Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет
радіоелектроніки

Факультет Навчально – науковий центр заочної форми навчання
(повна назва факультету)
Кафедра Біомедичної інженерії
(повна назва)

АТЕСТАЦІЙНА РОБОТА
Реферат пояснювальної записки

другий (магістерський) (рівень вищої освіти)

ГЮИК.941220.010 ПЗ
(позначення документа)

Цифровий слуховий апарат з адаптивним придушенням завади
(тема)

Виконав: студент 2 курсу, групи БМІзм-17-1
спеціальності 163 біомедична інженеріїя
(код і повна назва спеціальності)
освітньої програми Біомедична інженеріїя
(повна назва освітньої програми)
Некипілов Є.Л.
(прізвище, ініціали)
Керівник проф. Прасол І.В.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри БМІ _____ Аврунін О.Г.
(підпис) (прізвище, ініціали)

2019 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет *Навчально-науковий центр заочної форми навчання* Кафедр
(шифр і назва)

Освітня програма *«Біомедична інженерія»*
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувач кафедри біомедичної інженерії
_____ проф. Аврунін
О.Г. "_____"_____20_
_____року

З А В Д А Н Н Я
НА АТЕСТАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові _____ *Некипілову Єгору Леоніідовичу*
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи *Цифровий слуховий апарат з адаптивним придушенням завади*

затверджена наказом по університету від «*09 листопада* 20*18* року №*201 Стз*

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії *21.01.2019 р.* .

3. Вихідні дані до роботи

3.1. Параметр 1:Напруга живлення 2,0… 3,5 Вольт

3.2. Параметр 2:Споживлювана потужність не більш 1,5 Вт

3.3. Параметр 3:Застосувати компресію сигналу.

3.4 Середовище для моделювання: Multisim, Electronic Workbench.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі

4.1. Аналітичний огля будови органів слуху та проблем у їх функціонуванні

4.2. Аналіз методів та засобів виправлення мовних сигналів

4.3. Аналіз принципів побудови слухових апаратів.

4.4. Розробка структурної схеми цифрового слухового апарату

4.5. Розробка схеми компресора мовних сигналів та її розрахунок

4.6 Розробка конструкції друкованої плати компресора мовних сигналів

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів) _____

5.1 Медико-технічне обґрунтування роботи (плакат, арк. А4).

5.2 Цифровий слуховий апрат. Схема електрична структурна (кресл., арк. А4)

5.3 Компресор сигналу для цифрового слухового апарата. Схема електрична принципова (кресл., арк. А4)

5.4 Компресор сигналу для цифрового слухового апарата.Плата друкована (кресл., арк. А4).

6. Консультанти розділів роботи

Найменування розділу	Консультант (посада, прізвище, ім'я, по батькові)	Позначка консультанта про виконання розділу	
		підпис	дата
Спеціальна частина	*проф. Прасол І.В.*		

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	*Аналіз технічного завдання*	*12.11 – 16.11*	*вик*
2	*Огляд х порушень слухового апарату людини*	*17.11 – 30.11*	*вик*
3	*Аналіз варіантів застосування слухових апаратів*	*01.12 – 05.12*	*вик*
4	*Розробка структурної схеми цифрового СА*	*06.12 – 10.12*	*вик*
5	*Опис структурної схеми цифрового СА*	*11.12 – 17.12*	*вик*
6	*Розробка електричної принципової схеми компресора*		
	для цифрового слухового апарата	*18.12 – 28.12*	*вик*
7	*Розрахунок елементів принципової схеми*	*29.12 – 05.01*	*вик*
	Розробка конструкції друкованої плати	*06.01 – 11.01*	*вик*
	Оформлення пояснювальної записки	*12.01 – 17.01*	*вик*
10	*Захист роботи*	*18.01 – 26.01*	

Дата видачі завдання *12.11.2018* р. .

Студент _____
(підпис)

Керівник роботи _____ *проф Прасол І.В.* .
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка атестаційної роботи магістра: 66 с., 44 рис, 7 табл., 4 дод., 36 джерел.

ЦИФРОВИЙ СЛУХОВИЙ АПАРАТ, ЧАСТОТНЕ ПОДАННЯ МОВИ, ОПТИМІЗАЦІЯ ОБРОБКИ МОВИ, ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ, АДАПТАЦІЯ, СХЕМА ЕКСПАНДЕРА

Об'єкт дослідження – адаптивні цифрові слухові апарати.

Мета магістерської роботи – дослідження можливих методів проектування цифрових слухових апаратів, розробка методики проектування цифрового адаптивних слухових апаратів, вироблення рекомендацій із застосування алгоритмічного й технічного забезпечення.

Методи дослідження – методи аналого-цифрового перетворення, методи обробки цифрових сигналів, методи структурного синтезу.

Побудовано модель звукового сигналу. Виконано частотний аналіз звукових сигналів, на основі якого зроблений вибір смуг розподілу спектра мовного сигналу й запропонований алгоритм усунення надлишковості мовного сигналу для обробки в слуховому апарату при збереженні розбірливості мови. Розроблено загальну методику проектування цифрового адаптивного слухового апарата. Розроблено схему електричну принципову компресора мовних сигналів та конструкцію друкованої плати.

Результати роботи дозволяють формалізувати процес проектування адаптивних цифрових слухових апаратів. Можуть використатися на підприємствах, що займаються розробкою слухових апаратів.

ABSTRACT

Explanatory note of the master’s attestation work: 66 p., 25 fig., 2 tab., 4 app., 36 references.

DIGITAL HEARING DEVICE, FREQUENCY PRESENTATION OF SPEECH, OPTIMIZATION PROCESSING OF SPEECHES, DETERMINATIONOF PARAMETERS, ADAPTATION, LAYOUT OF EXPANDER

Research object are adaptive digital hearing devices.

The purpose of master's degree work is research of possible methods of designing of digital hearing devices, development of method of designing of digital adaptive hearing devices, making of recommendations on application of the algorithmic and technical providing.

Research methods are the methods of analog-digital transformation, methods of the digital signal processing, methods of structural synthesis.

The model of sound signal is built. The frequency analysis of sounds signals, on the basis of which the choice of bands of division of vocal signal’s spectrum is made and the algorithm of removal of surplus of vocal signal is offered for treatment in a hearing device at saving of legibility of speech, is . The method of designing of digital adaptive hearing device is developed. The parameters of analog-digital transformation are chosen. Recommendations are offered on construction of charts of compander.

