МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ В. Н. КАРАЗІНА
НАВЧАЛЬНО-НАУКОВИЙ ІНСТИТУТ КОМП'ЮТЕРНОЇ ФІЗИКИ ТА ЕНЕРГЕТИКИ
Кафедра інформаційних технологій в фізико-енергетичних системах

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломної роботи
за освітньо-кваліфікаційним рівнем магістр

«Розробка програмно-апаратного комплексу для визначення кількості нітратів у продуктах харчування»

Виконала: студентка 2 курсу, групи НФ-63
Старікова М.В.
спеціальність:
105 Прикладна фізика та наноматеріали
освітня програма: Прикладна фізика енергетичних систем
Керівник: к.ф-м.н., доц. Сухов Р.В.

Рецензент:

Харків - 2020

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Харківський національний університет імені В.Н.Каразіна

Навчально-науковий інститут комп'ютерної фізики та енергетики

Кафедра інформаційних технологій в фізико-енергетичних системах

Рівень вищої освіти (освітньо-кваліфікаційний рівень) магістр

Спеціальність 105 Прикладна фізика та наноматеріали

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ доц. Сухов Р.В.

підпис

"____" _____2020 року

З А В Д А Н Н Я

НА ДИПЛОМНУ РОБОТУ (ПРОЕКТ)

Старікової Марини Володимирівни

1.Тема роботи " Розробка програмно-апаратного комплексу для визначення кількості нітратів у продуктах харчування"

керівник роботи: Сухов Руслан Володимирович, кандидат фізико-математичних наук, доцент.

затверджені наказом по університету від "23" жовтня 2020 року №0210-05/1907

2.Строк подання студентом роботи 27.11.2020

3.Перелік питань, які потрібно розробити:

1) огляд літератури та формулювання задачі щодо розробки програмно-апаратного комплексу для вимірювання нітратів в продуктах;

2) розгортання програмних засобів, необхідних для розробки апаратної та програмної частин комплексу;

3) проектування та розробка апаратних рішень;

4) розробка програмної архітектури;

5) написання програм для мікроконтролерів.

4. План роботи

№ з/п	Назви етапів роботи
1	Вибір теми, узгодження, а також затвердження її на кафедрі
2	Робота над літературою та іншими джерелами
3	Затвердження теми на кафедрі
4	Написання вступу до роботи та першого розділу
5	Написання другого розділу
6	Написання третього розділу
7	Завершення написання дипломної роботи(висновки та література)
8	Подача науковому керівнику
9	Відгук, рецензія, підготовка до захисту
10	Попередній захист
11	Захист

5. Дата видачі завдання 26.10.2020

Студент _____ М.В.Старікова

підпис

Керівник роботи _____ Р.В.Сухов

підпис

РЕФЕРАТ

Старікова Марина Володимирівна. Розробка програмно-апаратного комплексу для визначення кількості нітратів у продуктах харчування.

Дипломна робота представлена на 51 сторінках; складається з вступу, 3 розділів та висновків; містить 19 рисунків, 6 таблиці, список використаної літератури з 12 найменувань.

Мета даної роботи – розробка програмно-апаратного комплексу для вимірування концентрації нітратів в продуктах харчування, використовуючи для вимірювання змінний електричний струм.

Об’єкт дослідження – визначення кількості нітратів за допомогою нітратоміра.

Предмет дослідження – програмно апаратний комплекс, який дозволяє дослідити кільсть нітратів в продуктах харчування з меншою похибкою.

Розроблені схемні рішення, спроектований і виготовлений прототип приладу для визначення концентрації нітратів у продуктах харчування.

Розв’язок задачі реалізується за принципом дії вимірюванні модуля повного електричного імпедансу органічних тканин та амплітудного значення струму, який під час процесу вимірювання проходить через тканини.

Ключові слова: МІКРОКОНТРОЛЕР, НІТРАТОМІР, ЗМІНИЙ ЕЛЕКТРИЧНИЙ СТРУМ, ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛКЕКС.

РЕФЕРАТ

Старикова Марина Владимировна. Разработка программно-аппаратного комплекса для определения количества нитратов в продуктах питания.

Дипломная работа представлена на 51 страницах; состоит из введения, 3 глав и выводов; содержит 19 рисунков, 6 таблицы, список использованной литературы из 12 наименований.

Цель данной работы - разработка программно-аппаратного комплекса для измерения нитратов в продуктах питания, используя для измерения переменный электрический ток.

Объект исследования - определение количества нитратов с помощью нитратомера.

Предмет исследования - программно аппаратный комплекс, который позволяет исследовать количество нитратов в продуктах питания с меньшей погрешностью.

Разработанные схемные решения, спроектирован и изготовлен прототип прибора для определения концентрации нитратов в продуктах питания.

Решение задачи реализуется по принципу действия измерении модуля полного электрического импеданса органических тканей и амплитудного значения тока, во время процесса прохождения через ткани.

Ключевые слова: МИКРОКОНТРОЛЛЕР, НИТРАТОМЕР, ПЕРЕМЕННЫЙ ЭЛЕКТРИЧЕСКИЙ ТОК, ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛКЕК

ABSTRACT

Starikova Marina Vladimirovna. Development of a software and hardware complex for measuring of nitrates concenration in food.

Thesis is presented on 51 pages; consists of an introduction, 3 chapters and conclusions; contains 19 figures, 6 tables, a list of used literature of 12 titles.

The purpose of this work is to develop a software and hardware complex for the reduction of nitrates in food products using alternating electric current for measurement.

The object of research is the determination of the amount of nitrates using a nitrate meter

The subject of the research is a software and hardware complex that allows one to study the nitrate keel in food products with a smaller error.

The developed circuit solutions, the prototype of the device for determining the concentration of nitrates in food was designed and manufactured.

The solution to the problem is implemented according to the principle of operation by measuring the modulus of the total electrical impedance of organic tissues and the amplitude value of the current, during the measurement process it passes through the tissues.

Key words: MICROCONTROLLER, NITRATOMER, ALTERNATING ELECTRIC CURRENT, SOFTWARE AND HARDWARE COMPLEX.

ЗМІСТ

ВСТУП 8

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ 11

1.1 Що таке нітрати 11

1.2 Прилад для вимірювання нітратів: принцип дії 11

1.3 Существующие аналоги 12

2 ТЕОРЕТИЧНИЙ АНАЛІЗ 9

2.1 Електропровідність биотканей для змінного току. Залежність імпедансу від частоти струму. 9

2.2 Електропровідність клітин і тканин для постійного струму 9

2.3 Електропровідність клітин і тканин змінного струм 9

2.4 Що таке мікроконтролер - призначення, обладнання, програне забеспечення 30

2.5 Швидке перетворення Фур’є 36

3 РОЗРОБКА СИСТЕМИ ТА ЇЇ ПРАКТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ 45

3.1 Опис будови та алгоритму роботи нітратомеру 45

3.2 Вимірювальна частина нітратомеру 45

3.3 BLE частина нітратомеру 47

ВИСНОВКИ 50

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 51

ВСТУП

Сьогодні виробники сільсько-господарчої продукції у прагненні максимізувати свій прибуток не завжди дотримуються екологічних норм при виготовленні та реалізації свої товарів. Одним із найпоширеніших порушень є зловживання нітратними добривами для пришвидшення росту овочевих та фруктових культур. Це, в свою чергу, призводить до підвищеної концентрації нітратів у продуктах харчування. Спживання в їжу таких продуктів вкрай негативно впливає на здоров'я організму. Враховуючи сказане вище, розробка індивідуального вимірювача концентрації нітратів є вкрай актуальним завданням.

Вимірювання електропровідності в усіх портативних приладах базується на вимірюванні повного електричного імпедансу органічних тканин. При цьому існують два режими вимірювання. У першому режимі між двома контактами зонду створюють певну різницю потенціалів та вимірюють струм, що протікає, коли зонда занурений у продукт. У другому режимі через органічну тканину пропускають визначений сталий струм та вимірюють падіння напруги між електродами зонду. Відомі існуючі вище прилади між електродами зонду формують сталу різницю потенціалів та вимірюють сталий струм, який при цьому виникає (або ж пропускають сталий струм через електроди та вимірюють стале падіння напруги). Такий підхід при вимірюванні вносить досить суттєву похибку у отриманий результат. Причиною виникнення цієї похибки є наступне.

Відомо, що органічна тканина складається із клітин, оточених міжклітинним середовищем. При цьому як самі клітини, так і міжклітинне середовище мають активні та реактивні складові електричного опору [1].

Підчас впливу на живу тканину напругою низької частоти більша частина струму, а при впливі постійною напругою – взагалі весь струм, протікає через активний оммічний опір міжклітинного середовища. Таке протікання струму для постійної напруги виключає повністю, а для низькочастотної напруги

практично виключає з вимірювального ланцюга ємнісний реактивний опір клітин та середовища. В результаті такі пристрої дозволяють виміряти тільки активну складову електричного опору органічної тканини, що знижує як достовірність результатів вимірювання, так і їх інформативність.

Крім того, проходження через живу тканину як постійного струму, так і струму низької частоти призводить до явища поляризації у тканині [1, 2].

У випадку виникнення в досліджуваній тканині ефекту поляризації, результат вимірювання повного електричного опору враховує й цю додаткову поляризацію. Цей внесок, в свою чергу, вносить додаткову похибку у результати вимірювання.

Таким чином, відомі пристрої мають суттєві недоліки у своїй головній функціональності – у достовірному й інформативному вимірюванні повного електричного імпедансу органічних тканин.

Використання синусоїдального струму частотою від 10^4 до 10^6 при вимірюванні виключає ефект поляризації та зберігає природний стан досліджуваних тканин [2]. Крім того, при використанні змінного струму виміряний повний електричний імпеданс є насправді повним та включає у себе як активну, так і реактивну складові. Урахування обох складових: активного омічного та ємнісного реактивного опору – дозволяє покращити інформативність даних вимірювання.

