язок і пов'язаних з ними параметрів голосового сигналу є надто ускладненими [10, с. 41-43].

У даному дослідженні буде розглянуто спрощену модель коливань голосових зв'язок, яка описується звичайним законом Гука:

$$T = ES_0 \frac{\Delta L}{L_0}, \quad (2.10)$$

де  $E$  – модуль пружності голосових зв'язок;

$S$  – площа поперечного перетину голосових зв'язок;

$\frac{\Delta L}{L_0}$  – відносне видовження голосових зв'язок.

При цьому за даними [10] при утворенні голосу довжина голосових зв'язок може збільшуватись на 10-25% [10, с.43]. Тому при подальших дослідженнях було прийнято наступні співвідношення:

$$L_x = 1,25L_0 \rightarrow \frac{\Delta L}{L_0} = 0,25. \quad (2.11)$$

Параметри голосових зв'язок, які впливають на основну частоту голосу, у свою чергу пов'язані з антропометричними параметрами тіла людини. Приміром, при аналізі літературних джерел було встановлено, що довжина голосових зв'язок у ненатягнутому стані залежить від зросту людини, а зв'язок між цими параметрами описується такими співвідношеннями з урахуванням статевих особливостей:

$$- \text{для чоловіків } L_0 = (0,18Ht * 10^{-2} - 15,8) * 10^{-3} \quad (2.12)$$

$$- \text{для жінок } L_0 = (0,24Ht * 10^{-2} - 28,1) * 10^{-3} \quad (2.13)$$

Наявність степенів у даних формулах обумовлена тим, що зріст людини ( $Ht$ ) у даних формулах задається у сантиметрах, а довжина голосових зв'язок ( $L_0$ ) у міліметрах [21, с. 391].

Якщо підставити усі наведені залежності у формулу основної частоти голосу (2.1), отримаємо:

$$F_0 = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{ES_0\Delta L}{\rho L_0 S_0 L_x L_0}} = \frac{1}{2L_0} \sqrt{\frac{E\Delta L}{\rho L_x}} = \frac{1}{2L_0} \sqrt{\frac{0,25E}{1,25\rho}} = \frac{1}{2L_0} \sqrt{\frac{E}{5\rho}}. \quad (2.14)$$

Отже, окрім довжини голосових зв'язок, основна частота голосу людини напряму залежить від їх модулю пружності та густини. Згідно даних [11] величина густини тканин голосових зв'язок складає 1,04 г/см<sup>3</sup>.

У роботі [20] наведена таблична залежність основної частоти голосу людини від її віку. Однак, ця залежність не враховує впливу інших антропометричних факторів. У дослідженні [22] було вивчено зміну модуля пружності голосових зв'язок з віком з урахуванням статевих особливостей людського організму. До того ж, дані цієї публікації добре узгоджуються з даними джерела [20], де вказано, що підвищення основної частоти голосу, яке спостерігається після 40-50 років у представників обох статей, може бути викликане збільшенням пружності голосових зв'язок.

На основі даних, наведених у вказаних публікаціях, у ході дослідження було визначено функціональну залежність модуля пружності голосових зв'язок від віку залежно від статевих особливостей:

– для чоловіків:

$$E = -0,0989Ag^3 + 16,806Ag^2 - 854,44Ag + 15647 \quad (2.15)$$

– для жінок:

$$E = -0,0621Ag^3 + 11,659Ag^2 - 686,61Ag + 16780 \quad (2.16)$$

Однак дані значення модулю пружності голосових зв'язок справедливі для зв'язок у ненатягнутому стані. У літературних джерелах вказано, що при подовженні голосових зв'язок людини на кожні 3 мм жорсткість тканин зв'язок підвищується приблизно удвічі за рахунок зміни їх повздовжніх та поперечних геометричних розмірів. За рахунок



же зміни пружних властивостей м'язів модуль пружності голосових зв'язок у натягнутому стані збільшується у 5-10 разів [10, с.45-46].

З урахуванням вищенаведених фактів у формулу (2.14) було уведено поправку на пружні властивості голосових зв'язок:

$$q_E = 10 * \frac{\Delta L}{23 * 10^{-3}} = 10 * \frac{0,25L_0}{23 * 10^{-3}}. \quad (2.17)$$

$$F_0 = \frac{1}{2L_0} \sqrt{\frac{q_E E}{5\rho}}. \quad (2.18)$$

Отже, основна частота голосу людини визначається її віковими, та антропометричними параметрами з урахуванням статевих особливостей. Вона визначається за формулою (2.18) з урахуванням залежностей для довжини голосових зв'язок у нерозтягнутому стані (2.12-2.13) і модулю пружності голосових зв'язок (2.15-2.16), а також поправки (2.17).

Окрім основної частоти голосу людини антропометричні та вікові особливості людей різної статі впливають також на геометрію голосового тракту. З одного боку, характеристики голосового тракту є індивідуальними, і саме вони визначають спектральний склад голосу, за рахунок якого люди розрізняють голоси співрозмовників. Однак врахувати ці особливості у даному дослідженні не видається можливим.

З іншого боку, у роботах [8, 19, 23–26] отримано ряд результатів на основі досліджень голосових апаратів реальних людей. У ході даного дослідження ці результати було оброблено статистично і отримано залежності параметрів голосового тракту від антропометричних параметрів людини.

У класичному дослідженні Г.Фанта на основі рентгенографічних досліджень визначено функцію площі поперечного перерізу резонаторних порожнин голосового тракту при вимові різних звуків. Дана залежність визначається як графічно (рис. 2.3), так і у табличному

вигляді (табл. 2.1). Дані площі поперечного перерізу у дослідженні обирались із стандартного набору даних, який відповідає електричному аналогу LEA, на якому проводилось дослідження [6, с. 104].

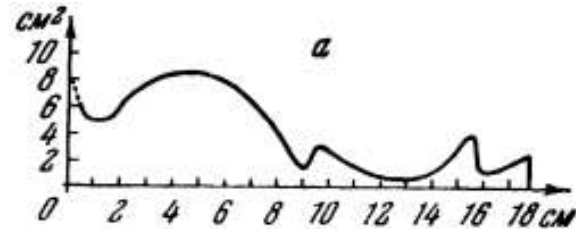


Рисунок 2.3 – Функція площі поперечного перерізу голосового апарату при вимові звуку А [6, с.111]

Таблиця 2.1

Функція площі поперечного перерізу голосового апарату при вимові звуку А [6, с.118]

Відстань від голосових зв'язок, см	0,0	0,5	1,0	1,5	2,0	2,5	3,0	3,5
Площа поперечного перерізу голосового тракту, см <sup>2</sup>	2,6	1,6	1,3	1,0	4,0	2,6	1,6	1,0
Відстань від голосових зв'язок, см	4,0	4,5	5,0	5,5	6,0	6,5	7,0	7,5
Площа поперечного перерізу голосового тракту, см <sup>2</sup>	0,65	0,65	0,65	1,0	1,3	1,6	2,0	2,6
Відстань від голосових зв'язок, см	8,0	8,5	9,0	9,5	10,0	10,5	11,0	11,5
Площа поперечного перерізу голосового тракту, см <sup>2</sup>	2,6	1,6	3,2	4,0	5,0	6,5	8,0	8,0

Відстань від голосових зв'язок, см	12,0	12,5	13,0	13,5	14,0	14,5	15,0	15,5
Площа поперечного перерізу голосового тракту, см <sup>2</sup>	8,0	8,0	8,0	8,0	8,0	8,0	6,5	5,0
Відстань від голосових зв'язок, см	16,0	16,5	17,0					
Площа поперечного перерізу голосового тракту, см <sup>2</sup>	5,0	5,0	5,0					

У вказаному дослідженні довжина голосового тракту визначена на рівні 17 см. З іншого боку, у дослідженні [19] вказано, що на довжину голосового тракту впливає зріст людини з урахуванням її статі.

У дослідженні [26] було встановлено емпіричні залежності довжини голосового тракту від зросту людей різної статі (рис. 2.4).