Job performances allow to formalize the process of designing of adaptive digital hearing devices. Can be used on enterprises that engaged in development hearing devices.

РЕФЕРАТ

Пояснительная записка аттестационной работы магистра: 66 стр., 25 рис., 2 таб., 4 прил., 31 источник.

ЦИФРОВОЙ СЛУХОВОЙ АППАРАТ, ЧАСТОТНОЕ ПРЕДСТАВЛЕНИЕ РЕЧИ, ОПТИМИЗАЦИЯ ОБРАБОТКИ РЕЧИ, ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ, АДАПТАЦИЯ, СХЕМА ЭКСПАНДЕРА

Объект исследования – адаптивные цифровые слуховые аппараты.

Цель магистерской работы – исследование возможных методов проектирования цифровых слуховых аппаратов, разработка методики проектирования цифрового адаптивных слуховых аппаратов, выработка рекомендаций по применению алгоритмического и технического обеспечения.

Методы исследования – методы аналого-цифрового преобразования, методы обработки цифровых сигналов, методы структурного синтеза.

Построена модель звукового сигнала. Выполнен частотный анализ звуковых сигналов, на основе которого произведен выбор полос деления спектра речевого сигнала и предложен алгоритм устранения избыточности речевого сигнала для обработки в слуховом аппарате при сохранении разборчивости речи. Разработана общая методика проектирования цифрового адаптивного слухового аппарата. Выбраны параметры аналого-цифрового преобразования. Предложены рекомендации по построению схем компрессора речевых звуков.

Результаты работы позволяют формализовать процесс проектирования адаптивных цифровых слуховых аппаратов. Могут использоваться на предприятиях, занимающихся разработкой слуховых аппаратов.

ВСТУП

Втратами слуху в тій чи іншій формі страждають багато людей. Ці втрати стають критичними, коли вони починають перешкоджати нормальному мовному спілкуванню між людьми. Глухоту визначають як середню втрату тонального слуху в області «мовних» частот (500-2000 Гц) більше 90 дБ. У патогенезі придбаної глухоти провідне місце займає сенсоневральна туговухість, що виникає внаслідок порушень функції внутрішнього вуха і пов'язана з пошкодженням зовнішніх волоскових клітин. Сенсоневральної приглухуватості можна вилікувати хірургічним шляхом. Слуховий апарат не може вилікувати хворе внутрішнє вухо і відновити загиблі волоскові клітини, але він може так змінити звук, що надходить в вухо, що всі вищенаведені втрати "якості сигналу", що відбуваються у внутрішньому вусі, будуть компенсовані ще на вході, тобто в слуховому апараті. Електронні схеми призначаються слухових апаратів повинні бути більш складними для того, щоб скорегувати індивідуальні особливості слуху конкретного пацієнта, характерні для даного виду приглухуватості. У рідкісних випадках необхідно додаткове призначення дуже простого слухового апарату - він повинен просто посилювати звуки. Слуховий аналізатор людини з нормальним слухом постійно адаптується до мінливих навколишнього звуковий обстановці, як би фільтрує звуки на більш значимі в даний момент і ті, які можна чути як загальний звуковий фон. При порушеннях слуху здатність до такої адаптації втрачається. Слуховий апарат повинен брати функцію адаптації на себе, в найскладніших акустичних умовах забезпечуючи максимальну розбірливість мови, в той же час, зберігаючи комфортне сприйняття інших звуків. У випадках повної глухоти проводять кохлеарную імплантацію - метод хірургічного лікування повної глухоти. Слухові апарати застосовують для корекції слуху мільйони тугоухих людей. Підбирають їх

індивідуально. Сьогодні слухові апарати пропонують багато фірм: Siemens, Oticon, Widex, Bernafon і інші. В даний час на ринку представлений широкий спектр СА, виконаних у вигляді кишенькових, завушних, внутрішньовушних і внутріканальних пристроїв. В основному це аналогові СА. У них відчувається брак гнучкості налаштувань для узгодження параметрів СА з індивідуальним характером втрат слуху. В кінці 80-х рр. з'явилися аналогові апарати з цифровим програмуванням налаштувань. Успіхи цифровий мініатюризації змушують припускати, що незабаром більшість СА стануть цифровими. Функції і можливості, втілені в кращих цифрових апаратах, дозволяють найбільш повно і якісно задовольнити потреби людей з порушенням слуху, в тому числі з великою і складною його втратою. Проектування цифрових слухових апаратів - досить складне технічне завдання. Вона вирішується на стику біомедичної аналого-цифрової електроніки, мікроелектроніки, мікропроцесорної техніки. На сьогоднішній день не існує єдиного підходу в її вирішенні. У зв'язку з цим метою даної магістерської роботи є дослідження можливих методів проектування повністю цифрових слухових апаратів, розробка методики проектування адаптивних слухових апаратів, вироблення рекомендацій щодо застосування алгоритмічного і технічного забезпечення.

Атестаційна робота магістра складається з вступу та чотирьох розділів.

В першому розділі наведено класифікацію можливих порушень слухового апарату людини, будова і функціонування слухового апарату людини, дослідження функцій слухового аналізатору, особливості сприйняття звуків різної інтенсивності, аналіз слухової адаптації та класифікація основних типів туговухості.

В другому розділі наведено особливості адаптації обробки мовного сигналу у слуховому апараті, загальна структура адаптивного фільтру, формулювання детермінованого завдання адаптації.

Загальна структура адаптивного фільтра . Вхідний дискретний сигнал x

(k) обробляється дискретним фільтром, в результаті чого виходить вихідний сигнал y (k). Цей вихідний сигнал порівнюється із зразковою сигналом d (k), різниця між ними утворює сигнал помилки e (k). Завдання адаптивного фільтра - мінімізувати помилку відтворення зразкового сигналу. З цією метою блок адаптації після обробки кожного відліку аналізує сигнал помилки і додаткові дані, що надходять з фільтра, використовуючи результати цього аналізу для підстроювання параметрів (коефіцієнтів) фільтра.

Можливий і інший варіант адаптації, при якому зразковий сигнал не використовується. Такий режим роботи називається сліпий адаптацією (blind adaptation) або навчанням без учителя (unsupervised learning). У цьому випадку потрібна деяка інформація про структуру корисного вхідного сигналу (наприклад, знання типу і параметрів використовуваної модуляції). Очевидно, що сліпа адаптація є більш складною обчислювальної завданням, ніж адаптація з використанням зразкового сигналу.