Ураховуючи вище сказане, темою даної дипломної роботи є актуальна науково-технічна задача, що полягає у розробці портативного вимірювача концентрації нітратів у продуктах харчування. Використовуючи для вимірювання змінний електричний струм, пристрій буде позбавлений недоліків, характерних для існуючих аналогів.

Об’єктом дослідження даної дипломної роботи є визначення кількості нітратів за допомогою нітратоміра.

Предметом дослідження є програмно апаратний комплекс, який дозволяє дослідити кільсть нітратів в продуктах харчування з меншою похибкою.

Метою даної дипломної роботи є розробка програмно-апаратного комплексу для вимірування нітратів в продуктах харчування, використовуючи для вимірювання змінний електричний струм. Для досягнення поставленої мети необхідно було вирішити наступні задачі:

1. проаналізувати рішення з аналогічною функціональністю, що вже існують;
2. підібрати сучасну елементну базу та розробити апаратну платформу комплексу
3. розробити програмне забезпечення мікроконтролерів;
4. створити робочий зразок систем

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ

1.1 Що таке нітрати

Нітрати - це солі азотної кислоти, які в природі присутні у всіх живих організмах та продуктах харчування. Чому їх бояться і які ризики їх перевищення, а також як виміряти рівень.

Нітрати, також відомі як селітра, - це солі азотної кислоти, які містяться у всіх живих організмах, а отже, в овочах та фруктах, оскільки для їх росту та розвитку їм потрібен азот.Нитраты – также термин из минералогии, поскольку их используют в качестве удобрений в сельском хозяйстве.

Самі нітрати не такі страшні, як кажуть, але небезпечні у високій концентрації. В організмі людини нітрати перетворюються на нітрити, які є більш токсичними і викликають порушення функцій кровообігу, а отже, і надходження поживних речовин до тканин і органів. За певних умов нітрити утворюють канцерогенні речовини, які сприяють розвитку ракових пухлин.

Нітрати не накопичуються рівномірно в їжі. У стовбурі капусти більше нітратів, ніж у листі, в моркві вони накопичуються в ядрі, а в шкірці - картоплі, огірків, редиски, а також дині та дині. Нітрати зосереджені в стеблах базиліка, петрушки та інших зелених плодів, у нижній частині стебел і в коренях коренеплодів.

Кількість нітратів визначається самостійно за допомогою спеціальних нітрометрів - нітратометрів. Експрес-тести можна проводити не тільки вдома, але і розміщуючи пристрій на ринку. Вдома вони можуть виміряти кількість нітратів у вже приготовленій їжі та відстежувати, як змінюється їх вміст у продукті. Також існують максимальні норми щодо нітратів в овочах та фруктах. Це нешкідливі показники концентрації.

1.2 Прилад для вимірювання концентрації нітратів: принцип дії

Робота нітратометра заснована на тому, що кожен вид плодоовочевої культури має певний хімічний склад. Незначні відхилення від еталонни значень можуть відбуватися через різні кліматичні умови, якість ґрунту, сорт рослин. Тестер нітратів визначає концентрацію небезпечних речовин, що містять нітрати, у певному харчовому продукті, оцінюючи його електропровідність.

Електропровідність речовини прямо пропорційна кількості нітрату, який він містить.

Для вимірювання використовується металевий датчик (чутливий зонд), який вставляється в м’якоть овочів або фруктів. Він вимірює провідність, а потім порівнює отримане значення з еталонним значенням за допомогою складного алгоритму.

Як проводяться вимірювання

Портативні нітратом ери не забезпечують точність лабораторних дослідів. Але пристрій ефективно відповідає на питання безпеки певного товару для здоров’я. Програми таких тестувальників зазвичай включають фрукти, овочі та м'ясо, які найбільше споживаються в раціоні наших співвітчизників.

Тестери нітратів не можна використовувати для тестування якості готових м’ясних продуктів, супів, фруктово-овочевих пюре, круп, готових молочних сумішей, круп, будь-яких консервів, соусів, кондитерських та хлібобулочних виробів.

1.3 Відомі портативні вимірювачі концентрації нітратів

ТОП-7 лічильників нітратів з 2019 року

Ми представляємо оцінку найпопулярніших побутових тестерів нітратів серед росіян. Вивчивши їх описи, ви можете порівняти переваги та недоліки кожної моделі (простота пропозиції, співвідношення ціни / якості, наявність інших функцій).

1 місце: Ековізор Соекс F4

Універсальний прилад для визначення 4 параметрів: кількості нітратів, якості води, рівня магнітного випромінювання та випромінювання. Остання функція аж ніяк не є зайвою, оскільки консервація деяких продуктів в даний час здійснюється шляхом опромінення.

У відгуках користувачі помітять міцний металевий корпус з прогумованими бічними вставками, зручне меню та миттєве опитування (2 секунди). Цей нітратомір характеризується високою точністю та можливістю тестувати багато продуктів. Пристрій має USB-кабель для підключення до комп'ютера. Акумулятор вистачає на 10 годин безперервної роботи. Недоліки - лише великі витрати

2 місце: Ековізор СОЕКС F2

Головною перевагою цього високотехнологічного приладу є поєднання функцій для вимірювання випромінювання, нітратів та якості води. Мінімальний час вимірювання (2 с) і невеликий розмір дозволяють швидко вимірювати овочі та фрукти безпосередньо під час покупки. Програма Ековізор містить великий перелік харчових продуктів з контрольними параметрами шкідливих речовин відповідно до російських гігієнічних стандартів.

Кабель USB, що входить до комплекту, дозволяє підключити Ecovisor до комп'ютера. Недоліком, який помітять покупці, є відносно висока вартість.

3 місце: СОЕКС NUC 019-1

Невеликі розміри вимірювального приладу дозволяють носити його в руці та проводити аналізи безпосередньо в магазині або на ринку. Час вимірювання становить лише 3 секунди. Вимірювання виконується проколюванням зондом, розташованим під кришкою внизу. Багатобарвна підсвітка екрану дуже вигідна при отриманні результатів:

-зелений (нижче норми);

-жовтий (в межах норми);

-червоний (вище норми)

Основними перевагами тестера, судячи з відгуків споживачів, є великий перелік харчових продуктів, доступних для тестування, і доступна ціна.

4 місце: Anmez GreenTest ECO5

Прилад вимірює рівень радіації, нітратів та жорсткості води. Його головна перевага - великий перелік продуктів, доступних для вимірювання. Клієнти також виділять зручну кольорову характеристику результатів - жовту, зелену або червону. Недоліки - висока ціна.

5 місце: Екотестер СОЕКС 2

Нітратометр і дозиметр - два в одному. До переваг належать: широкий діапазон вимірювань (20 - 5000 мг / кг), висока робоча швидкість (3 с), цифрове та графічне відображення результатів. Час безперервної автономної роботи - 60 годин. До недоліків можна віднести відносно високі витрати.

6 місце: GreenTest 2

Прилад використовується лише для вимірювання концентрації шкідливих речовин у великих кількостях овочів та фруктів.

До переваг можна віднести акумулятор, який може підтримувати зарядку понад 6 годин в умовах безперервної роботи, високошвидкісний контроль, наявність USB-кабелю для підключення до ПК, автоматичне відключення.

Недоліки - висока похибка і ціна.

7 місце: Vitatest VD-2007

Дуже чутливий і дешевий пристрій. Всього за 3 секунди це дасть результат тесту на забруднення продукту нітратами. Ще одна функція - здатність визначати кислотність грунту. Покупці в відгуках про цей тестер нітратів зазначають, що іноді адаптер працює неправильно. Основними недоліками є невеликий вибір овочів та фруктів для аналізу та аналоговий тип індикації (маленький екран із шкалою та стрілкою).

При роботі з усіма моделями тестерів нітратів не потрібні особливі навички. Їх обслуговування полягає лише в регулярній заміні батарей (або зарядці батарей).

2 ТЕОРЕТИЧНИЙ АНАЛІЗ

2.1 Електропровідність біотканин для змінного току. Залежність імпедансу від частоти струму.

Вплив постійного струму на біологічні об'єкти завжди супроводжується явищем поляризації. Це, з одного боку, створює подальші труднощі у визначенні їх стійкості, а з іншого боку, збільшує ймовірність згубного впливу струму на клітини. Ці недоліки менш виражені при впливі змінного струму. Вперше, коли Кольрауш використовував для вимірювання електролітичного опору, зараз змінна зміна зазвичай використовується для вивчення омічних та ємнісних властивостей тканин.

Електропровідність клітин і тканин для змінного струму є більш складною. Оскільки біологічні об'єкти мають як провідність, так і пропускну здатність, вони будуть характеризуватися активним і реактивним опором, які разом утворюють імпеданс об'єкта.

Опір біологічної тканини залежить від частоти струму: із збільшенням частоти реактивна складова імпедансу зменшується. Частотно-залежний характер ємнісного опору є однією з причин залежності імпедансу біологічних об'єктів від фактичної частоти, тобто відхилення імпедансу. Зміна імпедансу з частотою також обумовлена залежністю поляризації від часу дії змінного струму.

Якщо час, протягом якого електричне поле спрямоване в одному напрямку, більше часу релаксації будь-якого типу поляризації, тоді поляризація досягне свого максимального значення, і речовина буде характеризуватися постійними значеннями діелектричної проникності та провідності.

Якщо напівперіод змінного струму довший за час релаксації, ефективна діелектрична проникність і провідність об'єкта не змінюються з частотою. Якщо зі збільшенням частоти напівперіод змінного струму менше часу

релаксації, то поляризація не встигає досягти свого максимального значення. Тоді діелектрична проникність починає зменшуватися з частотою, а провідність зростає.