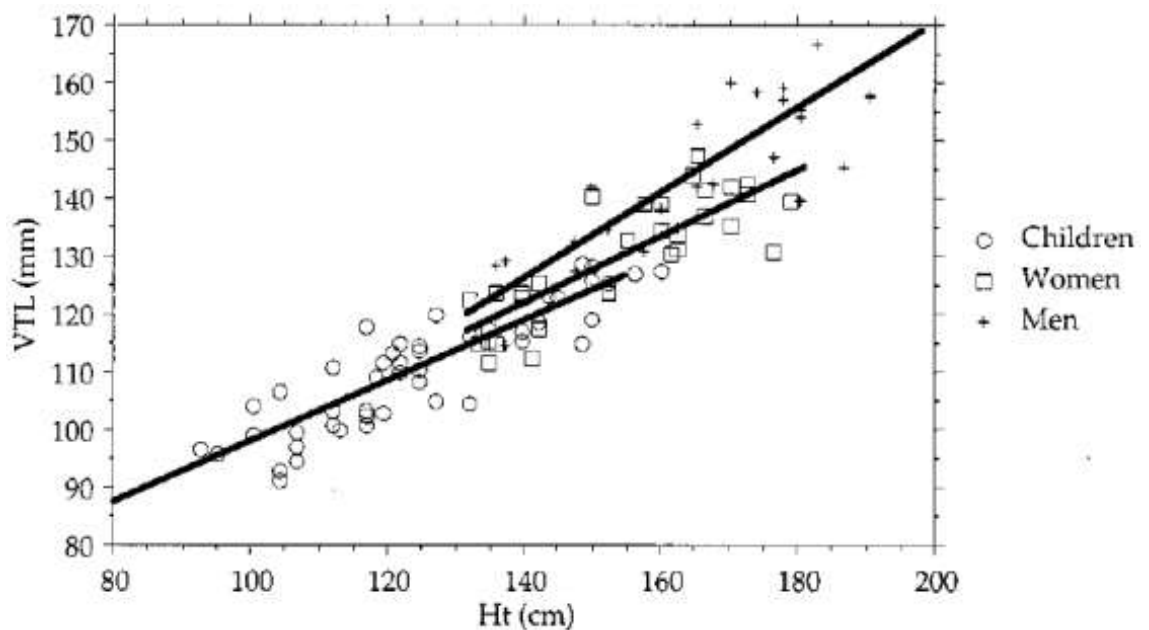


Рисунок 2.4 – Емпіричні залежності довжини голосового тракту від зросту людини з урахуванням статевих особливостей [26, с. 1518]

Прямі лінії на рис. 2.4. було накладено у ході даного дослідження для встановлення функціональної залежності між параметрами голосового тракту та зростом людини, оскільки у вихідному джерелі ця залежність не була встановлена.

За результатами дослідження визначено, що довжина голосового тракту людини та зріст людини залежать один від одного таким чином:

– для чоловіків:

$$VTL = (0,73Ht * 10^{-2} + 24,55) * 10^{-3} \quad (2.19)$$

– для жінок:

$$VTL = (0,47Ht * 10^{-2} + 55,09) * 10^{-3} \quad (2.20)$$

Наявність степенів у даних формулах обумовлена тим, що зріст людини ( $Ht$ ) у даних формулах задається у сантиметрах, а довжина голосового тракту ( $VTL$ ) у міліметрах.

З урахуванням цього, розміри елементарних ділянок, на які поділяється голосовий тракт людини, слід масштабно перераховувати. Масштабний коефіцієнт для голосового тракту у такому випадку визначається як відношення довжини голосового тракту, розрахованої за формулами (2.19-2.20) до 17 см, які було визначено як довжину голосового тракту у роботі [6]:

$$q_L = \frac{VTL}{17 * 10^{-2}}. \quad (2.21)$$

Тоді параметри голосового тракту, які визначають параметри електричного аналогу за формулами (2.5-2.8), а саме довжина ділянки  $l$  та площа її поперечного перерізу  $S$  повинні перераховуватись через цей масштабний коефіцієнт. При цьому довжина ділянки повинна змінюватись у  $q_L$  разів, а площа – у  $q_L^2$  разів:

$$L = k^2 \frac{\rho l q_L}{2S q_L^2} = k^2 \frac{\rho l}{2S q_L}, \quad (2.22)$$

$$R = \frac{k^2 l q_L}{q_L^2 S r} \sqrt{\frac{F_0 \rho \mu}{2}} = \frac{k^2 l}{q_L S r} \sqrt{\frac{F_0 \rho \mu}{2}}, \quad (2.23)$$

$$C = \frac{q_L^2 S l q_L}{k^2 \rho c^2} = \frac{q_L^3 S l}{k^2 \rho c^2}, \quad (2.24)$$

$$G = \frac{2\pi r l q_L (\eta - 1)}{k^2 \rho c^2} \sqrt{\frac{\lambda F_0}{2c_p \rho}}, \quad (2.25)$$

Отже, параметри фільтруючої схеми електричного аналогу голосового апарату також залежать від антропометричних та статевих особливостей людського організму, і повинні визначатися за формулами (2.22-2.25), які враховують вплив цих параметрів. Однак, окрім антропометрії людського організму необхідно також врахувати вплив термодинамічних параметрів повітряного потоку, який проходить по ньому.

### **2.3. Врахування термодинамічних особливостей повітряного потоку в голосовому апараті людини**

До основних параметрів, які напряму впливають на параметри як джерела, так і фільтруючої схеми електричного аналогу голосового апарату, відносяться:

- густина повітря;
- коефіцієнт динамічної в'язкості повітря;
- швидкість поширення звуку у повітрі;
- коефіцієнт теплопровідності повітря;
- питома теплоємність повітря за постійного тиску.

Не дивлячись на те, що не усі ці параметри є термодинамічними

(швидкість поширення звуку  $\epsilon$ , скоріше, механічним параметром), усі вони тим чи іншим чином пов'язані з основними термодинамічними параметрами повітряного потоку. До таких параметрів відносяться:

- відносна вологість повітря або вологовміст;
- тиск повітря
- абсолютна температура повітря.

У першу чергу, слід зазначити, що повітря, яке проходить по голосовому тракту людини, є вологим, тобто містить певну кількість водяної пари. Кількість або вміст цієї пари у повітрі визначається абсолютною температурою повітря, і в свою чергу впливає на тиск повітряного потоку.

У більшості випадків стінки голосового тракту є зволоженими, тому вологість повітря, яке по ньому проходить, є близькою до 100%. Однак при різних дисфункціях чи захворюваннях організму людини, це може тим чи іншим чином позначатись на властивостях органів, що входять до складу голосового апарату. Як наслідок, величина вологості, абсолютної температури і як наслідок тиску, змінюються. Ці зміни відбуваються у відносно невеликих межах, однак все одно спричинюють істотні зміни у параметрах голосового апарату людини, і, відповідно, параметрах його електричного аналогу.

Отже необхідно встановити функціональні залежності параметрів повітряного потоку, які визначають характеристики електричного аналогу голосового апарату людини, від цих термодинамічних величин.

Перший параметр – густина повітря – може бути визначена з рівняння стану ідеального газу:

$$\rho = \frac{(P_{\text{пов}} + P_{\text{пар}})M}{RT}, \quad (2.26)$$

де  $P_{\text{пов}}$  і  $P_{\text{пар}}$  – тиск повітряної суміші (повітря і водяної пари), Па;

$M$  – молярна маса повітряної суміші, кг/моль;

$R = 8,31 \frac{\text{Дж}}{\text{К*моль}}$  – універсальна газова стала;

$T$  – абсолютна температура повітряної суміші, К.

Тиск водяної пари, яка міститься у повітрі, залежить від абсолютної температури повітряної суміші. У більшості літературних джерел залежність тиску водяної пари від температури задається таблично, а функціональну залежність між величинами не наводять. Однак її можна отримати з табличних даних (табл. 2.2).

Таблиця 2.2

Залежність тиску водяної пари від температури [27]

$T$ , К	$P_{\text{пар}}$ , мм.рт.ст.	$T$ , К	$P_{\text{пар}}$ , мм.рт.ст.
305	35,66	310	47,07
306	37,73	311	49,65
307	39,90	312	52,44
308	42,18	313	55,32
309	44,56	314	58,34

Якщо розглянути дану залежність у температурному діапазоні, що відповідає температурі тіла людини, як лінійну, то її формулу можна отримати за методом найменших квадратів:

$$P_{\text{пар}} = 136 * (-731,91 + 2,51T); r = 0,9982. \quad (2.27)$$

Коефіцієнт 136 використовується для переведення величини тиску з мм.рт.ст. на системну одиницю (Па).