Може здатися, що алгоритми з використанням зразкового сигналу позбавлені практичного сенсу, оскільки вихідний сигнал повинен бути заздалегідь відомий. Однак є цілий ряд практичних завдань, при вирішенні яких зразковий сигнал виявляється доступний. Слід зазначити, що в ряді випадків при цьому корисним сигналом є не вихідний сигнал фільтра, а сигнал помилки, тобто різниця між зразковим сигналом і вихідним сигналом адаптивного фільтра.

В якості фільтра в розглянутої структурі, найчастіше використовується нерекурсивний цифровий фільтр. Одним з головних достоїнств цього варіанту є те, що нерекурсивний фільтр є стійким при будь-яких значеннях коефіцієнтів. Однак слід пам'ятати, що алгоритм адаптації в будь-якому випадку вносить в систему зворотний зв'язок, внаслідок чого адаптивна система в цілому може стати нестійкою.

Існують адаптивні алгоритми і для рекурсивних фільтрів, однак при їх розробці виникають серйозні проблеми, перш за все пов'язані зі стійкістю, тому такі фільтри не набули широкого поширення.

В третьому розділі наведено вибір типу та структури слухового апарату залежно від виду порушення слуху

В даний час існують аналогові, аналогові програмовані і повністю цифрові слухові апарати.

Аналогові слухові апарати відрізняються тим, що в них застосовуються тільки аналогові і не застосовуються цифрові інтегральні схеми (так звані мікросхеми або чіпи) і вони налаштовуються без комп'ютера, а за допомогою механічних елементів настройки (змінні резистори, конденсатори та ін.).

Аналогові програмовані слухові апарати вже містять цифрові мікросхеми, але лише в частині, що забезпечує програмне зміна характеристик повністю аналогового підсилювача акустичного сигналу. Ці слухові апарати налаштовуються за допомогою комп'ютера, що обмінюється інформацією з цифрової програмної частиною слухового апарату. Такі аналогові програмовані слухові апарати, як правило, значно більш досконалі, ніж традиційні. Так вони мають дуже гнучкі настройки, що разом з програмним забезпеченням налаштовувати один комп'ютер, дозволяє одержати не досяжні для традиційних слухових апаратів характеристики, особливо, якщо цей аналоговий програмований слуховий апарат ще і багатоканальний. Адже наявність у слухового апарату більше одного каналу (йдеться про канали компресії) значно підвищує розбірливість мови, особливо на відстані і в галасливій обстановці.

Повністю цифрові слухові апарати мають не тільки цифрову програмну частину, але і цифровий підсилювач, що дозволяє виробляти спеціальну цифрову обробку сигналу. Ця спеціальна обробка, наприклад, може "очищати" мовний сигнал від шумів, робити його комфортним гучності.

Аналогові слухові апарати (СА) працюють з безперервними в часі електричними сигналами і побудовані на аналогових схемах, які здійснюють перетворення сигналів за певними (нескладним) алгоритмам.

При побудові СА з корекцією дефектів слуху попередньо знімається характеристика втрат слуху. Аудіограма плохослишащіх порівнюється з аудіограмі здорової людини. Різницею цих двох аудіограм є характеристика втрат слуху.

Зняття аудіограми проводиться наступним чином. Спочатку встановлюється частота і мінімальний рівень сигналу з виходу генератора. Потім телефон, на який розрахований розробляється апарат, поміщається в слуховий прохід. Рівень сигналу поступово збільшується до тих пір, поки він не стає чутним. Проводиться вимір сигналу з виходу генератора. Потім нормально чутний сигнал поступово зменшується. Коли звук в телефоні пропадає, вимірюється милливольтметром сигнал з виходу генератора. Середньоарифметичне значення першого і другого вимірів сигналу генератора і буде граничним рівнем. Вимірювання порогових рівнів проводиться в діапазоні частот 200 ... 5000Гц. Для підвищення точності вимірювань і виключення випадкових помилок зняття аудіограми можна повторити 3 - 5 разів.

З характеристики втрат видно, що на ділянці до 1000Гц помітне пожвавлення з нахилом приблизно 12 дБ / окт., А після 1000Гц - різкий спад: до 2500Гц з нахилом 26 дБ / окт., Потім ще більше. Наклавши на характеристику втрат слуху усереднену АЧХ мікрофона, можна отримати характеристику пристрою корекції. Така характеристика може бути отримана за допомогою загороджувального фільтра.

Активний розвиток комп'ютерів та інформатики стало потужним стимулом для розвитку цифрової техніки і, зокрема, цифровий акустичної та відео техніки.

Різні електричні сигнали, і серед них найважливіші для нас - аудіо і відео, в рамках цифрової технології, перетворюються в послідовність чисел і після цього обробляються так, як це відбувається в комп'ютері.

Структурна схема прототипу цифрового СА представлена на малюнку 1. Для реалізації був обраний цифровий процесор ADSP-2183 (33MIPS, 3,3, 32К ОЗУ на кристалі).

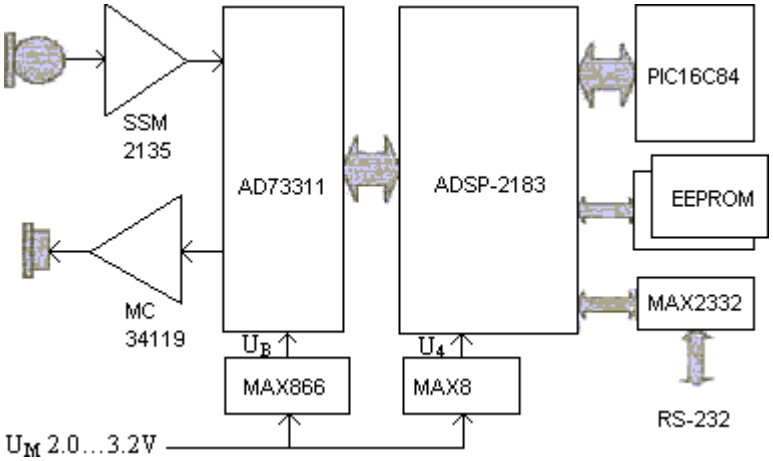

Рисунок 1 – Структурна схема прототипу цифрового слухового апарату

СА має виносний електретний мікрофон і телефон ТМ-5М з вушною вкладкою. У мікрофонному підсилювачі використовується малошумящий операційний підсилювач SSM2135. Для забезпечення максимального вихідного звукового тиску до 130 дБ, вихідний каскад телефонного підсилювача зібраний за мостовою схемою на MC34119. Управління гучністю здійснюється програмно через обробку переривань, що виставляються при натисканні на кнопки на передній панелі СА.