При значному збільшенні частоти цей тип поляризації практично буде відсутній, а проникність і провідність знову стануть постійними значеннями. При дослідженні частотних залежностей опору та ємності біологічних об'єктів було виявлено три області дисперсії:

А - Дисперсія займає діапазон низьких частот приблизно до 1 кГц. Це пояснюється поляризацією поверхневих клітин. Зі збільшенням частоти змінного струму ефект поверхневої поляризації зменшується, що відображається у зменшенні діелектричної проникності та опору тканини.

В-дисперсія займає більш широкий діапазон частот: 103-107 Гц. У минулому для пояснення дисперсії діелектричної проникності та опору в цій області використовувались теорії дипольної та макроструктурної поляризації. В даний час для пояснення В-дисперсії розробляється електрохімічна (електролітична) теорія поляризації біологічних об'єктів. Цінність цього підходу полягає в тому, що він дозволяє враховувати проникність клітин та наявність іонних потоків через мембрану при описі електричних властивостей біологічних тканин.

Ү-дисперсія діелектричної проникності та провідності спостерігається на частотах вище 1000 МГц. Зменшення діелектричної проникності в цьому діапазоні зумовлене послабленням ефектів поляризації, спричинених водними диполями.

Загальна картина частотної залежності електричних параметрів зберігається для всіх тканин. Деякі його індивідуальні характеристики визначаються розмірами та формою клітин, величиною їх проникності, співвідношенням між об’ємом клітин та міжклітинними просторами, концентрацією вільних іонів у клітинах, вмістом вільної води тощо. Зміни стану клітин і тканин, їх збудження, зміни інтенсивності обміну речовин та інших функцій клітини призводять до зміни електропровідності біологічних

систем. У зв'язку з цим зміна електропровідності використовується для отримання інформації про функціональний стан біологічних тканин, для виявлення запальних процесів. Було встановлено, що: стійкість біологічних об'єктів до змінного струму нижча за постійну, опір не залежить від величини струму, якщо це значення нижче фізіологічної норми, опір біологічних об'єктів постійний на заданій частоті, якщо їх фізіологічний стан не змінюється, опір біологічних об'єктів на даній частоті він падає, якщо фізіологічний стан змінюється в бік загибелі тканин.

2.2 Електропровідність клітин і тканин для постійного струму

Провідність L - обернена опору R провідника:

$$L = \frac{1}{R} = \rho \cdot \frac{1}{S}$$

де R - питомий опір, l - довжина провідника, S - перетин провідника.

Опір R - коефіцієнт пропорційності між різницею потенціалів V та струмом I:

$$V = R \cdot I$$

Коли струм постійного струму проходить через живі тканини, було встановлено, що сила струму з часом не залишається постійною, навіть якщо прикладена напруга не змінюється. Як тільки джерело живлення підключається, струм починає безперервно зменшуватися і встановлюється на рівень, значно нижчий від вихідного (рис. 2.1).

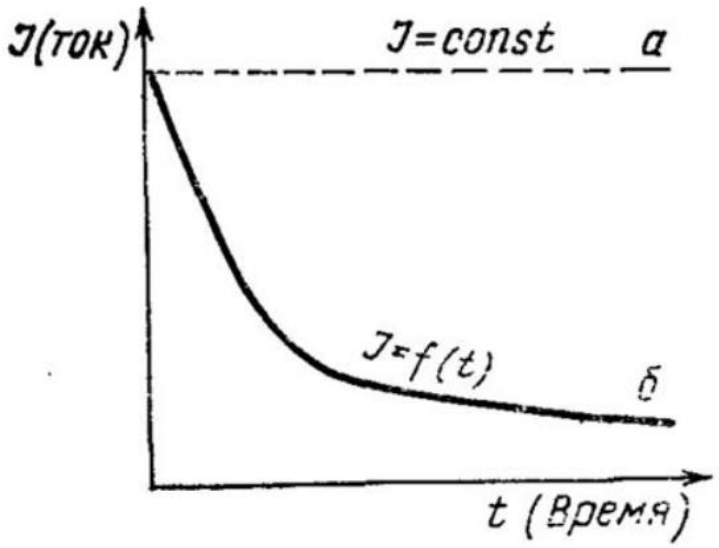


Рис.2.1 Зміна сили струму в той час, коли до тканини застосовується постійна різниця потенціалів: а) відсутність поляризації, б) наявність поляризації .

Це пов’язано з появою електрорушійної сили у зворотному напрямку - ЕРС поляризації P (t). Коли зразок відключений від джерела живлення, зворотний струм, спричинений цією ЕРС, буде спостерігатись в ланцюзі деякий час.

Таким чином, закон Ома для такого випадку записується так:

$$I = \frac{(V - P(t))}{R}$$

Давайте розглянемо пояснення явища поляризації біологічної тканини трохи детальніше.

Оскільки будь-який біологічний об’єкт має складну організацію, вплив електричного поля та реакція на них будуть різними на різних структурних рівнях.

1. Як відомо, електричне поле викликає впорядкований рух вільних зарядів, у нашому випадку - іонів. Згодом утворюється електричний струм, який призводить до витоку тепла згідно із законом Джоуля-Ленца. Цей процес вносить активний компонент імпедансу.

2. Електричне поле діє також на зв’язані електричні заряди, які не мають можливості вільного руху, та на заряди, рух яких можливий лише на

невеликій обмеженій ділянці. Однак вплив на ці дві групи зарядів призводить до значного ефекту - перерозподілу електричних зарядів у просторі, або іншими словами, поляризації біологічної тканини.

Поляризація за своєю суттю поділяється на кілька типів:

1. Електронна поляризація - це зміщення електронів на їх орбітах щодо позитивно заряджених ядер, що призводить до виникнення індукованих, індукованих диполів. Час виникнення електронної поляризації після безпосереднього застосування поля, що називається часом релаксації, дорівнює $10^{-16} - 10^{-14}$ с. Отриманий диполь малий.

2. Іонна поляризація - це зміщення іона відносно кристалічної решітки, що також призводить до утворення дипольного моменту. Характерний час розслаблення $10^{-14} - 10^{-12}$ с.

3. Дипольна (орієнтаційна) поляризація виникає внаслідок орієнтації полярних молекул у складі речовини відповідно до напрямку електричного поля. Це має велике значення для таких полярних молекул, як вода, спирти, білкові макромолекули з дисоційованими групами тощо. Час релаксації для цього типу поляризації збігається з часом обертання молекул і тому залежить від в'язкості середовища, температури та радіуса молекул. Залежно від цих факторів цей час коливається протягом $10^{-13} - 10^{-7}$ с.

4. Макроструктурна поляризація відбувається внаслідок неоднорідності електричних властивостей речовини. За наявності шарів з різною електропровідністю заряди рухаються до межі провідного шару після прикладання електричного поля і накопичуються там. В результаті цього процесу провідна частина тканини набуває дипольного моменту і поводиться як величезна поляризуюча молекула. Час релаксації цього типу становить $10^{-8} - 10^{-3}$.

5. Поляризація поверхні відбувається на поверхнях з подвійним електричним шаром. При застосуванні поля іони дифузійної частини електричного двошару перерозподіляються: частинки дисперсної фази

зміщуються в одному напрямку, а іони дифузійного шару в іншому, утворюючи індуковані диполі. Час релаксації поверхневої поляризації становить від 10^{-16} до 10^{-14} с.

6. Електролітична поляризація відбувається між електродами, зануреними в розчин електроліту, коли електричний струм проходить через них. Коли до електродів застосовують різницю потенціалів, іони, що визначають потенціал, у дифузійній частині електричного двошару перерозподіляються: концентрація іонів (катіонів) зростає в області катода і зменшується в області анода. У процесі подальших змін концентрації іонів у шарах сусіднього електрода на електродах можуть розпочатися електрохімічні реакції: іони перейдуть від розчину до одного електрода, а від іншого електрода до розчину. Таким чином, у випадку електролітичної поляризації поява ЕРС поляризації зумовлена зміщенням заряду, що в цьому випадку проявляється як зміна концентрації іонів в зоні поблизу електрода. Час релаксації цього типу поляризації вимірюється порядком $10^{-4} - 10^{2}$ с.

Існує також кілька структурних рівнів поляризації:

1. У макроскопічних областях, обмежених середовищами з низькою електропровідністю, іони міжклітинної рідини під дією електричного поля переміщуються до меж області. Утворюється великий дипольний момент, величина якого визначається розміром області та загальним зарядом екструдованих іонів.

2. В одній клітині цитозольні іони зміщуються до меж клітинної мембрани, яка має низьку електропровідність. Дипольний момент однієї клітини невеликий ($p = ql$),але при значній щільності клітин їх загальний дипольний момент порівнянний за величиною з дипольним моментом тканини.

3. Для клітинних ядер та інших внутрішньоклітинних структур, що мають власну мембрану, механізм поляризації подібний до механізму клітини. Дипольний момент невеликий порівняно з клітинним.

4. Орієнтаційна поляризація білків та інших макромолекул. Величина поляризації залежить від стану цих молекул (вільних або зв'язаних).

5. Орієнтаційна поляризація води та електролітів. Поляризація - найменша з усіх.

Різні структурні рівні поляризації схематично показані на рис.2.2.



Рис.2.2. Структурні рівні поляризації біологічних тканин

На додаток до безпосереднього дослідження залежності поляризації від частоти, існує також інтегральний спосіб оцінки цієї залежності - визначення зміни поляризації з часом у відповідь на поступове (негайне) включення зовнішнього електричного поля. Якщо в момент часу t = 0 сила зовнішнього електричного поля зростає від нуля до значення E_m, то залежність поляризації від часу $P(t)$ має однаковий характер для всіх механізмів:

$$P(t) = P_m \cdot (1 - \exp(-t/\tau))$$

Де P_m – найбільше значення поляризації, і τ – час релаксації.

Таблиця 2.1

Часи релаксації для різних типів поляризації, τ с.