Як видно з формули (2.27) коефіцієнт кореляції даної залежності складає 0,9982, отже залежність між тиском водяної пари та абсолютною температурою є лінійною і може використовуватись надалі.

Тоді вологовміст визначається за формулою:

$$d = \frac{18}{29} \frac{P_{\text{пар}}}{P_{\text{пов}} - P_{\text{пар}}}, \quad (2.28)$$

а мольні долі складових повітряної суміші, які власне і визначають залежності багатьох величин, визначаються як:

$$x_{\text{пар}} = \frac{P_{\text{пар}}}{P_{\text{пов}}}; \quad x_{\text{пов}} = \frac{P_{\text{пов}} - P_{\text{пар}}}{P_{\text{пов}}}. \quad (2.29)$$

У формулі (2.28) відношення 18/29 визначається відношенням молярних мас водяної пари та повітря.

У такому випадку молярна маса повітряної суміші визначається за формулою:

$$M = (29x_{\text{пов}} + 18x_{\text{пар}}) * 10^{-3}, \frac{\text{КГ}}{\text{МОЛЬ}}. \quad (2.30)$$

Остаточно густина повітряної суміші повинна визначатись з урахуванням співвідношень (2.27-2.30).

Коефіцієнт динамічної в'язкості будь-якого газу також залежить від абсолютної температури за формулою Сазерленда:

$$\mu = \mu_0 \frac{273 + C}{T + C} \left( \frac{T}{273} \right)^{3/2}, \quad (2.31)$$

де  $\mu_0$  – коефіцієнт динамічної в'язкості газу за 273 К, Па\*с;

$C$  – постійна Сазерленда, К [28, с. 237].

Оскільки ж повітря у голосовому тракті є сумішшю, то за емпіричною формулою Хеннінга та Ципперера [28, с. 237]:



$$\mu = \frac{x_{\text{пар}}\mu_{\text{пар}}(\sqrt{MT_{\text{кр}}})_{\text{пар}} + x_{\text{пов}}\mu_{\text{пов}}(\sqrt{MT_{\text{кр}}})_{\text{пов}}}{x_{\text{пар}}(\sqrt{MT_{\text{кр}}})_{\text{пар}} + x_{\text{пов}}(\sqrt{MT_{\text{кр}}})_{\text{пов}}}. \quad (2.32)$$

Для повітря та водяної пари значення  $\mu_0$ ,  $C$  та  $\sqrt{MT_{\text{кр}}}$  наведено у табл. 2.3.

Таблиця 2.3.

Значення коефіцієнту динамічної в'язкості газів за 273 К та постійної Сазерленда [28, с. 237]

Газ	$\mu_0$ , Па * с	$C$ , К	$\sqrt{MT_{\text{кр}}}$ , $\left(\frac{\text{КГ} * \text{К}}{\text{МОЛЬ}}\right)^{1/2}$
Повітря	$1708 * 10^{-8}$	122	61,9
Водяна пара	$883 * 10^{-8}$	961	108

Остаточно для динамічної в'язкості повітряної суміші можна записати:

$$\mu = \frac{x_{\text{пар}} \frac{1,177}{T + 961} \left(\frac{T}{273}\right)^{3/2} + x_{\text{пов}} \frac{0,418}{T + 122} \left(\frac{T}{273}\right)^{3/2}}{x_{\text{пар}} * 108 + x_{\text{пов}} * 61,9}. \quad (2.33)$$

Усі числові коефіцієнти рівняння (2.33) отримуються після підстановки рівнянь (2.31) для повітря та водяної пари у рівняння (2.32) з урахуванням постійних значень із таблиці 2.3.

Залежність коефіцієнту теплопровідності газів від температури у загальному вигляді визначається як:

$$\lambda = \frac{a_1(1 + a_2T)\sqrt{T}}{1 + \frac{a_3}{T}}, \quad (2.34)$$

де  $a_1, a_2, a_3$  – емпіричні коефіцієнти, значення яких для повітря та

водяної пари наведено у табл. 2.4.

Таблиця 2.4.

Значення емпіричних коефіцієнтів залежності коефіцієнта теплопровідності газів від температури [28, с. 303]

Газ	$a_1, \frac{\text{Вт}}{(\text{м} * \text{К})^{3/2}}$	$a_2, \text{К}^{-1}$	$a_3, \text{К}$
Повітря	$2114 * 10^{-6}$	0	123,6
Водяна пара	$3359 * 10^{-6}$	0	673

Для газової суміші, у даному випадку повітря та водяної пари, з урахуванням адитивності коефіцієнтів теплопровідності, справедливим є співвідношення [28, с. 309]:

$$\lambda = x_{\text{пар}} \lambda_{\text{пар}} + x_{\text{пов}} \lambda_{\text{пов}}. \quad (2.35)$$

З урахуванням співвідношення (2.34) та значень коефіцієнтів з табл. 2.4. остаточно для коефіцієнту теплопровідності повітряної суміші:

$$\lambda = x_{\text{пар}} \frac{3359 * 10^{-6} \sqrt{T}}{1 + \frac{673}{T}} + x_{\text{пов}} \frac{2114 * 10^{-6} \sqrt{T}}{1 + \frac{123,6}{T}}. \quad (2.36)$$

Для питомої теплоємності газів за постійного тиску справедливою є емпірична залежність від температури, яка визначається таким чином:

$$c_p = \frac{c_1 + c_2 T + c_3 T^2}{M}, \quad (2.37)$$

де  $c_1, c_2, c_3$  – емпіричні коефіцієнти, значення яких для повітря та водяної пари наведено у табл. 2.5 [28, с. 207].

Значення емпіричних коефіцієнтів залежності питомої теплоємності за постійного тиску від температури [28, с. 214]

Газ	$c_1, \frac{\text{Дж}}{\text{К} * \text{моль}}$	$c_2, \frac{\text{Дж}}{\text{К}^2 * \text{моль}}$	$c_3, \frac{\text{Дж}}{\text{К}^3 * \text{моль}}$
Повітря	6,389	$1,762 * 10^{-3}$	$-0,2656 * 10^{-6}$
Водяна пара	7,136	$2,640 * 10^{-3}$	$0,0459 * 10^{-6}$

Для повітряної суміші, яка проходить у голосовому тракті людини, як суміші двох ідеальних газів мольні теплоємності компонентів суміші мають властивості адитивності. У такому випадку необхідно спочатку визначати мольну теплоємність суміші (чисельник формули 2.37), а потім ділити її на молярну масу суміші:

$$c_p = \frac{x_{\text{пар}}(c_1 + c_2T + c_3T^2) + x_{\text{пов}}(c_1 + c_2T + c_3T^2)}{M}. \quad (2.38)$$

Швидкість поширення звуку у повітрі напряму залежить від питомої теплоємності повітряної суміші:

$$c = \sqrt{\frac{c_p RT}{(c_p - R)M}}. \quad (2.39)$$

Таким чином, встановлені залежності дозволяють удосконалити електричний аналог голосового апарату людини, враховуючи термодинамічні параметри повітряного потоку. Детальний опис дослідження функціонування удосконаленого електричного аналогу наведено у наступному розділі.

## Висновки до розділу 2

1. Встановлено функціональні залежності параметрів електричного аналогу від характеристик голосового апарату людини, зокрема параметрів голосового джерела від пружних властивостей голосових зв'язок, та параметрів фільтруючого кола від геометрії голосового тракту та основних термодинамічних характеристик повітряного потоку, який по ньому проходить.

2. Визначено функціональні залежності пружних властивостей (модулю пружності та відносних видовжень) голосових зв'язок від антропометрії людини з урахуванням вікових та статевих особливостей.

3. Вказано на необхідність експериментального визначення величини спаду огинаючої спектра голосового джерела, яка обирається із двох визначених у літературних джерелах варіантів: -6 дб/октаву та -12 дб/октаву.

4. Встановлено функціональні залежності термодинамічних параметрів повітряного потоку, що проходить по голосовому апарату від температури, тиску та вологості.

5. Удосконалено електричний аналог голосового апарату людини, запропонований Дж.Фланаганом, з урахуванням усіх встановлених залежностей.

### РОЗДІЛ 3

## ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ УДОСКОНАЛЕНОГО ЕЛЕКТРИЧНОГО АНАЛОГУ ГОЛОСОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ

### 3.1. Моделювання електричного аналогу голосового апарату людини у середовищі Micro-Cap 11.0

Моделювання удосконаленого електричного аналогу голосового апарату було виконане у середовищі Micro-Cap 11.0 (рис. 3.1).