Крім ADSP-2183, СА містить додатковий мікроконтролер PIC16C84, керуючий включенням харчування і початкової завантаженням DSP.

Призначені для користувача програми зберігаються в постійній EEPROM пам'яті зі зручним послідовним інтерфейсом. Використовуються мікросхеми фірми Atmel 24C64 і 24C256 ємністю 64 і 256 Кбіт. При включенні СА є можливість вибору завантажується програми.

Для оперативної завантаження і налагодження робочих програм в DSP, а також для прошивання програм в EEPROM, в СА реалізована зв'язок з персональним комп'ютером (ПК) через послідовний порт RS-232. У цих режимах роботи інтерфейс з ПК з боку СА апаратно підтримується MAX2332, а програмно - за допомогою монітора, який присутній в старших

адресах пам'яті DSP і забезпечить регулярне робочих програм і доступ до внутрішньої пам'яті DSP з боку ПК.

При побудові цифрового СА виникає ряд проблем. Зокрема, проблеми харчування. По-перше, ресурсу батарей повинно вистачати мінімум на день безперервної роботи СА. По-друге, цифрові схеми чутливі до зміни напруги харчування в міру розряду батарей. По-третє, напруга батарей відрізняється від напруги замінюють їх акумуляторів. Для вирішення перерахованих проблем використовуються перетворювачі напруги DC-DC MAX866, які забезпечують напругу живлення 3,3 В від двох пальчикових елементів типу 316 (АА) або аналогічних акумуляторів у всьому діапазоні розряду від 3,2 до 2,0 В. При використанні акумуляторів ємністю 1100мАч загальна тривалість роботи апарату досягає 10 годин. Загальний струм залежить від програмної завантаження DSP і для програми 3-смугової компресії становить близько 60 мА.

Інший гострою проблемою портативної реалізації є динамічний діапазон (SNR) аналогово-цифрових і цифро-аналогових перетворювачів (АЦП-ЦАП). Необхідно забезпечити низький рівень власних шумів в усьому діапазоні вхідних звукових сигналів. Тому бажано, щоб АЦП мав динамічний діапазон порядку 80дБ. Це вимагає близько 14 ефективних розрядів АЦП, при цьому вага молодшого розряду при напрузі живлення 3,3 В складає 200мкВ. Сигма-дельта звукові кодеки, які мають такий динамічний діапазон (наприклад, AD1849), харчуються від 5В і споживають значну потужність. Альтернативним рішенням може бути використання кодека з меншим динамічним діапазоном і вхідного мікрофонного

підсилювача з програмованим коефіцієнтом підсилення. В якості перетворювача в даному СА використовується мовний сигма-дельта кодек AD73311. Він має динамічний діапазон для АЦП порядку 55дБ, для ЦАП порядку 60дБ, вбудовані фільтри, програмовану частоту дискретизації до 64кГц, харчування 3,3 (60 мВт) і програмований вхідний посилення (PGA) в діапазоні 0 ... + 38 дБ.

Особлива увага повинна бути приділена розв'язки цифрових і аналогових ланцюгів. Мікрофонний вхід працює з сигналами з амплітудою, починаючи від 5 мкВ, тому аналогові ланцюги повинні бути ретельно опрацьовані, екрановані і розв'язані по харчуванню. В даному СА ця проблема вирішується використанням окремих перетворювачів MAX866 для живлення цифрових і аналогових ланцюгів, причому для зниження наведень цифрова частина AD73311 харчується так само від джерела аналогового напруги.

У цифровому СА аналоговий електричний сигнал на виході мікрофонного підсилювача вимірюється приблизно десятки тисяч разів в секунду. За допомогою АЦП (аналого-цифровий перетворювач) перетворюється в числа, безперервно надходять в пам'ять цифрової інтегральної схеми, яка виробляє з цими числами необхідні математичні перетворення. Так, наприклад, посилення сигналу при цифровій обробці, представляє просте множення вищезазначених чисел.

Після цифрової обробки (в реальності це складні математичні алгоритми, патентованої та охоронювані від копіювання) аудіо сигнали знову перетворюються в звук.

Необхідно відзначити, що всі математичні операції в цифровому поданні мають бути зроблені за дуже короткий час (так зване час затримки), після закінчення якого сигнал повинен бути назад перетворений в аналоговий і вже у вигляді звуку спрямований в вухо пацієнта. Це час зазвичай становить одиниці мс (2-5 мс), що значно менше часу розпізнавання звукових образів людським мозком. Така затримка

практично не помітна, навіть, якщо слухати одним вухом безпосередньо, а іншим - через цифровий підсилювач.

"Цифровий звук" відрізняє дуже низькі спотворення або майже повна їх відсутність, що сприймається слухачем як чисте, ясне, чітке звучання. Якщо це мова, то вона дуже розбірлива.

Застосування компресії для зниження динамічних спотворень сприймається слухачем як абсолютна комфортність, м'якість і приємність звучання при різної гучності звуку. Тобто система компресії забезпечує те, що тихі звуки стають чутними без напруги, тобто приємно чутними, а гучні звуки стають комфортно гучними.

Застосування різних алгоритмів шумопонижения практично знімає питання про чутності власних шумів мікрофона і підсилювача. В аналогових СА помітний шум мікрофона або підсилювача може навіть стати причиною відмови пацієнта від використання СА.

Найважливішою перевагою застосування цифрової обробки звуку є величезний потенціал розвитку, тобто застосування існуючих алгоритмів з інших областей і розвиток нових більш досконалих.

Нарешті, для цифрових інтегральних схем характерні висока надійність і стабільність електричних характеристик.