Рівень організації	Тканини, клітинні суспензії	Клітини	Ядра та внутрішньоклітинні органели	Білки та макромолекули	Вода та електроліти
Час релаксації, с	$10^{-1} - 10^{-3}$	$10^{-2} - 10^{-4}$	$10^{-5} - 10^{-7}$	$10^{-6} - 10^{-8}$	10^{-11}

Усі типи поляризації проявляються в постійному електричному полі, і величина діелектричної проникності максимальна.

2.3 Електропровідність клітин і тканин змінного струм

Як відомо, змінний струм - це струм, який змінюється за величиною та напрямком. Крім того, ми враховуватимемо лише ті струми, які регулюються гармонічним законом:

$$I(t) = I_0 \cos \omega t$$

де $I(t)$ - миттєве значення сили струму в момент часу; - амплітуда струму; ω – частота циклічних коливань.

Коли через тканини проходить змінний струм, який змінюється відповідно до гармонічного закону, падіння напруги в біологічній тканині також змінюється відповідно до закону.

$$U = U_0 \cos(\omega t) = \varphi$$

де амплітуда напругиU_0 і фазовий φ зсув між напругою і струмом l визначаються біологічними показниками тканини.

Загалом, значення поточної амплітуди I_0 а напруги U_0 в ланцюзі змінного струму пов’язані з

$$U_0 = I_0 \sqrt{R^2 + (\omega L - \frac{1}{C\omega})^2}$$

І якщо ми перепишемо попереднє рівняння як:

$$I_0 = \frac{U_0}{\sqrt{R^2 + (\omega L - \frac{1}{C\omega})^2}} = \frac{U_0}{Z}$$

тоді отримуємо значення поточної амплітуди I_0 визначається амплітудою напруги U_0 так званий повний опір або імпеданс Z:

$$Z = \sqrt{R^2 + (\omega L - \frac{1}{C\omega})^2}$$

Величина $X = \omega L - 1/\omega C$ називається реактивним опором. Крім того, як відомо, реактивний опір - це різниця між індуктивним X_L та ємнісним X_C опором ланцюга:

$$X = X_l - X_C,$$

де $X_L = \omega L$, а $X_C = \frac{1}{\omega C}$

Однак загальновизнано, що індуктивність біологічних тканин незначна ($L \to 0$)що означає

$$X = -X_C = -\frac{1}{\omega C}$$

Зсув фази φ між струмом l_0 і напруги U_0 можна обчислити з виразу:

$$tg = \frac{X}{R'}$$

тоді

$$tg\varphi = \frac{-\frac{1}{C\omega}}{R} = \frac{-1}{C\omega R'}$$

Т. о. напруга відстає від струму по фазі (оскільки $\varphi < 0$), а величина фазового φ зсуву визначається співвідношенням реактивної та активної складових імпедансу Z.

Значення фазового кута, отримані при 1 кГц для різних біологічних об'єктів, наведені в таблиці. .2.

Таблиця 2.2

Кут фази між струмом і напругою для різних біологічних об'єктів

Об'єкт	φ, град
Шкіра людини, жаби	-55
Жаб’ячий нерв	-64
Кролячий м’яз	-65

Таким чином, для біологічного об'єкта імпеданс має складний характер $Z = f(R, X)$.

Його діюча речовина R головним чином пов’язана з провідністю внутрішніх рідких середовищ, якими є електроліти. Різні процеси в тканинах, що супроводжуються незворотними втратами енергії, також сприяють величині активного компонента імпедансу. Реакційний компонент X визначається ємнісними властивостями досліджуваної тканини, особливо ємністю біологічних мембран. Крім того, область контакту електродів стимулювання з біологічними тканинами також сприяє ємнісній складовій імпедансу.

Як відомо, ємність є коефіцієнтом пропорційності між зарядом і потенціалом і визначається як відношення зміни заряду провідника Dq до зміни його потенціалу Dj:

$$C = \frac{\Delta q}{\Delta \varphi}$$

Для плоского конденсатора це визначається за формулою:

$$C = \frac{\varepsilon \cdot S}{4\pi \cdot d}$$

де S - площа пластин, d - відстань між ними.

Виміряна ємність біологічного об'єкта визначається поляризаційною здатністю C_p, яка виникає в момент потоку струму. Поляризаційна здатність буде визначатися наступним рівнянням:

$$C = \frac{\int_0^1 Idt}{R \cdot (I_0 - I_r)}$$

де чисельник визначає зміну заряду Dq з часом, а знаменник - зміну потенціалу Dj (I_0 а Це початкове і кінцеве значення струму, I - миттєвий струм, R - опір об’єкта).

Значна статична ємність мембран (1 мкФ / см^2) додається до поляризаційної здатності біологічного об'єкта. Відповідно до останнього

рівняння, величина поляризаційної ємності залежить від часу дії поля, а це означає, що на низьких частотах вона може перевищувати значення статичної ємності. На більш високих частотах (близько 10 кГц) статична ємність на кілька порядків перевищує ємність поляризації. А оскільки ці конденсатори з'єднані послідовно, то на високих частотах загальне значення ємності визначається меншою поляризаційною ємністю.

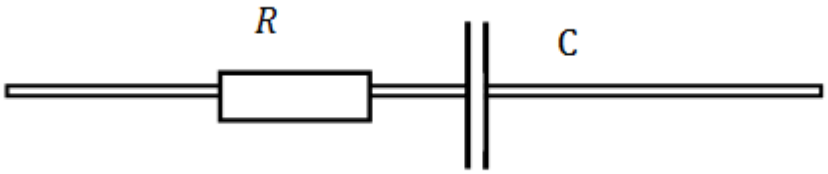
Абсолютне значення (модуль) електричного імпедансу визначається виразом:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2}$$

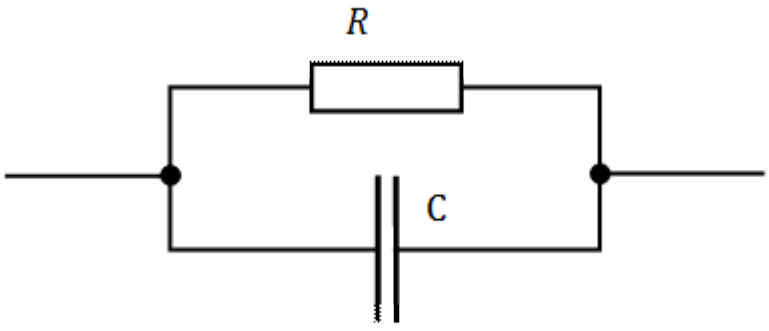
В даному випадку як абсолютне значення імпедансу $|Z|$, і зсув фази φ е функції змінної частоти.

Частотна залежність електричного імпедансу називається дисперсією імпедансу.

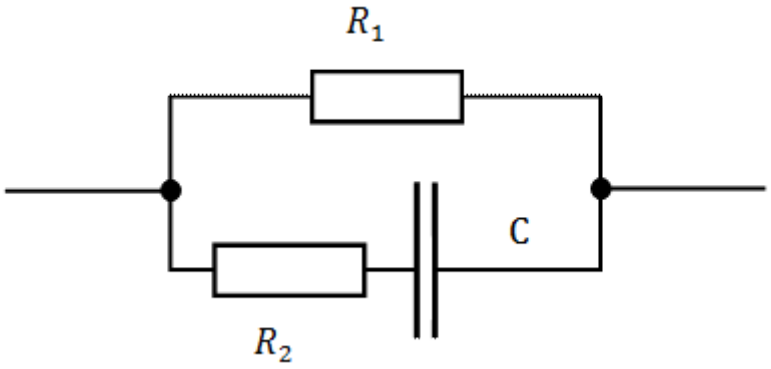
Наявність активних та реактивних імпедансних властивостей можна імітувати за допомогою еквівалентних електричних схем. Розглянемо деякі з них (рис.2.3).



(а)



(б)



(в)

Рис.2.3 Еквівалентні схеми підключення

Для ланцюга із послідовним підключенням активних резисторів R та реактивного X (рис.2.3 а) величину імпедансу можна визначити виразом:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} = |Z| = \sqrt{R^2 + \frac{1}{(C\omega)^2}}$$

Однак у низькочастотному діапазоні ця схема має суттєві розбіжності з експериментальними даними, $\omega \to 0, Z \to \infty$, які мають явно нефізичний характер.

При паралельному підключенні активних резисторів R та реактивних X (схема на рис.1.3 б) загальний опір частини схеми задається виразом:

$$\frac{1}{|Z|} = \sqrt{\frac{1}{R^2} + \frac{1}{X^2}} = \sqrt{\frac{1}{R^2} + (C\omega)^2}$$

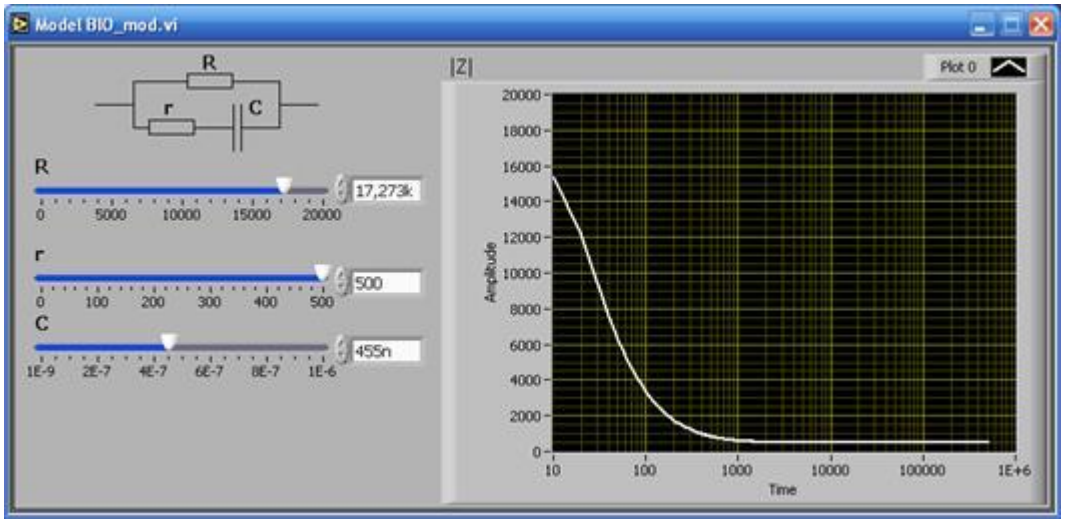
Отриманий математичний вираз $Z(\omega)$ адовільно описує частотну залежність значення імпедансу на низьких частотах, але при $\omega \to \infty, Z \to 0$, якій не відповідає експериментальним даним.