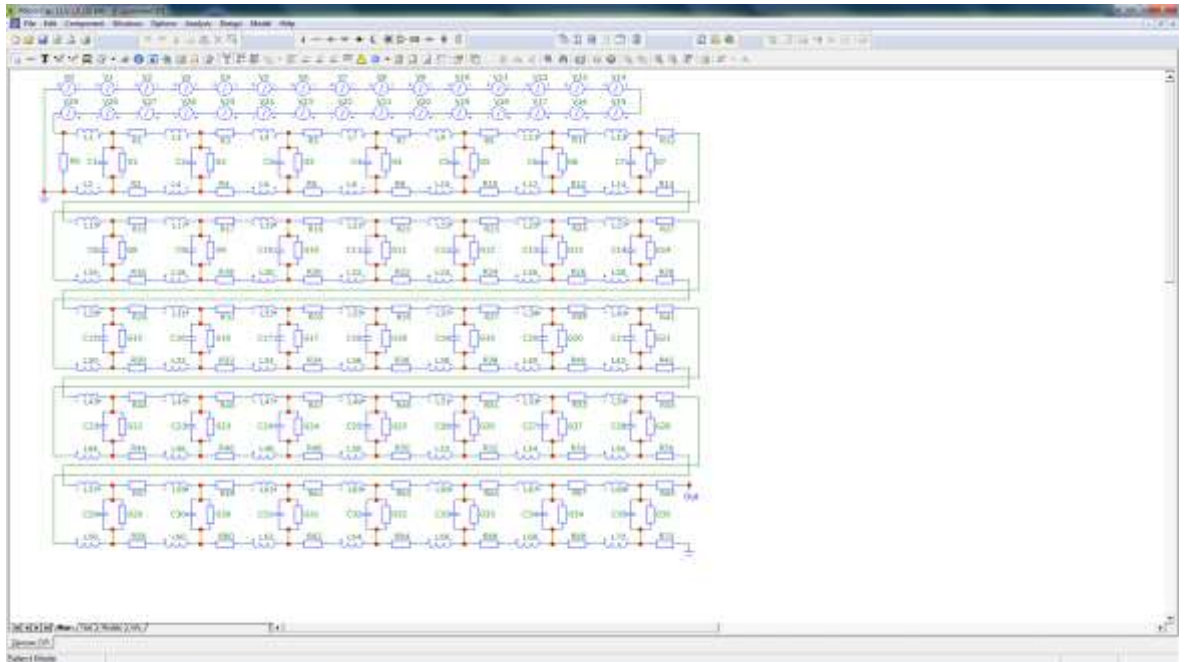


Рисунок 3.1 – Моделювання удосконаленого електричного аналогу голосового апарату людини у середовищі Micro-Cap 11.0

Це середовище є SPICE-подібною програмою для аналогового і цифрового моделювання електричних і електронних схем з інтегрованим візуальним редактором. Моделювання схем можливе як у аналоговому, так і у цифровому форматі з можливістю аналізувати вихідні сигнали цих схем як у часовому, так і у частотному просторі [29].

Схема удосконаленого аналогу має вигляд, поданий на рис. 3.2.

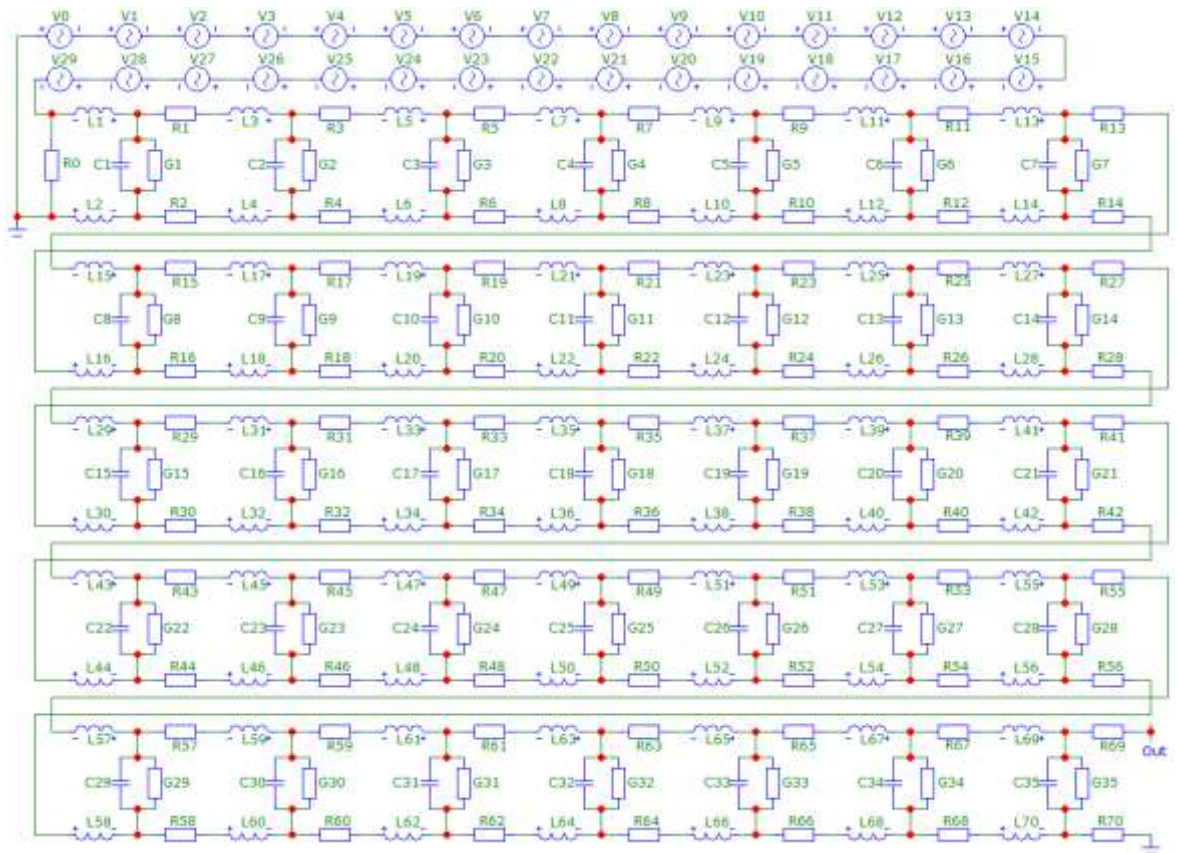


Рисунок 3.2 – Схема удосконаленого електричного аналогу голосового апарату людини

Величина напруги основного джерела визначається за формулою (2.2), а його опір за формулою (2.3). Частота зміни напруги основного джерела, яка відповідає основній частоті голосу, визначається за формулами (2.12-2.18). Параметри фільтруючої схеми визначаються за формулами (2.22-2.25) з урахуванням залежностей термодинамічних величин (2.26-2.39).

Частота кожного наступного джерела, яке моделює гармонічні складові коливань голосових зв'язок, є кратною основній частоті голосу людини. Напруга кожного джерела, яке моделює гармонічні складові коливань голосових зв'язок, визначається у залежності від нахилу огинаючої спектру.

У попередньому розділі було вказано, що для голосового джерела можливі два варіанти нахилу огинаючої спектру: зі швидкістю спадання -6дБ/октаву та -12 дБ/октаву. Отже необхідно провести моделювання удосконаленого аналогу для обох характеристик і обрати ту, за якої отримані електричні сигнали аналогу є найбільш близькими до реальних голосових сигналів.

### **3.2. Порівняння сигналів, отриманих за допомогою електричного аналогу, та реальних голових сигналів людини**

Реальні голосові сигнали людей записувались за допомогою програми Audacity з використанням петличного мікрофону Rode SmartLav+, розміщеному у безпосередній близькості до ротового отвору людини. Вибір типу мікрофону обумовлений його високою чутливістю, ненаправленою діаграмою направленості та широким частотним діапазоном, який відповідає частотному діапазону голосу людини [30]. Розміщення мікрофону обумовлене необхідністю нівелювати явище реверберації, яке може спостерігатися при вимові звуків, а також усуненням явищ та процесів, які спостерігаються при поширенні голосу у просторі і спричиняють певні зміни чи спотворення даного сигналу.