Таким чином, СА мають наступні загальні переваги при використанні цифрової обробки сигналів (ЦОС) звукового діапазону частот:

- якість, стабільність, точність, повторюваність амплітудно-частотних характеристик (АЧХ) цифрових фільтрів. Можливість створення банків смугових фільтрів з лінійної фазою. Формування з великою точністю заданих АЧХ, що компенсують як індивідуальні характеристики слуху пацієнта, так і АЧХ застосованих електроакустичних перетворювачів;
- відсутність механічних елементів настройки з одночасним зростанням числа керованих параметрів;
- програмна гнучкість реалізації та індивідуальної настройки алгоритмів при незмінному апаратному ядрі;

- можливість вибору стратегії обробки звуку, що відповідає конкретної акустичної обстановці, простим перемиканням програми мікропроцесора.

Концепція обробки звуку в існуючих цифрових СА, перш за все, повторює базовий підхід частотно-залежного посилення і амплітудної компресії, але робить це з більшою гнучкістю і з параметрами, недосяжними при традиційній аналоговій обробці. Багатосмугова компресія може реалізуватися в 3-7-9 смугах із змінними частотними межами смуг і незалежним вибором параметрів компресії в кожній смузі (глибина компресії, рівень приведення сигналів, величина максимального посилення, час атаки і відновлення). Це дозволяє найбільш ефективно узгоджувати динамічний діапазон сигналів з областю залишкового сприйняття. Але головна перевага цифрових СА полягає в тому, що вони дозволяють реалізувати функції обробки сигналів, принципово неможливі в аналогової реалізації:

- адаптивні алгоритми фільтрації перешкод зі спектром, перекриваються зі спектром корисного сигналу на основі аналізу ознак мовного сигналу. Це необхідно для підвищення розбірливості мови у пацієнтів з нейросенсорної приглухуватістю в реальному акустичної обстановці на тлі навколишніх шумів;

- адаптивні алгоритми перетворення сигналів в уявлення, що забезпечує максимальну розбірливість мови залишковим слухом пацієнта. Наприклад, виявлення і спектральний перенесення тільки значущих областей мовних сигналів, що потрапляють в зону повної глухоти;

- адаптивні алгоритми формування просторових діаграм спрямованості мікрофонів.

Ці алгоритми, найбільш перспективні з точки зору подальшої реабілітації пацієнтів, для своєї реалізації в реальному часі вимагають великої обчислювальної потужності і тому в даний час можуть бути реалізовані тільки на процесорах загального призначення в кишенькових

СА, які, володіючи такими якостями, можуть успішно конкурувати з мініатюрними СА.

Переваги цифрових слухових апаратів:

1. Застосування різних систем виділення мови з навколишнього шуму і її посилення забезпечує високий рівень розбірливості мови в будь-якій ситуації і істотно полегшує спілкування.

2. Широкий частотний діапазон (вище 6 кГц) дозволяє чути більше різноманітних звуків.

3. Наявність декількох незалежних каналів забезпечує більш точну настройку апарату під втрату слуху конкретного пацієнта (канал - це частотний діапазон апарату, всі складні численні настройки всередині якого не залежать від налаштувань в інших каналах, тобто, наприклад, восьмиканальний апарат можна розглядати як вісім незалежних апаратів в одному корпусі).

4. Складні механізми компресії (характеристики якої в багатоканальних апаратах налаштовуються окремо для кожного каналу) регулюють інтенсивність надмірно гучних звуків і забезпечують більш м'яке, приємне звучання апарату.

5. Практична відсутність спотворень і низький рівень власних шумів апарату додатково покращує якість його звучання.

6. Застосування алгоритмів придушення зворотного зв'язку практично зводить нанівець таке неприємне явище, як "свист".

7. Високий рівень стійкості до перешкод і спотворень, що виникають в апараті при впливі електромагнітних полів, дозволяє без проблем користуватися сучасною технікою - бездротовими радіо- і мобільними телефонами, комп'ютерами і т.д.

8. Менша витрата струму - економічність: автономні джерела живлення в цифрових апаратах працюють довше.

9. Застосування різних алгоритмів шумопонижения практично знімає питання про чутності власних шумів мікрофона і підсилювача. В

аналогових слухових апаратах помітний шум мікрофона або підсилювача може навіть стати причиною відмови пацієнта від використання слухового апарату.

10. Найважливішою перевагою застосування цифрової обробки звуку є величезний потенціал розвитку, тобто застосування існуючих алгоритмів з інших областей і розвиток нових все більш і більш досконалих.

11. Для цифрових інтегральних схем характерні висока надійність і стабільність електричних характеристик.

Перспективність розвитку і використання цифрових слухових апаратів постійно зростає, що пояснюється, з одного боку, їх прекрасним звучанням і надзвичайно швидким вдосконаленням, а з іншого боку, зниженням цін на них. Цифрові технології завойовують провідні позиції в слухопротезування: більшість слухових апаратів, що розробляються найбільшими світовими виробниками, є цифровими. В даний час стає очевидною тенденція до повної заміни аналогових слухових апаратів на повністю цифрові.

В четвертому розділі наведено безпосереднє проектування цифрового адаптивного слухового апарату. Розроблено структурну схему цифрового слухового апарату, до складу якої входять:

СМ - система мікрофонів;

МУ - мікрофонний підсилювач;

САФ - система активних фільтрів, яка включає в себе фільтри низьких і високих частот;

К - аналоговий компресор динамічного діапазону. Він забезпечує постійну величину відносної помилки квантування. Частіше за всіх можна використовувати логарифмічний закон перетворення.

АЦП - аналогово-цифровий перетворювач.

МП - мовний процесор. ЦАП - цифро-аналоговий перетворювач, який виконує перетворення вихідного обробленого цифрового коду в аналоговий сигнал звукової частоти.

СФ - система фільтрів НЧ, які дозволяють позбутися від ВЧ перешкод, що виникають при роботі ключів ЦАП.

Е - експандер використовується для відновлення динамічного діапазону (або його корекції). Зазвичай, найчастіше, для компресії використовується μ-закон, згідно з яким вихідний сигнал компресора описується виразом

$$y = \left[\frac{\operatorname{sgn}(x)}{\ln(1+\mu)} \cdot \ln\left(1 + \mu \cdot \frac{|x|}{x_{\max}} \right) \right] x_{\max} ,$$

где x – вхідний сигнал;

x_{max} – максимальне значення вхідного сигнала;

μ – параметр компресії.

П - підсилювач, забезпечує потрібне посилення вихідного аналогового сигналу.

КП СА - кінцевий пристрій слухового апарату. Являє собою сукупність аналогових електронних схем, які здійснюють перетворення вихідного електричного сигналу в звукові сигнали або вихідні електричні стимулюючі імпульси.