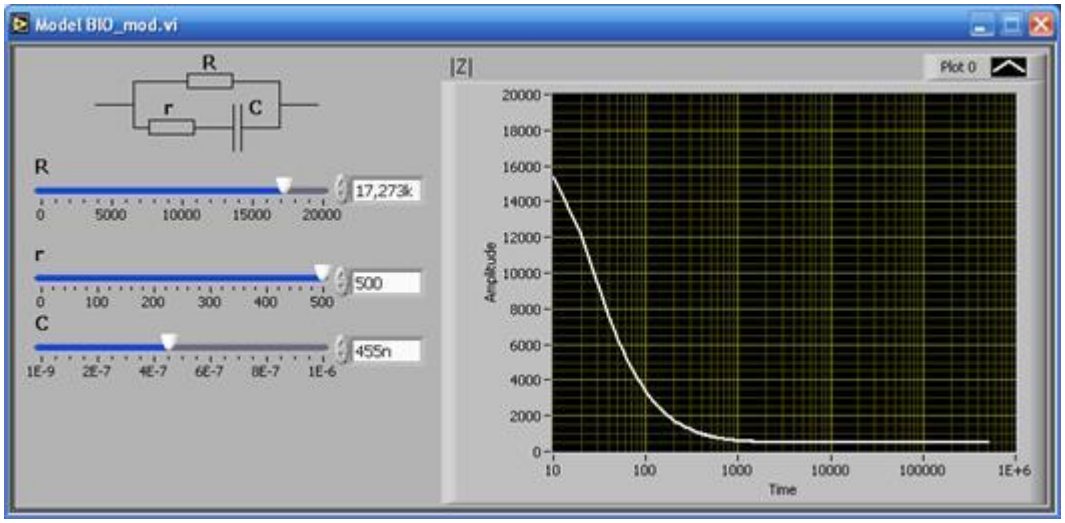
Найкраща згода з експериментом забезпечується еквівалентною схемою, показаною на рис.2.3, на низьких частотах значення імпедансу визначається резистором R_1, на високих - паралельним підключенням резисторів R_1 і R_2. Це можна довести в даному випадку

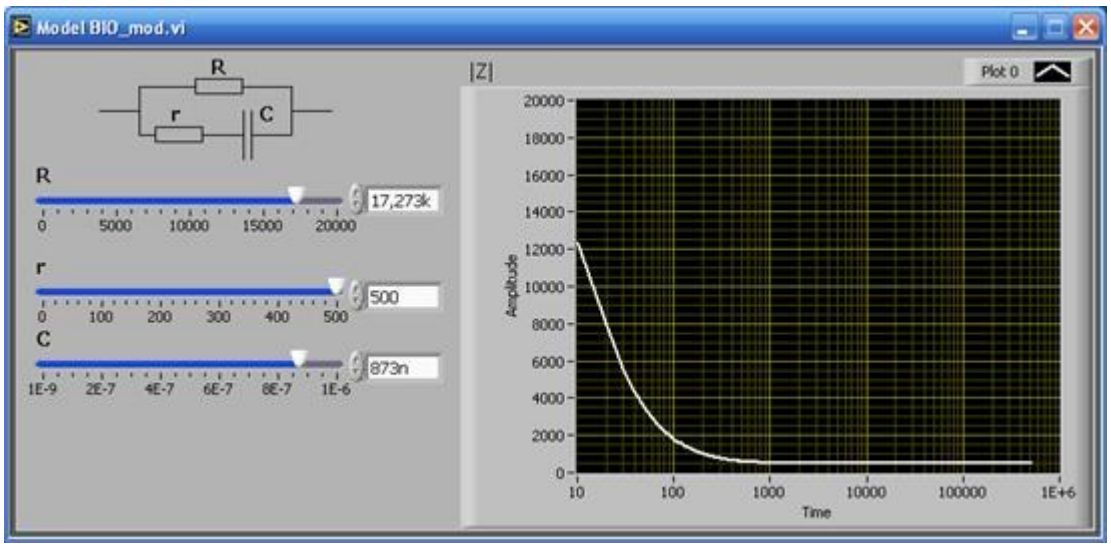
$$|Z| = R_1 \sqrt{\frac{R_2^2 + \frac{1}{(C\omega)^2}}{R_1^2 + R_2^2 + \frac{1}{(C\omega)^2}}}$$

Тоді видно, що в області низьких частот, тобто при $\omega \to 0, Z \to R_1$ і в області високих частот при $\omega \to \infty$

$$Z \to \frac{R_1 R_2}{\sqrt{R_1^2 + R_2^2}}$$







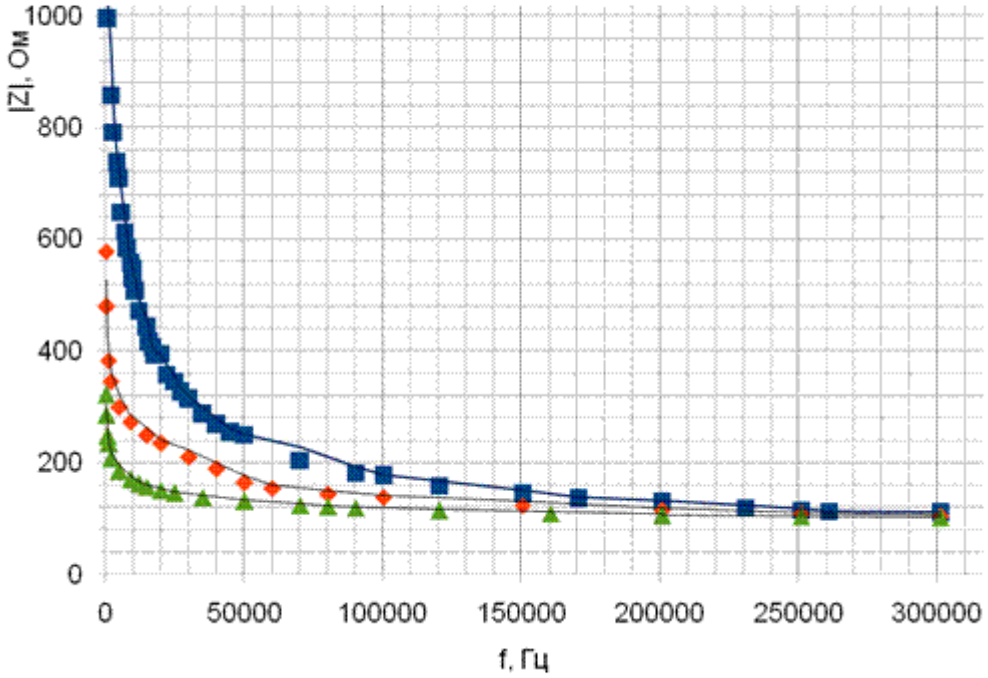


Рис. 2.4. Частотна залежність імпедансу |Z |(f): а - для еквівалентної схеми з різним співвідношенням активних та реактивних компонентів; δ – експериментальна залежність від біологічної тканини

Як уже зазначалося, і R, і C (і, отже, також Z) мають властивість дисперсії. Форма кривої дисперсії імпедансу (рис.2.4.) залежить від структурної цілісності та рівня обмінних процесів.

Спочатку ми розглянемо властивості ємності. Величина ємнісного (реактивного) опору конденсатора описується формулою $X_C = 1/\omega C$, і саме значення ємності для плоского конденсатора – $C = \varepsilon \cdot \varepsilon \cdot S / d$

Характеристикою реакції діелектричного середовища на електричне поле є відносна діелектрична проникність ε – це значення, яке визначає, у скільки разів сила електростатичного поля в даній точці середовища менша за силу електричного поля, яке генерується у вакуумі з такою ж суперпозицією зарядів, що генерують поле.

Поляризуючий вектор $\vec{P}$ - загальний дипольний момент на одиницю об’єму середовища ΔV.

$$\vec{P} = \sum_i p_i / \Delta V$$

В ізотропному середовищі вектор поляризації $\vec{P}$ паралельно вектору напруженості електричного поля $\vec{E}$ і пов’язані із стосунками :

$$\vec{P} = \varepsilon_0 \chi \vec{E},$$

де

$$\varepsilon = 1 + \chi.$$

Звідси легко помітити, що діелектрична проникність ε пов'язані з поляризацією $\vec{P}$ і напруженість поля E у співвідношенні:

$$\varepsilon = 1 + \vec{P} / (\varepsilon_0 \vec{E})$$

Таким чином, саме частотна залежність поляризації середовища $\vec{P}$ може пояснити особливості поведінки дисперсійної кривої реальної біологічної тканини.

Зі збільшенням частоти змінного струму (електричного поля) інтервал часу дії електричного поля (період $\approx 1 / 2$) зменшується. Якщо цей інтервал часу менший, ніж час релаксації τ певного типу поляризації, то цей тип поляризації мало чи не впливає на загальну величину поляризації. Це пояснює залежність діелектричної проникності біологічної тканини і, відповідно, імпедансу від частоти.