На перших етапах дослідження порівняння результатів роботи удосконаленого електричного аналогу голосового апарату людини з реальними голосовими сигналами проводилося у часовому просторі шляхом приведення сигналів до однакового масштабу часу та накладання їх один на одного. Однак таке візуальне порівняння дозволяло лише оцінити близькість отриманих сигналів за формою. Тому необхідно було розробити механізм порівняння сигналів у цифровій формі.

З цією метою було розроблене програмне забезпечення Sound Comparing 2.0.1. Воно розроблене за допомогою мови об'єктно-

орієнтованого програмування Embarcadero Delphi. Інтерфейс основного вікна програми наведено на рис. 3.3.

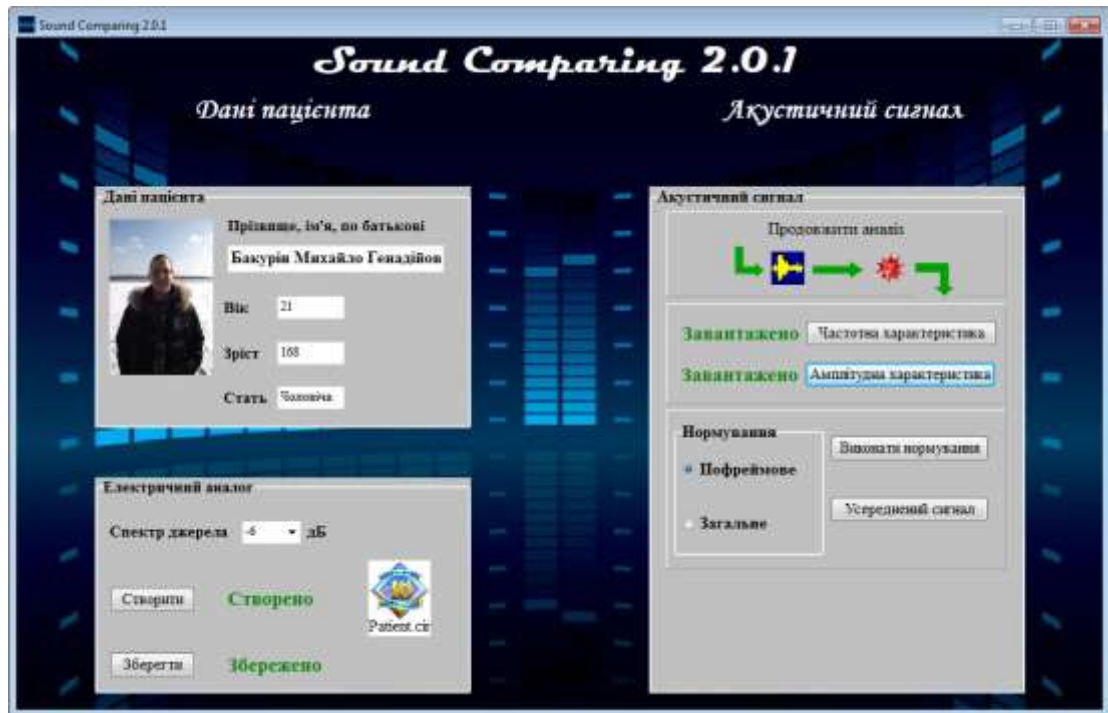


Рисунок 3.3 – Інтерфейс основного вікна розробленого програмного забезпечення

В лівій частині вікна вводяться дані людини і обирається нахил огинаючої спектра джерела із двох можливих варіантів:  $-6\text{дБ/октаву}$  та  $-12\text{дБ/октаву}$ . При натисканні кнопки «Створити» формується файл моделювання електричного аналогу Patient.cir. Про успішне створення даного файлу сигналізує поява зеленого повідомлення «Створено» на екрані. Даний файл можна відкрити, натиснувши на піктограму програми Micro-Cap 11.0 на екрані та запустити її на виконання. У результаті формується вихідний електричний сигнал, який і є аналогом голосового сигналу людини. Засобами програми Micro-Cap 11.0 дані про амплітуду сигналу, отримані з частотою дискретизації 22050 Гц у цифровому форматі, зберігаються у спеціальному файлі натисненням кнопки «Зберегти». Про успішне збереження даних сигналізує поява зеленого повідомлення «Збережено» на екрані.



Далі проводиться акустичний запис голосового сигналу за описаною вище технологією. Отриманий запис зберігається у форматі \*.wav. Даний формат обрано з урахуванням того, що він зберігає дані про амплітуду сигналу, які, власне, і використовуються для порівняння і має невеликий обсяг. Акустичні дані також визначаються з частотою дискретизації 22050 Гц.

Частота дискретизації 22050 Гц обрана з урахуванням того, що вона повністю перекриває голосовий діапазон людини без втрат інформації та без утворення надлишкової інформації [31, с. 79]. Слід зазначити, що дане значення, визначене авторами у ході експериментальних досліджень, цілком зіставне з даними літературних джерел, як класичного рівня [32], так і більш сучасних [33].

Далі програма може аналізувати голосовий сигнал пофреймово, або усереднений фреймовий сигнал. Фреймом голосового сигналу називається одиничне квазіперіодичне коливання, з якого складається голосовий сигнал, зокрема голосний звук [34, с. 200]. Фреймова структура голосового сигналу подана на рисунку 3.4.

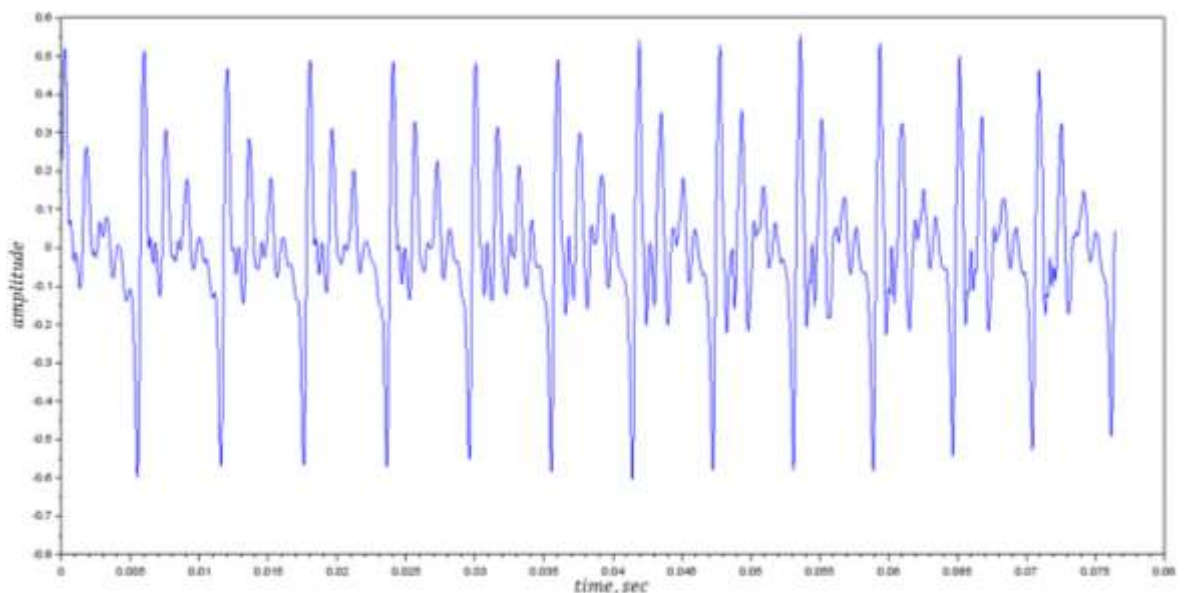


Рисунок 3.4 – Фреймова структура голосового сигналу

Як видно з рис. 3.4., голосні звуки голосового сигналу, які

використовуються у дослідженні, мають фреймову структуру, і складаються з 15-25 фреймів. До того ж структура кожного фрейму може відрізнитись, так само як і його частота.

У розробленому програмному продукті впроваджено авторські алгоритми фреймування сигналу та визначення частоти кожного фрейму, описані у дослідженнях [4, 35–39]. Відповідно, порівняння реальних голосових сигналів та вихідних сигналів електричного аналогу голосового апарату людини, сформованих на основі її вікових, статевих та антропометричних даних, може відбуватись як за амплітудними, так і за частотними характеристиками у часовому просторі (рис. 3.5-3.7).