І - випромінювач звуку або сукупність вихідних електродів.

Наведено розробку і розрахунок параметрів компресора мовного сигналу.

Необхідно відзначити, що більшість алгоритмів стиснення мови на основі лінійного передбачення з кодовим збудженням добре пристосовані для роботи з мовними сигналами в середовищі без шумів. У разі шумового впливу на мовні сигнали синтезоване мовлення має погану якість. Тому в даний час розробляється ряд методів лінійного передбачення з кодовим збудженням для використання в шумовий обстановці (ACELP, CS-CELP).

В результаті пошуку оптимальної для поставленого завдання інтегральної мікросхеми (ІМС) в літературних джерелах і Internet, вибираємо ІМС типу NE572 виробництва Philips Semiconductors. Ця мікросхема є швидкодіючим контролером, який використовується для компресії / декомпресії динамічного діапазону (представлений на малюнку 2).

Вона містить двонапівперіодний випрямляч для визначення величини вхідного сигналу, термокомпенсацію величини дрейфу і динамічний буфер. Буфер дозволяє здійснювати незалежне управління динамічної атакою і часом відновлення з мінімальною кількістю зовнішніх компонентів і покращувати контроль хвильових спотворень на низьких частотах (НЧ) в порівнянні з попередніми аналогами (наприклад, NE570). NE572 може використовуватися в більшості систем зв'язку. Принципову схему компресора мовного сигналу наведено на рис 3.

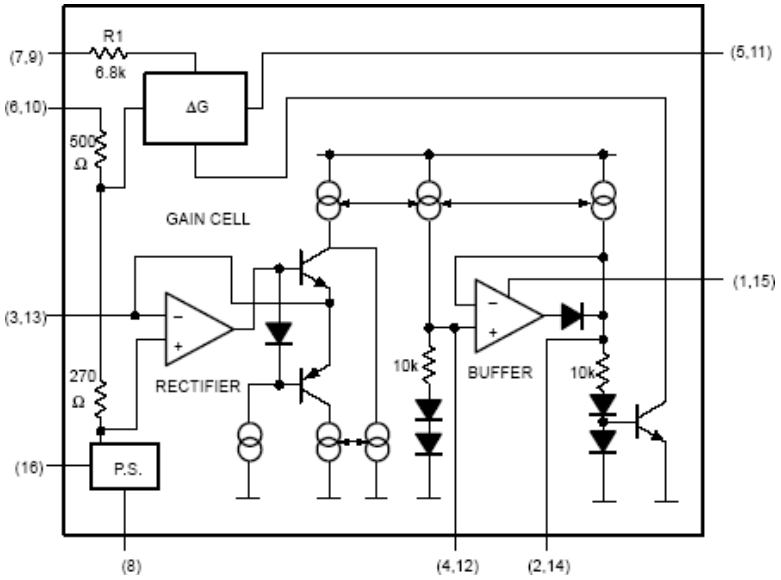

Рисунок 2 – Структура інтегральної мікросхеми NE572

R2

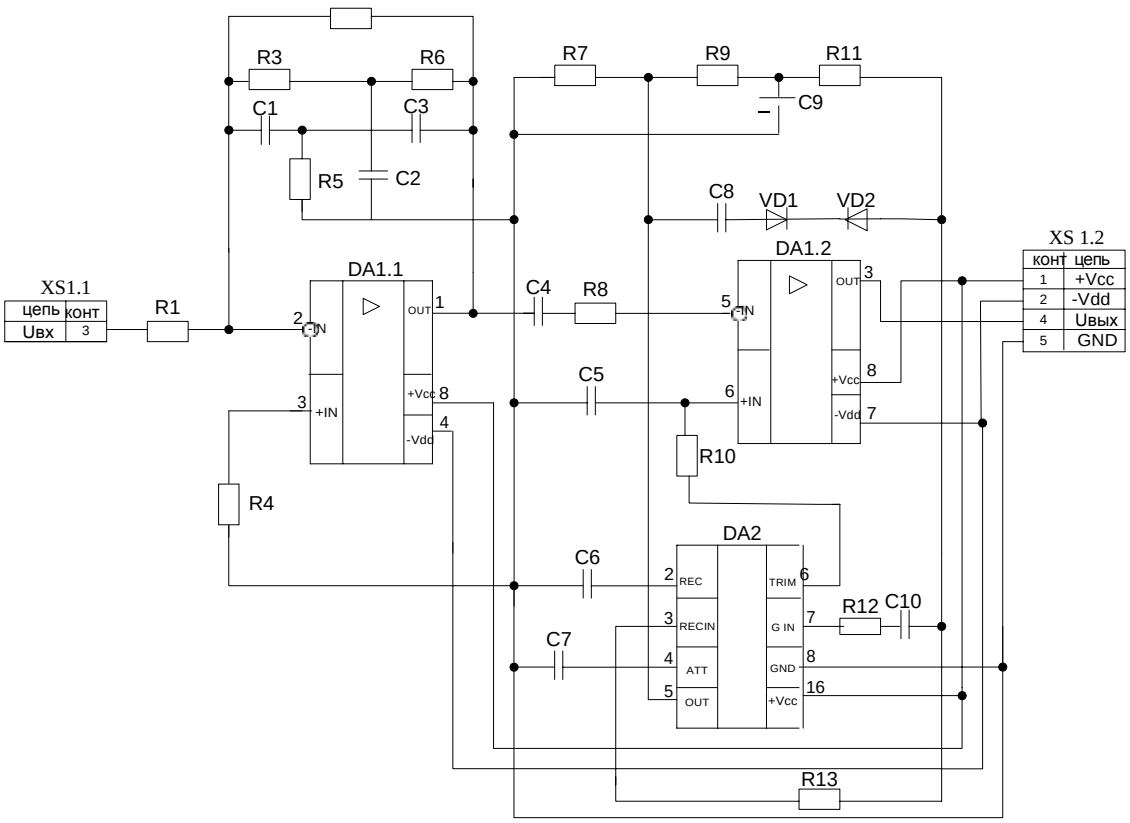

Рисунок 3 – Принципова схема компресора мовного сигналу

На схемі DA1 – операційний підсилювач NE5532, DA2 – універсальна мікросхема NE572. Діоди Зенера VD1 і VD2 забезпечують захист схеми від перевантаження. Конденсатори C4, C10 є розділовими. Виходячи з діапазону перетворюється сигналу (100 Гц - 5 КГц), вибираємо їх ємність 2.2 мкФ. Виходячи з рекомендацій фірми-виробника, зовнішні коригувальні конденсатори C6, C7, що забезпечують роботу буферного підсилювача мікросхеми DA2 вибираємо C4 = 10 мкФ, C7 = 1 мкФ, R8 = 6.8 Ком. Максимальний вхідний струм по нормам для підсилювального елемента мікросхеми DA2 повинен бути не більше 140 мкА. Конденсатор C5 шунтує неінвертуючий вхід підсилювача DA2 по змінному струмі. На вході схеми компресора розміщено смуговий фільтр з Т-образним мостом в колі зворотного зв'язку, наведений на рис 4.