Для оцінки життєздатності тканини т.н. коефіцієнт поляризації:

$$K_{П} = \frac{Z_{НЧ}}{Z_{ВЧ}},$$

Де $Z_{НЧ}$ – значення імпедансу на низькій частоті (зазвичай близько 102 Гц); $Z_{ВЧ}$ – на високій частоті (>106 Гц).

Чим життєздатніша тканина $K_n > 1$, при тому що K_n тим більше рівень обмінних процесів і тим краще підтримується структурна цілісність тканини. Коли тканина відмирає K_n вона прагне до 1.

Таким чином, коли через живу тканину проходить змінний струм різної частоти, реєструється явище дисперсії електропровідності, оскільки опір живої тканини зменшується до певної граничної величини із збільшенням частоти струму. Це явище зумовлене неоднорідністю клітинних структур та цитоплазматичних речовин, а також структурованою організацією клітини. Під дією зовнішнього електричного поля всі заряджені частинки, молекули, іони та диполі, а також індуковані зарядом структури орієнтуються проти поля. Під час руху по полю іони накопичуються на внутрішній та клітинній мембранах. Всі ці фактори створюють реактивний (у нашому випадку ємнісний) опір Х зовнішньому електричному струму.

Коли частота струму змінюється, мембрани перезаряджаються, молекули переорієнтуються (тобто поляризація). Оскільки молекули та структури мають різні розміри та значення заряду, вони мають різний час релаксації τ. Тому зі збільшенням частоти струму ω деякі з них (особливо великі частинки) не встигають переорієнтуватися і не беруть участі у створенні внутрішньої ЕРС, внаслідок чого її значення зменшується. У першому наближенні ця теорія задовільно пояснює явище дисперсії електропровідності живої тканини, але не виявляє причин зміни її електропровідності за різних фізіологічних умов.

2.4 Що таке мікроконтролери - призначення, обладнання, програмне забезпечення

Мікроконтролер - це спеціальна мікросхема, призначена для управління різними електронними пристроями. Мікроконтролери вперше з’явилися того ж року, що і мікропроцесори загального призначення (1971).

Розробники мікроконтролерів запропонують унікальну ідею - обійдіть процесор, пам’ятайте, ПЗУ та інтерфейс знову з’являться Ці продукти для мікроконтролерів часто перевантажені виробництвом процесорів і необхідністю це робити.

Мікроконтролери виробляються десятками компаній. Випускаються не тільки сучасні 32-розрядні мікроконтролери, але також 16 і навіть 8-розрядні (як i8051 та аналоги). У кожній родині ви часто знайдете майже однакові моделі, які відрізняються швидкістю процесора та обсягом пам'яті.

Справа в тому, що мікроконтролери використовуються в основному у вбудованих системах, у іграшках, на верстатах, в побутовій техніці, в домашній автоматизації - скрізь, де вам не потрібна потужність процесора, а навпаки, баланс між ціною та достатнім функціоналом.

Ось чому найдавніші типи мікроконтролерів використовуються і сьогодні - вони можуть зробити багато: від автоматичного відкривання дверей і включення зрошення газону до інтеграції в систему розумного будинку. У той же час існують більш потужні мікроконтролери, здатні виконувати сотні мільйонів операцій в секунду і підключені до зубів периферійними пристроями. Вони мають відповідні ролі. Тому розробник спочатку оцінює завдання, а вже потім підбирає для нього відповідне обладнання.

На сьогоднішній день існує більше 200 модифікацій мікроконтролерів, сумісних з i8051, що випускаються десятками компаній, та великої кількості інших типів мікроконтролерів. Серед розробників - популярні 8-розрядні мікроконтролери PIC від Microchip Technology та AVR від Atmel, 16-розрядні мікропроцесори MSP430 від TI, а також 32-розрядні мікроконтролери ARM, розроблені ARM Limited та ліцензовані іншим компаніям. виробництво.



Рис.2.5. 16-розрядний 28-полюсний мікроконтролер PDIP PIC24

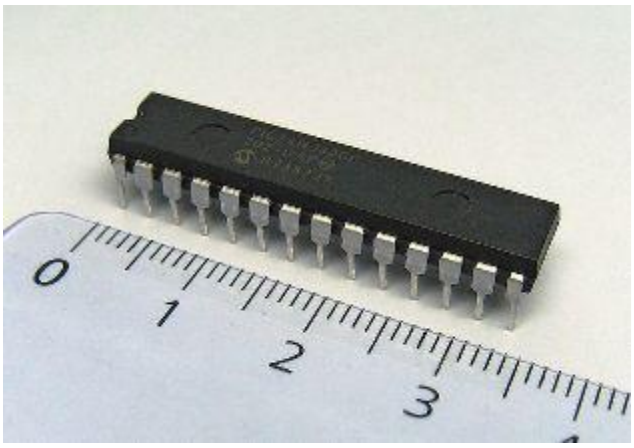


Рис.2.6. Мікроконтролер Atmel AVR ATmega8 у DIP-пакеті

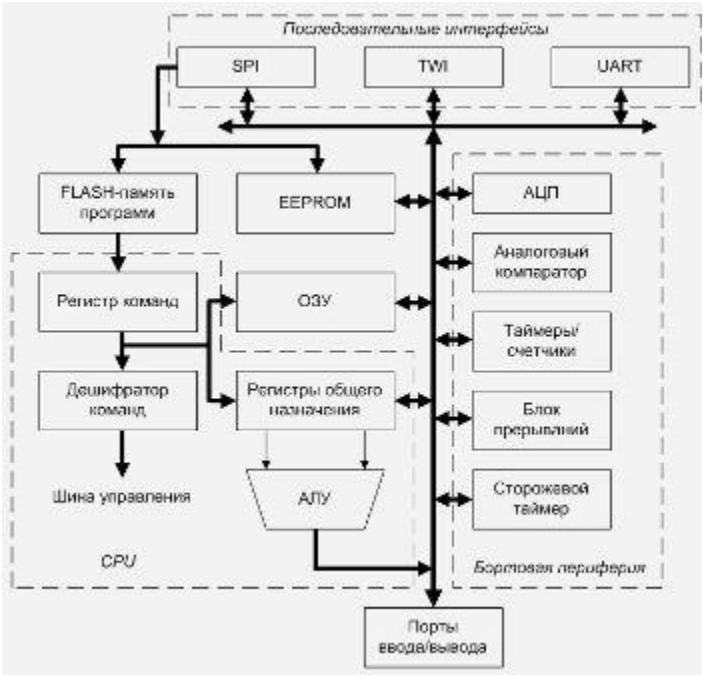


Рис.2.7. Пристрій мікроконтролера AVR

Мікроконтролер характеризується великою кількістю параметрів, оскільки це складний програмно керований пристрій та електронний пристрій (мікросхема). Префікс "мікро" у назві мікроконтролера означає, що він виконується з використанням мікроелектронної технології.

Під час роботи мікроконтролер зчитує та виконує команди з пам'яті або вхідного порту. Що означає кожна команда, визначається набором команд мікроконтролера. Система команд вбудована в архітектуру мікроконтролера, і виконання командного коду виражається у здійсненні певних мікроопераций внутрішніми елементами мікросхеми.

Мікроконтролери дозволяють гнучко керувати різними електронними та електричними пристроями. Деякі моделі мікроконтролерів настільки потужні, що можуть безпосередньо перемикати реле (наприклад, на гірляндах на ялинках).

Мікроконтролери зазвичай не працюють поодинці, а впаяні в ланцюг, де крім нього підключені екрани, входи клавіатури, різні датчики тощо.

Програмне забезпечення мікроконтролера може привернути увагу тих, хто любить "переслідування бітів", оскільки пам'ять у мікроконтролерах зазвичай становить від 2 до 128 кБ. Якщо менше, то вам доведеться писати на асемблері або Forte, якщо це можливо, то використовуйте спеціальні версії BASIC, Pascal, але в основному - C. Перед остаточним програмуванням мікроконтролер тестується в емуляторах - програмному чи апаратному.

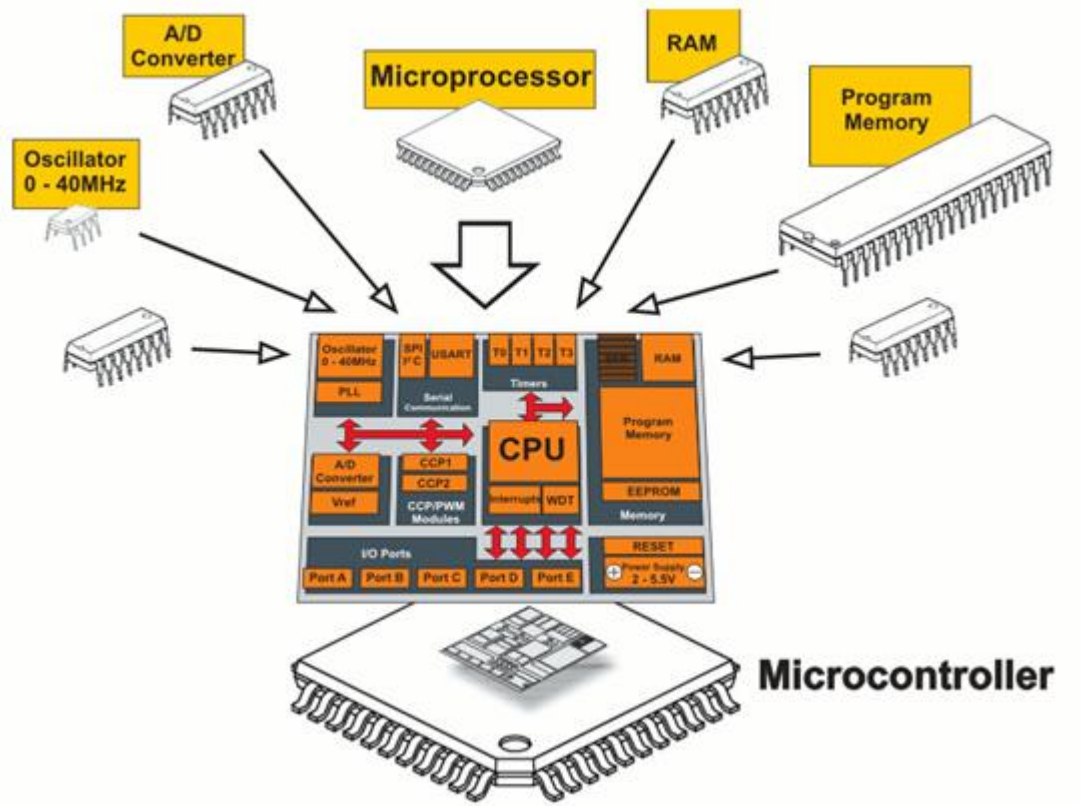


Рис.2.8. Мікроконтролер та його складові

Це може бути питання: чи є мікропроцесор та мікроконтролер просто різними назвами для одного пристрою, чи це все одно різні речі?