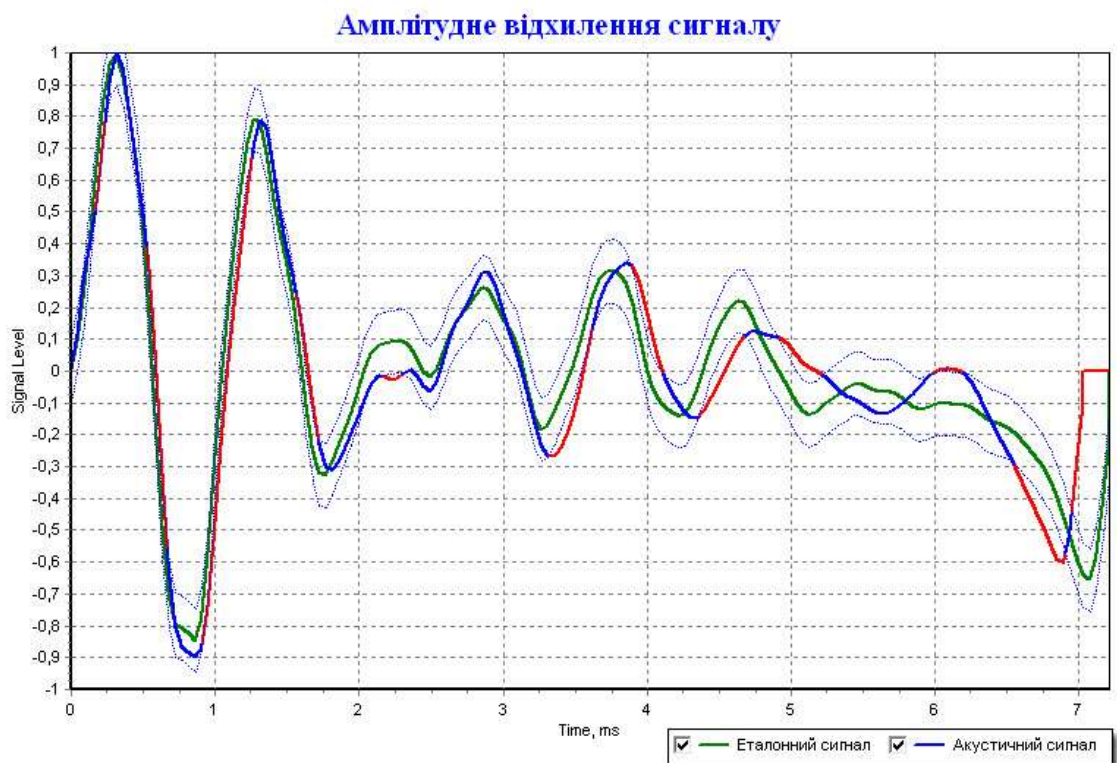


Рисунок 3.5 – Порівняння усередненого акустичного сигналу з еталонним сигналом, отриманим з електричного аналогу за амплітудою

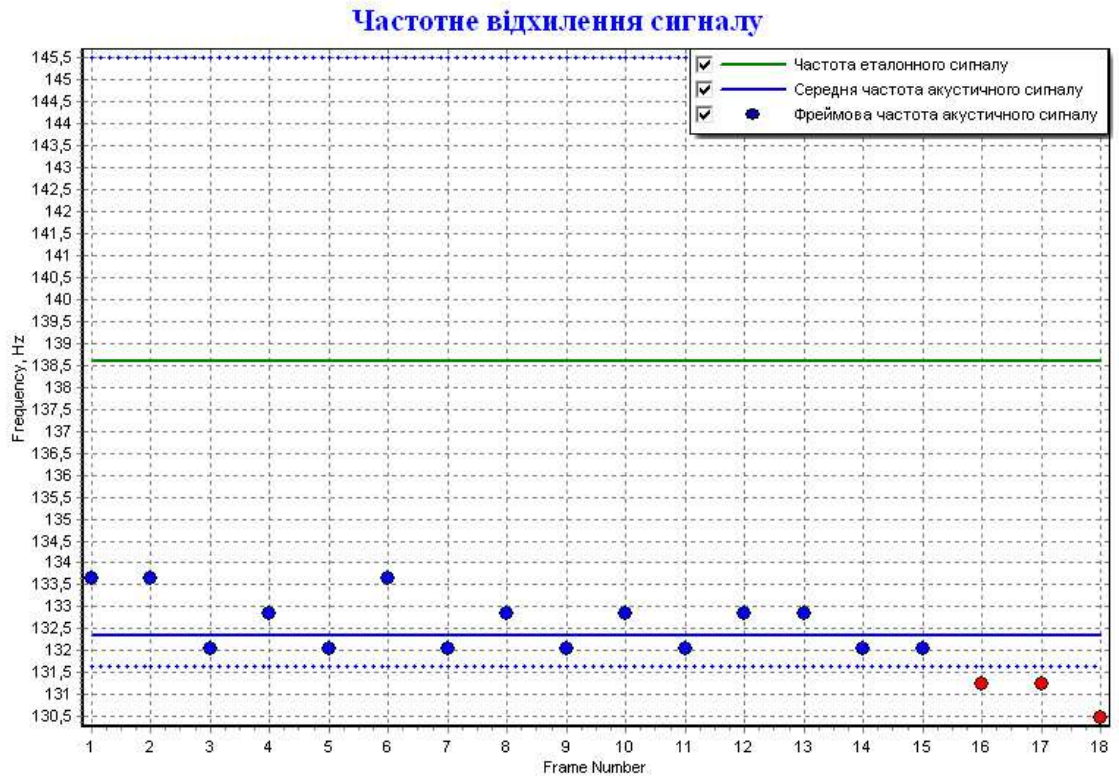


Рисунок 3.6 – Порівняння усередненого акустичного сигналу з еталонним сигналом, отриманим з електричного аналогу за частотою

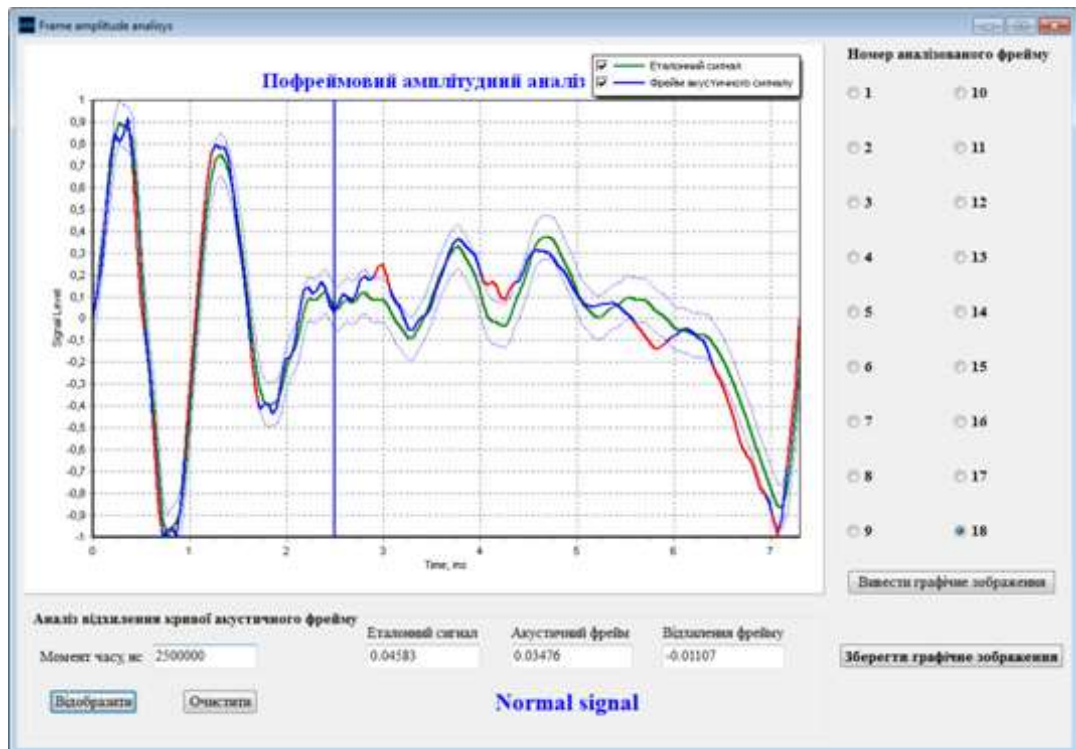


Рисунок 3.7 – Пофреймовий амплітудний аналіз сигналів у розробленому програмному продукті

Достовірність сигналів, отриманих за допомогою удосконаленого електричного аналогу голосового апарату людини за амплітудою оцінювалась на основі коефіцієнту середньоквадратичного відхилення структури сигналів, описаного у роботі [40]. Для обробки сигналів у дискретних значеннях він визначається як:

$$K_T = \frac{\sqrt{\frac{1}{T} \sum_{j=1}^N (Y_{xj} - Y_{ij})^2 \Delta t}}{\sqrt{\frac{1}{T} \sum_{j=1}^N Y_{ij}^2 \Delta t}} \quad (3.1)$$

де  $Y_{xj}$ ,  $Y_{ij}$  – амплітуди  $j$ -го відліку еталонного та порівнюваного сигналів відповідно;

$\Delta t$  – інтервали часу між відліками;

$T$  – період (тривалість) сигналів [40, с. 9].