R2

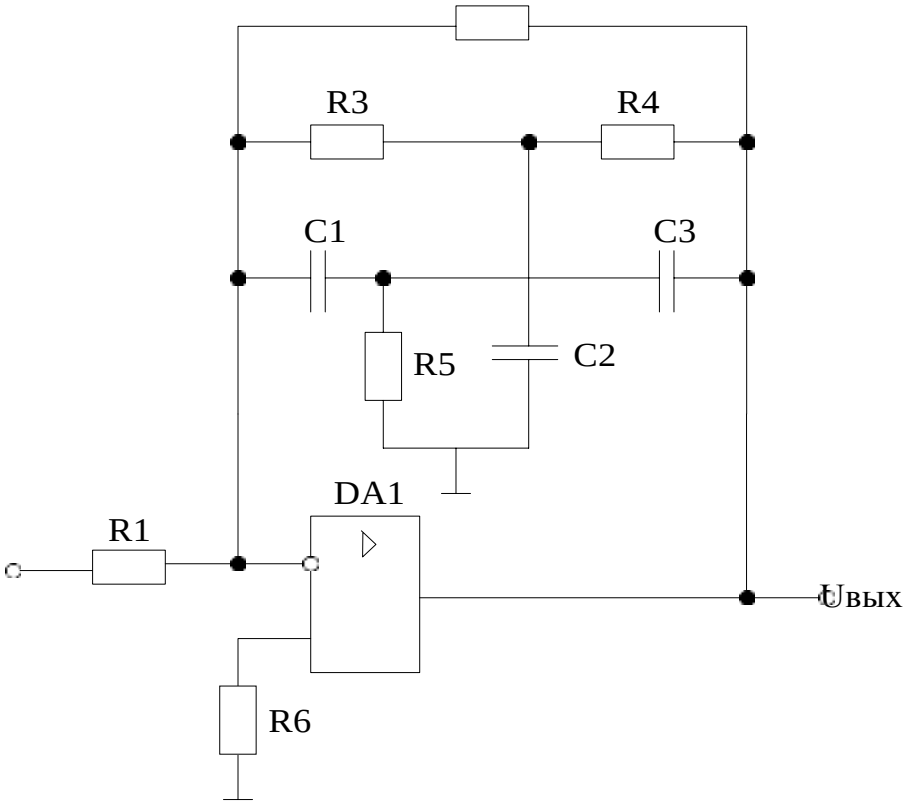

Рисунок 4– Схема смугового фільтру

Також наведено розробку друкованої плати компресору мовного сигналу (див рис.5).

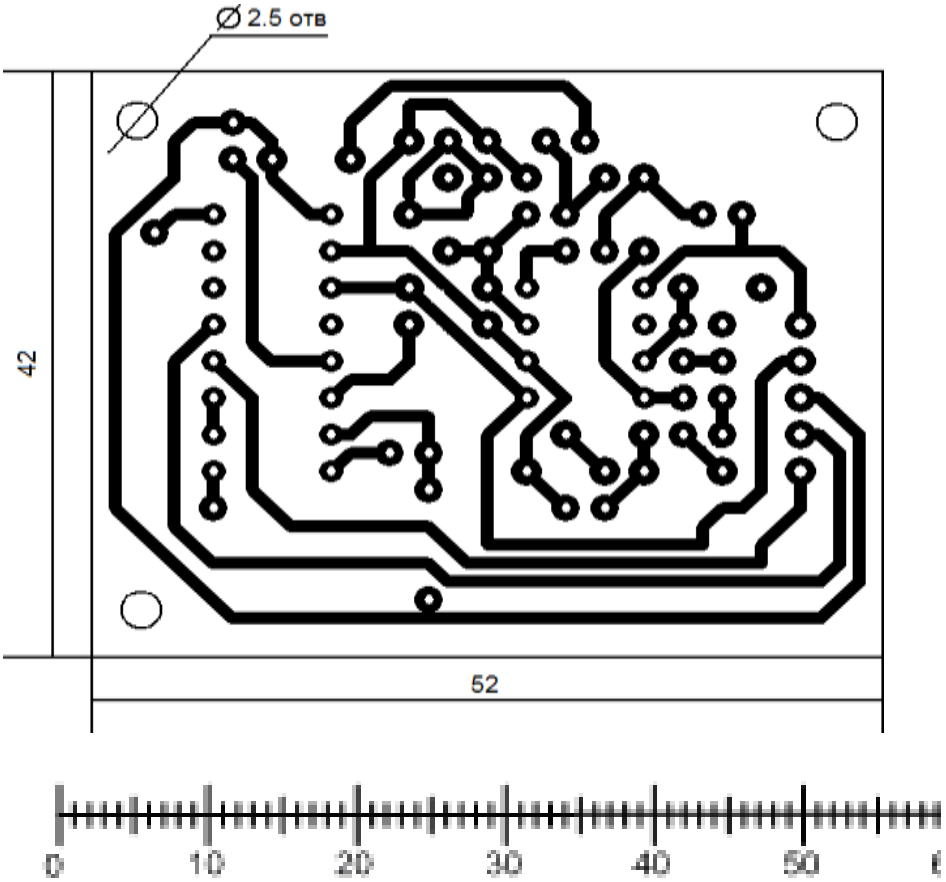

Рисунок 5 – Друкована плата компресору мовного сигналу

ВИСНОВКИ

В результаті виконання даної магістерської роботи було розглянуто будову і функціонування слухового апарату людини. Досліджено різні види порушення слуху і запропоновані можливі слухові апарати для лікування кожного конкретного порушення.