Мікропроцесор є центральним пристроєм кожного комп'ютера, виготовленого за інтегрованою технологією. Сама назва говорить про те, що саме в ньому відбуваються обчислювальні процеси. Щоб він став комп’ютером, хоч і не надто сучасним та потужним (згадайте аматорські конструкції Радіо-86 чи Сінклера), його потрібно доповнити зовнішніми пристроями. По-перше, це оперативна пам’ять та порти для введення / виведення інформації

Мікроконтролер має процесор, оперативну пам’ять, програмну пам’ять та набір периферійних пристроїв, які перетворюють процесор у повністю функціональний комп’ютер. За старою термінологією радянських часів такі пристрої називали одночиповими мікрокомп’ютерами. Але, як відомо, радянські комп’ютерні технології зайшли в глухий кут, а разом з ними і OMEVM.

Іноземні комп’ютерні технології не стояли на місці, саме тому OMEVM стали називати контролерами. Насправді контролери виявилися дуже придатними для управління різними пристроями, хоча і не дуже складними.

Центральним процесором кожного комп'ютера є хост-комп'ютер. Хоча комп'ютер не призначений виключно для обчислення навантажень, основним блоком у ньому є процесор. Але це не просто комп’ютер, який має процесор.

Якщо ви задумаєтесь і придивитесь уважніше, то виявите, що процесори використовуються в більшості побутових приладів. Тільки є не такі процесори, як у комп’ютері, а мікропроцесори і навіть мікроконтролери.

Отже, що таке мікроконтролер і чим він відрізняється від самого процесора, чи це абсолютно різні електронні компоненти?

Великі інтегральні схеми або високоінтегровані мікросхеми є процесорами. Мікропроцесори - це, по суті, ті самі процесори, але префікс "мікро" визначає, що вони менші за свої "великі" аналоги. В історичні часи процесор із своїми розмірами міг займати більше однієї кімнати, доречно позначати їх як вимерлі макропроцесори динозаврів, щоб їх можна було якось навести порядок у сучасній концепції електроніки.

Мікропроцесор має зменшені розміри та зібраний процесор, який займає менше місця і може бути розміщений у більш компактному виробі. Однак сам процесор не може зробити нічого, крім передачі даних між регістрами та виконання деяких арифметичних та логічних операцій над ними.

Для того, щоб мікропроцесор передавав дані в пам’ять, ця пам’ять повинна бути присутнім або на самому кристалі, на якому розташований сам елемент процесора, або вона повинна бути підключена до зовнішньої пам’яті довільного доступу, виготовленої у вигляді окремого кристала або модуля.

Крім пам'яті, процесор повинен взаємодіяти із зовнішніми пристроями - периферійними пристроями. В іншому випадку, яких переваг можна очікувати від змішування та переміщення даних туди-сюди. Сенс виникає, коли процесор взаємодіє з пристроями вводу-виводу. Комп’ютер має клавіатуру,

маніпулятор миші та пристрої відображення, такі як дисплей, додатково принтер і, наприклад, сканер, знову для введення інформації.

Для управління пристроями вводу-виводу необхідні відповідні балансувальні схеми та елементи. На їх основі реалізований так званий інтерфейс. На їх основі реалізуються інтерфейсні так звані апаратні засоби. Методи взаємодії з елементами інтерфейсу передбачають наявність схем портів вводу / виводу, декодерів адрес та драйверів шини з буферними схемами для збільшення навантажувальної здатності мікропроцесора.

Інтеграція процесора з усіма необхідними додатковими елементами для заливки цього продукту в якусь цілісну конструкцію призводить до створення мікроконтролера. Мікросхема або мікросхема мікроконтролера реалізує схеми процесора та інтерфейсу на одному масиві.

Самодостатній чіп, який містить майже все, що потрібно для виготовлення готового виробу, і є прикладом типового мікроконтролера. Наприклад, електронний наручний годинник або будильник має всередині мікроконтролер, який реалізує всі функції такого пристрою. Окремі периферійні пристрої підключені безпосередньо до ніжок мікросхеми мікроконтролера, або разом використовуються інші елементи або мікросхеми малого або середнього ступеня інтеграції.

Мікроконтролери широко використовуються у виробах, що містять всю систему в єдиній мініатюрній мікросхемі, яку часто називають мікрогрупою. Наприклад, «розумна» кредитна картка містить мікроконтролер всередині пластикової підставки. Планшет у дверцятах також містить мікроконтролер всередині. А приклади використання та застосування мікроконтролерів настільки великі в сучасному світі, що легко виявити наявність контролера в будь-якому більш-менш інтелектуальному пристрої - від іграшки до бездротової гарнітури для мобільного телефону.

2.5 Швидке перетворення Фур'є

Цифрова робоча сила викривача призначена для створення виразного перетворення чури. Для часткового подання сигналу помножується необхідний розмір кількості операцій.

У 1965р винайдено швидке перетворення Фур'є, істотно зменшує кількість операцій множення.

$$X(jk\omega_1) = \sum_{n=0}^{N-1} x(nT) e^{-j\frac{2\pi nk}{N}} \quad (1)$$

пряме перетворення Фур'є.

$$x(nT) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(jk\omega_1) e^{j\frac{2\pi nk}{N}} \quad (2)$$

обратное перетворення Фур'є.

При прямому перетворенні Фур'є:

$$A(k) = \sum_{n=0}^{N-1} a(n) W^{-nk} \quad (3)$$

де $W = e^{j\frac{2\pi}{N}}$

$$A(k) = X(jk\omega_1); \quad a(n) = x(nT)$$

При зворотному перетворенні Фур'є:

$$A(k) = \frac{1}{N} x(nT); \quad a(n) = X(jk\omega_1)$$

На виході ШПФ замініть пряме і зворотне перетворення Фур'є формулою (3), де:

a(n) – сигнали відліку в тимчасовій області,

A(k) – відліки в частотної області досліджуваного сигналу.

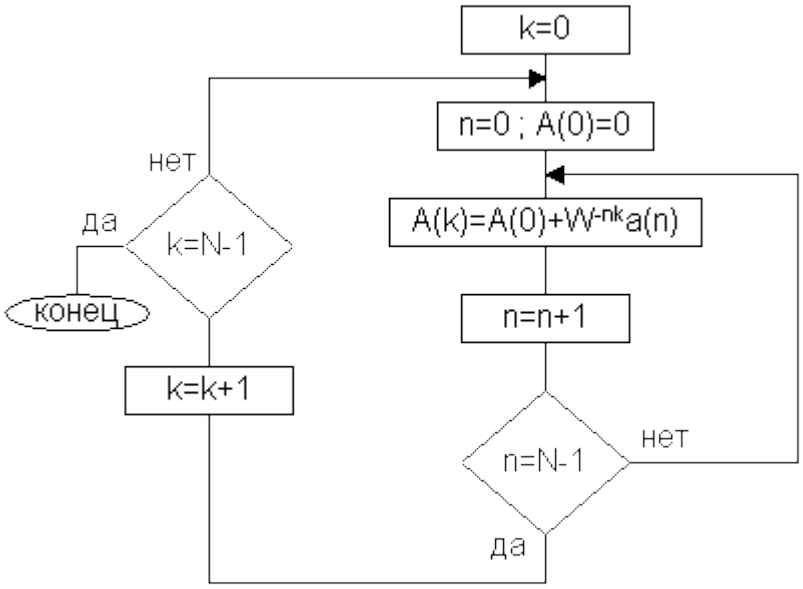


Рис.2.9. Загальний алгоритм обчислення DFT

Проаналізуємо загальний алгоритм обчислення DFT та зворотного DFT.

$Q_{общ}$ – операции умножения

$Q_{общ} = N^2$

При обчисленні ваг функції $W = e^{j\frac{2\pi}{N}}$ багато значень цієї функції дублюються, при обчисленні обчислення точки N

Значення DFT $\frac{N}{2}$, W надлишкові. Проаналізуємо поведінку ваг функціъ для N = 8.

$N = 8 W^0 = 1$

$$W^{-1} = e^{-j\frac{2\pi}{8}} = e^{-j\frac{\pi}{4}}$$

$$W^{-2} = e^{-j\frac{\pi}{2}}$$

$$W^{-3} = e^{-j\frac{2\pi}{8}3} = e^{-j\frac{3\pi}{4}}$$

$$W^{-4} = e^{-j\frac{2\pi}{8}4} = e^{-j\pi} = -1$$

$$W^{-5} = e^{-j\frac{2\pi}{8}5} = e^{-j\frac{2\pi}{8}4} \cdot e^{-j\frac{2\pi}{8}} = -W^{-1}$$

$$W^{-6} = e^{-j\frac{2\pi}{8}6} = -W^{-2}$$

$$W^{-7} = e^{-j\frac{2\pi}{8}7} = -W^{-3}$$

При аналізі поведінки ваговій функції видно наступна закономірність: $\frac{N}{2}$ значень вагової функції (перші значення рівні наступним $\frac{N}{2}$ ваговій функції, взятих зі знаком "-").