При частотному аналізі визначалось відносне відхилення основної частоти кожного фрейму від основної частоти електричного аналогу:

$$\varepsilon_F = \left| \frac{F_{0x} - F_{0i}}{F_{0i}} \right| * 100\%, \quad (3.2)$$

де  $F_{0x}$ ,  $F_{0i}$  – основні частоти еталонного та порівнюваного сигналів відповідно.

Дослідження проводилось на акустичних матеріалах 25 людей різної статі та різних вікових груп. Дані людей та результати дослідження наведено у табл. 3.1.

Результати дослідження свідчать про те, що удосконалений електричний аналог голосового апарату людини є досить достовірною моделлю, яка може використовуватись при дослідження голосового апарату людини.

Дані людей, голосові сигнали яких використовувались у дослідженні, та результати дослідження

№	Стать	Вік	Зріст, см	Основна частота голосу, $F_0$ , Гц	Відносне відхилення частоти, %	Коефіцієнт середньоквадратичного відхилення структури сигналів
1	Ч	21	168	141,13	13,11	0,6854
2	Ч	16	170	135,60	8,08	0,8906
3	Ч	34	186	100,02	18,98	0,5042
4	Ж	51	173	233,03	12,16	0,3494
5	Ж	23	158	196,54	27,55	0,3874
6	Ч	57	163	162,84	1,31	0,9223
7	Ж	17	175	214,97	14,46	0,9488
8	Ж	25	175	238,57	7,92	0,3435
9	Ч	30	194	167,82	12,44	0,3760
10	Ч	43	172	106,84	8,42	0,7341
11	Ж	29	168	196,08	3,84	0,2616
12	Ж	65	163	196,24	23,35	0,4993
13	Ж	56	165	217,64	6,36	0,2639
14	Ч	44	165	119,85	3,36	0,5254
15	Ч	34	160	154,43	20,57	0,5376
16	Ч	23	178	123,21	4,59	0,1200
17	Ж	23	180	231,12	20,91	0,2256
18	Ч	55	159	121,65	25,25	0,6274
19	Ч	38	176	168,34	12,19	0,7608
20	Ж	28	182	205,25	12,28	0,0486
21	Ж	19	172	230,76	26,35	0,6724
22	Ж	25	160	193,30	3,42	0,2017
23	Ч	33	190	121,46	6,00	0,3912
24	Ч	18	163	131,26	16,86	0,8300
25	Ж	20	160	236,16	13,11	0,6854

Середнє значення коефіцієнту середньоквадратичного відхилення реальних акустичних сигналів від тих, що отримані за допомогою електричного аналогу, становить 0,5079. У той же час середнє відносне

відхилення частоти аналізованих сигналів дорівнює 12,99%, хоча подекуди сягає 27%. Це може бути пояснене тим, що модель голосових зв'язок, яка використовується у даному електричному аналізі, не відтворює в точності реальну структуру та механізм коливань голосових зв'язок людини, і повинна уточнюватись та доповнюватись.

З іншого боку, такі істотні відхилення можуть свідчити про те, що навіть спроба урахувати вплив усіх антропометричних, вікових та статевих особливостей людського організму не дозволяє у повній мірі описати голосову функцію людини без урахування її індивідуальних особливостей. Тому це є основною причиною того, що використання таких електричних аналогів з метою розв'язання певних персоналізованих завдань чи проблем, таких як аутентифікація, голосове керування тощо, є недоцільним, а у деяких аспектах навіть некоректним.

### **Висновки до розділу 3**

1. Проведено моделювання удосконаленого електричного аналогу голосового апарату людини засобами середовища Micro-Cap 11.0.

2. Визначено критерії порівняння реальних голосових сигналів людини та вихідних сигналів удосконаленого електричного аналогу голосового апарату людини для амплітудних та частотних характеристик. При порівнянні амплітудних характеристик використовується коефіцієнт середньоквадратичного відхилення структури сигналів, а при порівнянні основної частоти сигналів – відносне відхилення.

3. Розроблено програмне забезпечення, яке дозволяє формувати модель розробленого електричного аналогу, записувати реальні голосові сигнали, оброблювати їх та визначати основні характеристики голосу за допомогою авторських алгоритмів та проводити порівняння вихідних електричних сигналів удосконаленого аналогу з реальними голосовими

сигналами людини. Порівняння проводиться на основі амплітудних та частотних характеристик сигналів у часовому просторі.

4. Проведено дослідження удосконаленого електричного аналогу на реальних даних та голосових сигналах людей. Визначено, що вихідні сигнали удосконаленого електричного аналогу голосового апарату людини з достатньою точністю моделюють реальні голосові сигнали.

5. Основним недоліком удосконаленого електричного аналогу голосового апарату людини є неможливість врахування у ньому індивідуальних особливостей кожної людини, що не допускає його використання для вирішення задач, пов'язаних з аутентифікацією, персональним доступом тощо.

## ВИСНОВКИ

У роботі розв'язано актуальну науково-практичну задачу удосконалення електричних аналогів голосового апарату людини. Дана задача була вирішена шляхом урахування впливу антропометричних, вікових та статевих особливостей людини на геометрію голосового апарату людини, а також термодинамічних характеристик повітряного потоку, який проходить по голосовому тракту.

Основні наукові та практичні результати роботи полягають у наступному:

1. Розглянуто процес утворення голосу та визначено основні органи, що формують голосовий апарат людини.

2. Визначено, що на голосову функцію людини впливають пружні властивості голосових зв'язок як джерела акустичних коливань, геометричні розміри голосового тракту людини як фільтруючого апарату та термодинамічні параметри повітряного потоку, який проходить по голосовому тракту.

3. Охарактеризовано існуючі моделі голосового апарату людини, зокрема електричні аналоги Г.Фанта, Дж.Фланагана та їх модифікації.

4. Визначено параметри організму людини та параметри повітряного потоку, що проходить по голосовому тракту людини, від яких залежать параметри електричних аналогів голосового апарату людини.

5. Удосконалено існуючі електричні аналоги, шляхом врахування впливу визначених параметрів на параметри голосового джерела та фільтруючої схеми у вигляді функціональних залежностей.

6. Проведено моделювання голосових сигналів людини на основі удосконалених електричних аналогів у середовищі Micro-Cap 11.0.

7. Розглянуто основні методи порівняння сигналів в аналоговій та цифровій формі, визначено критерії, які можуть використовуватись для



порівняння акустичних голосових сигналів людини та електричних сигналів удосконаленого аналогу – коефіцієнт середньоквадратичного відхилення структури сигналів та відносне відхилення основної частоти.

8. Розроблено програмне забезпечення для порівняння акустичних голосових сигналів людини з вихідними сигналами електричного аналогу голосового апарату у цифровій формі з можливістю виведення результатів на екран у візуальній та цифровій формі.

9. Результати порівняння електричних сигналів, отриманих за допомогою удосконаленого електричного аналогу голосового апарату людини з реальними голосовими сигналами свідчать про доцільність їх використання для моделювання голосових сигналів. Середнє значення коефіцієнту середньоквадратичного відхилення реальних акустичних сигналів від тих, що отримані за допомогою електричного аналогу, становить 0,5079. У той же час середнє відносне відхилення частоти аналізованих сигналів дорівнює 12,99%, хоча подекуди сягає 27%. Також недоліком удосконаленого аналогу є те, що він не може враховувати індивідуальні особливості людини що не допускає його використання для вирішення задач, пов'язаних з аутентифікацією, персональним доступом тощо.

**СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ**

1. Human voice. URL: [http://en.wikipedia.org/wiki/Human\\_voice](http://en.wikipedia.org/wiki/Human_voice)
2. Фланаган Дж. Анализ, синтез и восприятие речи. Пер. с англ. под ред. А. А. Пирогова. М.: Связь, 1968. 397 с.
3. Физиология речи. Восприятие речи человеком / Чистович Л.А. и др. Л.: Наука, 1976. 388 с.
4. Мешков О. Ю., Новіков О. О., Новіков В. О. Аналіз голосових сигналів людини та аутентифікація особистості за голосом : монографія. Херсон: вид-во ФОП Вишемирський В.С., 2018. 168 с.
5. Морозов В.П. Тайны вокальной речи. М.: Наука, 1967. 204 с.
6. Фант Г. Акустическая теория речеобразования. Пер. с англ. под ред. В.С. Григорьева. М.: Наука, 1964. 284 с.
7. Flanagan J., Landgraf L. Self-oscillating source for vocal-tract synthesizers. *IEEE Trans. On Audio and Electroacoustics*. 1968. No 16. P. 57-64.
8. Квасов А. Н. Модель голосообразования и анализ речевого сигнала в норме и при патологии : автореф. дис. на соискание ученой степени канд. техн. наук : 05.13.18. Томск, 2007. 21 с.
9. Сысоев И. В. Реконструкция уравнений колебательных систем при наличии скрытых переменных и внешних воздействий : дис. на соискание ученой степени канд. физ.-мат. наук : 01.04.03. Саратов, 2007. 150 с.
10. Сорокин В. Н. Теория речеобразования. М.: Радио и связь, 1985. 312 с.
11. V. N. Story, I. R. Titze. Voice simulation with a bodycover model of the vocal folds. *J. Acoust. Soc. Am.* 1995. Vol. 97. P. 1249-1260.
12. I. R. Titze. Regulating glottal air flow in phonation: Application of the maximum power transfer theorem to a low dimensional phonation model. *J. Acoust. Soc. Am.* 2002. Vol. 111. P. 367-376.

13. Абакумов В. Г., Геранін В. О., Рибін О. І., Сватош Й., Синєкоп Ю.С. Біомедичні сигнали та їх обробка. К.: ВЕК+, 1997. 352 с.
14. Драган Я. П. Математичне й алгоритмічно-програмне забезпечення комп'ютерних засобів статистичного опрацювання стохастичних коливань (ритмічних процесів). *Вісник Нац. ун-ту «Львівська політехніка»*. 2008. № 621. С. 124-130.
15. Драган Я. П., Сікора Л. С., Яворський Б. І. Основи сучасної теорії стохастичних сигналів: енергетична концепція, математичний апарат, фізичне тлумачення. Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біотехнічних систем, 1999. 133 с.
16. Джичка Н., Дедів І., Дозорський В., Драган Я. Модель акустичного сигналу для виявлення порушень стану дихальної системи та голосового апарату як частковий випадок стохастичної коливної системи. *Вісн. Нац. ун-ту "Львів. політехніка"*. 2011. № 710. С. 155-158.
17. Чорна Л. Б. Стохастична модель голосового сигналу для задачі діагностики ритміки серця людини : автореф. дис. канд. техн. наук: 01.05.02. Тернопіль, 1999. 19 с.
18. Биков М. М. Моделювання процесу аналізу і класифікації голосових команд: монографія / М. М. Биков, Т. В. Грищук. – Вінниця: ВНТУ, 2009. – 128 с.
19. Новиков А. А., Мешков А. Ю. Электрический аналог голосового аппарата человека. *Биомедицинская инженерия и электроника*. 2012. № 2. С. 40–50. URL: <http://biofbe.esrae.ru/183-890>
20. J. Kreiman, D. Sidtis. *Foundations of Voice Studies: An Interdisciplinary Approach to Voice Production and Perception*. 2011. 512 p.
21. Filho J. A., de Melo E. C., Tsuji D. H., de Giacomo Carneiro C., Sennes L. U. Length of the human vocal folds: proposal of mathematical equations as a function of gender and body height *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2005. № 114 (5). P. 390-392.
22. Eric Goodyer, Sandra Hemmerich, Frank Muller, James B. Kobler,

Markus Hess. The shear modulus of the human vocal fold, preliminary results from 20 larynxes *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2007. № 264 (1). P. 45-50.

23. Flanagan J., Speech analysis synthesis and perception. Springer-Verlag, 2nd ed. Berlin; New York. 1972.

24. A. Tsanas, M. Zañartu, M.A. Little, C. Fox, L.O. Ramig, G.D. Clifford. Robust fundamental frequency estimation in sustained vowels: detailed algorithmic comparisons and information fusion with adaptive Kalman filtering. *Journal of Acoustical Society of America.* 2014. Vol. 135. No. 5. pp. 2885-2901.

25. Mieshkov O. Y. Development of Universal Program Complex for Human Condition Analysis, Based on the Analysis of Human Voice / O. Y. Mieshkov, O.O. Novikov // *Theoretical and Applied Aspects of Cybernetics* : Proceedings of the 4th International Scientific Conference of Students and Young Scientists. Kyiv: Bukrek. 2014. P. 294-305.

26. W. T. Fitch, J. Giedd. Morphology and development of the human vocal tract: A study using magnetic resonance imaging. *Journal of Acoustical Society of America.* 1999. № 106 (3). pp. 1511-1522.

27. Давление насыщенного пара воды от 0°C до 374°C URL: <http://fptl.ru/spravo4nik/davlenie-vodyanogo-para.html>

28. Викторов М. М. Методы вычисления физико-химических величин и прикладные расчеты. Л.: Химия. 1977. 869 с.

29. Micro-Cap. URL: <https://en.wikipedia.org/wiki/Micro-Cap>

30. Rode SmartLav+ Datasheet. URL: [http://cdn1.rote.com/smartlav-plus\\_datasheet.pdf](http://cdn1.rote.com/smartlav-plus_datasheet.pdf)

31. О. Мешков. Запис та обробка первинного акустичного матеріалу для задачі аналізу голосового сигналу людини та виділення його основних характеристик. *Наукові праці Чорноморського національного університету імені Петра Могили. Серія: Комп'ютерні технології*, 2017. т. 307. № 295. с. 76–81.

32. Рабинер Л. Р., Шафер Р. В. Цифровая обработка речевых

сигналов: Пер. с англ. / Под ред. М.В. Назарова и Ю.Н. Прохорова. М.: Радио и связь, 1981. 496 с.

33. Трубина А. Ю. Компьютерная обработка речи. Задача определения личности говорящего. *Перспективы развития информационных технологий*. 2013. №12. С.233-238.

34. О. Мешков. Розробка системи ідентифікації голосу людини / О. Новіков, О. Мешков // *15 ювілейний Міжнародний молодіжний форум «Радіоелектроніка та молодь у XXI ст.»*. Харків, 2011, с.178-179.

35. О. Мешков, О. Новіков, С. Злепко. Метод локальних максимумів для виділення вокалізованих ділянок голосового сигналу людини. *Вісник Хмельницького національного технічного університету. Серія: Технічні науки*. 2018. №2 (259). с. 197-210.

36. Мешков О. Ю. Метод та система аутентифікації та оцінювання функціонального стану водія за голосовим сигналом : дис. на здобуття наукового ступеня канд. техн. наук : 05.11.17. Херсон, 2019. 281 с.

37. O. Mieshkov, O. Novikov. Mathematical model of human voice for the task of personal identification and human condition analysis. *Visnyk of Kherson National Technical University*. 2016. №1 (56). pp. 163-169.

38. О. Мешков. Розробка персоніфікованого голосового еталону для задачі аутентифікації особистості. *Наукові записки Таврійського національного університету. Серія: Технічні науки*. 2018. т. 29 (68). Ч. 2. № 5, с.11-17.

39. O. Mieshkov. Automated system for identification and human condition diagnostics based on its voice signal analysis / Mieshkov O., Novikov O. // *18-th International conference System analysis and information technology (SAIT-2016)*. Kyiv. 2016, pp. 35-38.

40. Познизов А. Г. Устройство и методика формирования тестовых акустических сигналов эквивалентных камертону для оценки качества слуха : автореф. дис. на соискание ученой степени канд. техн. наук : 05.13.05. Томск, 2012. 20 с.