Розглянуто можливості адаптації цифрових слухових апаратів, виявлені особливості алгоритмів обробки звукових сигналів, побудована структурна схема цифрового слухового апарату, включаючи кохлеарний і стовбурової імплантат.

Побудована модель мовних сигналів, яка дозволила дослідити алгоритми обробки звукових сигналів.

Виконано частотний аналіз звукових сигналів, на основі якого зроблений вибір смуг поділу спектра мовного сигналу для обробки в слуховому апараті при збереженні розбірливості мови.

Сформульовано вимоги до схем компресора і декомпресора мовного сигналу на основі універсальної мікросхеми, спроектована схема електрична принципова і розроблений креслення друкованої плати компресора мовного сигналу.

Виконано моделювання роботи схеми компресора мовного сигналу.

Результати можуть бути впроваджені на підприємствах, що займаються розробкою слухових апаратів.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Анатомия человека /Под ред. С.С. Михайлова. – М.: Медицина,1984.- 704с.
2. Физиология человека /Под ред. Г. И. Косицкого. – М.: Медицина, 1985.- 544с.
3. Zurek P.M., Fromby C. Frequency discrimination ability of hearing impaired listeners. J Speech Hear Research, 1981, 24, №1, p.108-112.
4. Mountain D.C., Hubbard A.E. Hearing Research 1989, 42, p.195-202.
5. Nelson P.A., Kimberly B.P. J. Speech and Hearing Research, 1992, 35, p.1142-1159.
6. Norton S.J., Mott J.B., Champlin C.A. Hearing Reserch, 1989, 38, p.243- 258.
7. Ликлайдер Д.К.Р., Миллер Д.А. Восприятие речи. Экспериментальная психология /Под ред. С.С. Стивенса. – М.: Иностр литература,1963.- 423с.
8. Kemp D.T. J Acoust Soc. Am., 1978, 64, p. 1386-1391.
9. Probst R., Lonsbery-Martin B.L., Martin G.K. J Acoust Soc. Am.- 1991, 89, p. 2027-2067.
10. Петров С.М. Восприятие частоты тональных стимулов при периферическом поражении звуковоспринимающего аппарата. Физиол. человека,1998, №6, с.38-41.
11. Щапов П. Ф. Получение информационной избыточности в системах измерительного контроля и диагностики измерительных объектов / П. Ф. Щапов, О. Г. Аврунин // Український метрологічний журнал. 2011. № 1. С. 47- 50.
12. Otoacoustic Emissions: clinical applications. Ed Robinette M.S., Gattke T.J. Thieme New York. Shuttgart. – 1997, p. 130-149.
13. Yamomoto E., Takaji A., Hirono Y. Arch. Otolaryngol Head Neck. Surg.- 1987, 119, p. 1316-1318.

14. Бондарев В.Н., Трестер Г., Чернега В.С. Цифровая обработка сигналов: методы и средства. Учеб. пособие для вузов. 2-е изд.-Х.: Конус, 2001. – 398 с.
15. Аврунин О.Г. Опыт разработки программного обеспечения для визуализации томографических даннях / О. Г. Аврунин // Вісник НТУ «ХПІ». – 2006. – № 23.– С. 3-8.
16. 45. Аврунин О. Г. Визуализация данных контрастной компьютерной томографии / О. Г. Аврунин, Т. А. Карпенко // Прикладная радиоэлектроника. – 2007. – № 1. – С. 56-61.
17. Тымкович М.Ю. Использование DICOM-изображений в медицинских системах / М. Ю. Тымкович, О. Г. Аврунин, В. В. Семенец // Техн. электродинамика: Тематич. вып. – 2012. – Т.4. – С. 178-183.
18. Особенности частотного восприятия звукового сигнала. – Вестник оториноларингологии, N 3, - 2000, с. 55-56.
19. Петров С.М. Восприятие частоты тональных стимулов при периферическом поражении звуковоспринимающего аппарата. Физиол человека 1998, N 6, с. 38-41.
20. Bonfils P., Bertrand Y., Uziel A. Audiology. – 1988, 27, p. 27-35.
21. Antonelli A., Grandori E. Scand Audiol. – 1986, Suppl 25, p. 97-108.
22. Harris F.D., Probst R., Wenger R. Audiology 1991; 30: 135-141.
23. CCITT G.726 General aspects of digital transmission systems. Terminal equipments. 40, 32, 24, 16 K/s Adaptive differential pulse code modulation (ADPCM) Recommendation G.726. – Geneva, 1990.-57p.
24. Spanis A. Speech coding: A tutorial rewiew // Proc. IEEE.-1994.-V.82.-P.1541-1582.
25. Акчурин Э.А. Программная реализация взаимных преобразований алгебраического и экспоненциального представления комплексного сигнала на цифровых сигнальных процессорах // Радиотехника. 1995. №1-2. С. 21-23.

26. Назаров М.В., Прохоров Ю.Н. Методы цифровой обработки сигналов. – М.:Мир,1978.-848с.
27. Рабинер Л.Р., Шафер Р.В. Цифровая обработка речевых сигналов. – М.: Радио и связь, 1981. 495с.
28. Применение цифровой обработки сигналов /Под ред.Э.Оппенгейма. – М.:Мир, 1980.-550с.
29. Аврунін О.Г., Безшапочний С.Б., Бодянський Є.В., Семенець В.В., Філатов В.О. Інтелектуальні технології моделювання хірургічних втручань. – Харків: ХНУРЕ, 2018. – 224 с. doi:10.30837/978-966-659-236-4
30. Марпл С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения. – М.:Мир,1990.-584с.
31. Shanias A. Speech coding. A tutorial review //Proc. IEEE.-1994.-V.82.-P.1541-1582.
32. Адаптивные фильтры: Пер. с англ./Под ред. К.Ф.Н. Коуэна и П.М.Гранта. – М.: Мир, 1988.- 392 с.
33. Kroon P., Deprettere E.F. A class of analysis-by-synthesis predictive coders for high quality speech coding at rates between 4.8 and 16 Kbit/s // IEEE J.Select. Areas Commun.-1988.-V.6.-N2.-P.353-363.
34. Nelson M. Daten Komprimierung. Effiziente Algorithmen in C.-Hannover: Verlag Heinz Heise, 1993.-475p.
35. Noll P. MPEG Digital Audio Coding// IEEE Signal Processing Magazine.-1997.-V.14.-N9.-P.59-81.
36. Second-Generation TMS320 User’s Guide.-Avril: TI, 1990.