Таблиця 2.3.

nk	0	1	2	3	4	5	6	7
W^{-nk}	1	W^{-1}	W^{-2}	W^{-3}	-1	$-W^{-1}$	$-W^{-2}$	$-W^{-3}$

Використовуємо властивість ваговій функції для зменшення операцій множення. Для цього розіб'ємо послідовність прямого перетворення Фур'є на парні і непарні складові.

$$A(k) = \sum_{n=0}^{N-1} a(n)W^{-nk} = \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} a(2n)W^{-2nk} + \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} a(2n+1)W^{-(2n+1)k} =$$
$$= \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} a(2n)W^{-2nk} + W^{-k} \cdot \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} a(2n+1)W^{-2nk} = B(k) + W^{-k} \cdot C(k)$$

Для отримання восьміточечного ДПФ, виходячи з нижче такої формули, скористаємося такою структурою:

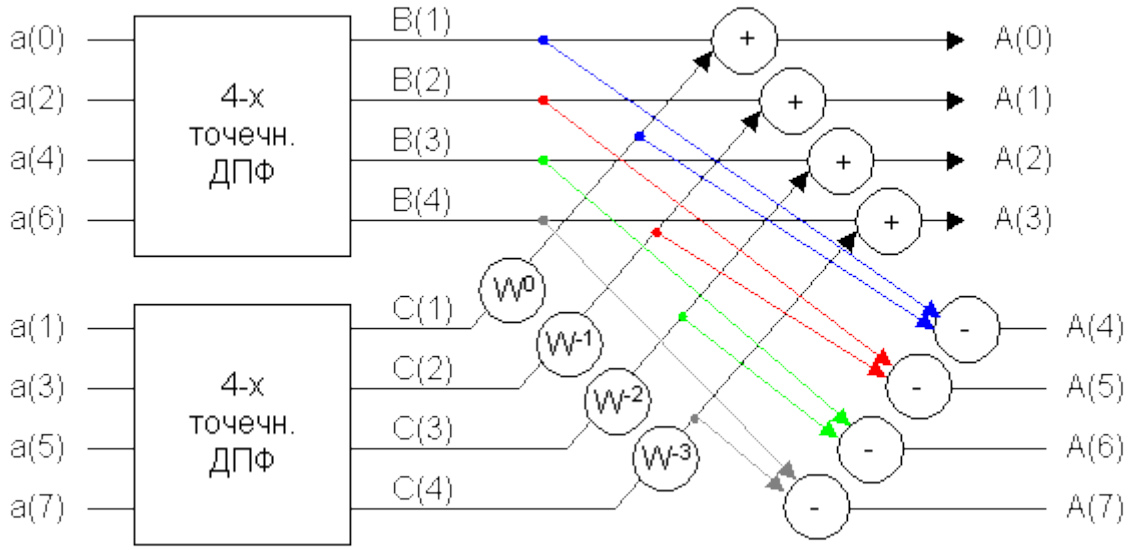


Рис.2.10. Структура восьміточечного ДПФ

$$A(4) = B(1) + C(1) \cdot W^{-4} = B(1) - W^{0} \cdot C(1)$$

$$Q_{заг} = \left(\frac{N}{2}\right)^2 + \left(\frac{N}{2}\right)^2 + N = \frac{N^2 + N^2 + 4N}{4} = \frac{N^2}{2} + N$$

Виходячи з перетворення 4-х точкового ДПФ, зробимо перетворення до 2-х точкового ДПФ. Тоді структура буде наступна:

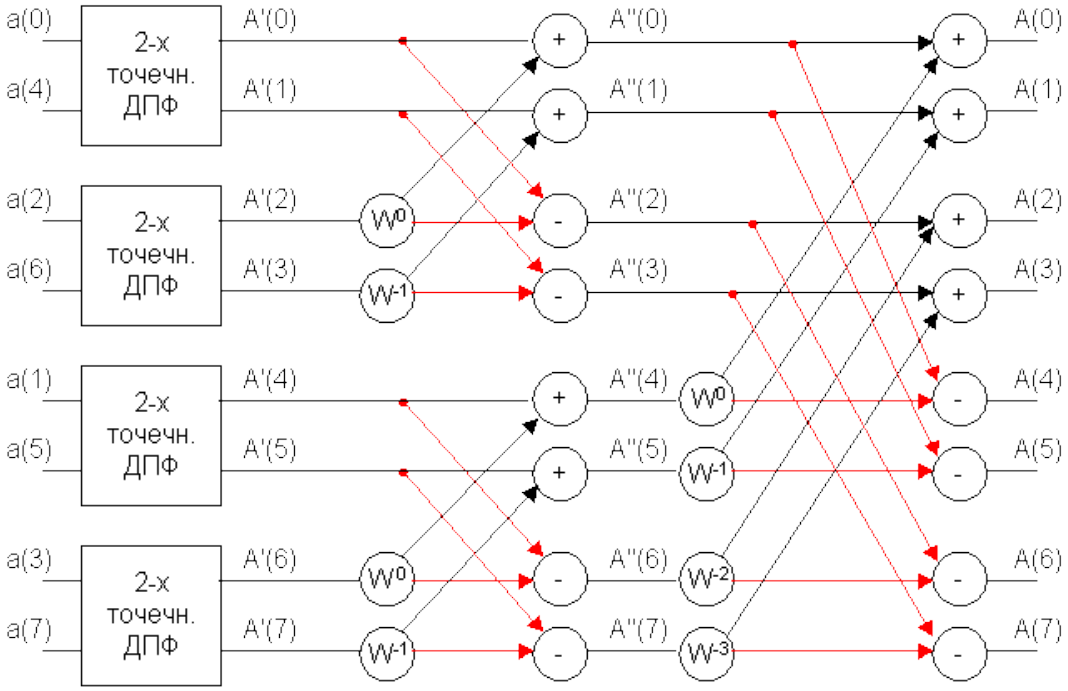


Рис.2.11. Структура перетворення 4-х точкового ДПФ

При перетворенні 8-ми точкового ДПФ в 2-х точкове істотно скорочується кількість множень. Перша стадія перетворення 2-х точкового ДПФ вироджується в структуру:

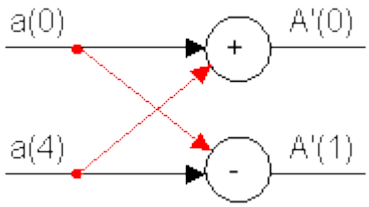


Рис.2.12. Перша стадія перетворення 2-х точкового ДПФ

Структура БПФ передбачає заміну операції множення на операцію підсумовування або віднімання. При виконанні операції підсумовування або віднімання потрібно істотно менше часу, ніж для операції множення.

Для реалізації ШПФ відліки підлягають перетворенню повинні подаватися в инверсно-кодованому вигляді.

Таблиця 2.4.

“n”текущ.	000	001	010	011	100	101	110	111
БПФ	000	100	010	110	001	101	011	111

Коли сигнал подається у зворотно кодованій формі, ми отримуємо еквівалентну дзеркальну інверсію бітових значень. Якщо зразки розміщені симетрично, перетворення не потрібно.

Для операцій зворотного кодування необхідно відображати вихідну послідовність чисел. Апаратна реалізація перекодується в двійкову інверсію.

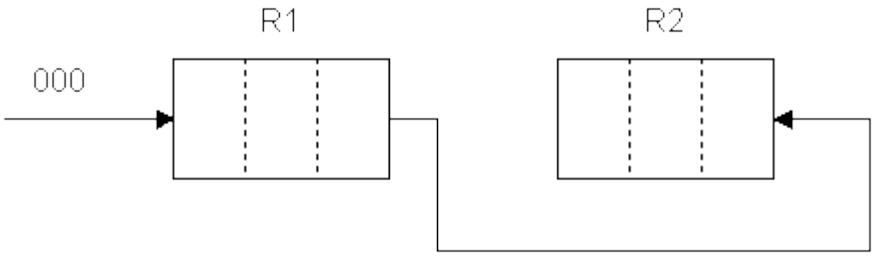


Рис.2.13.

Таблиця 2.5.

N^0 такта	P1	P2	P3	N^0 такта	P1	P2	P3
1	0			4			¬0
2	0	0		5		0	0
3	0	0	0	6	0	0	0

Кодова комбінація з трьох нулів надходила до запису реєстру R1. Після шестигодинних циклів регістр R2 також міститиме послідовність із трьох нулів.

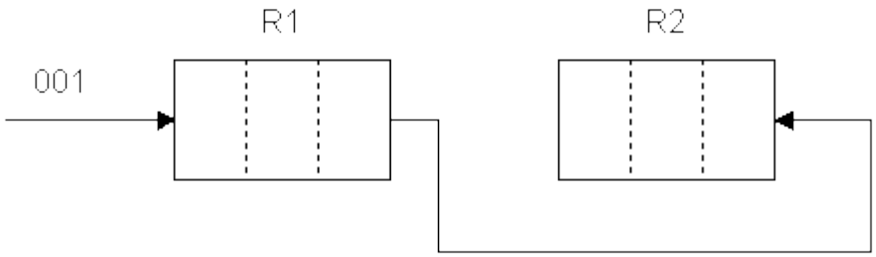


Рис.2.15.

Таблиця 2.6.

N^0 такта	P1	P2	P3	N^0 такта	P1	P2	P3
1	1			4			1
2	0	1		5		1	0
3	0	0	1	6	1	0	0

Якщо кодові слова не є симетричними (1, 4, 6), тоді вони перетворюються у двійково-обернену кодовану форму.

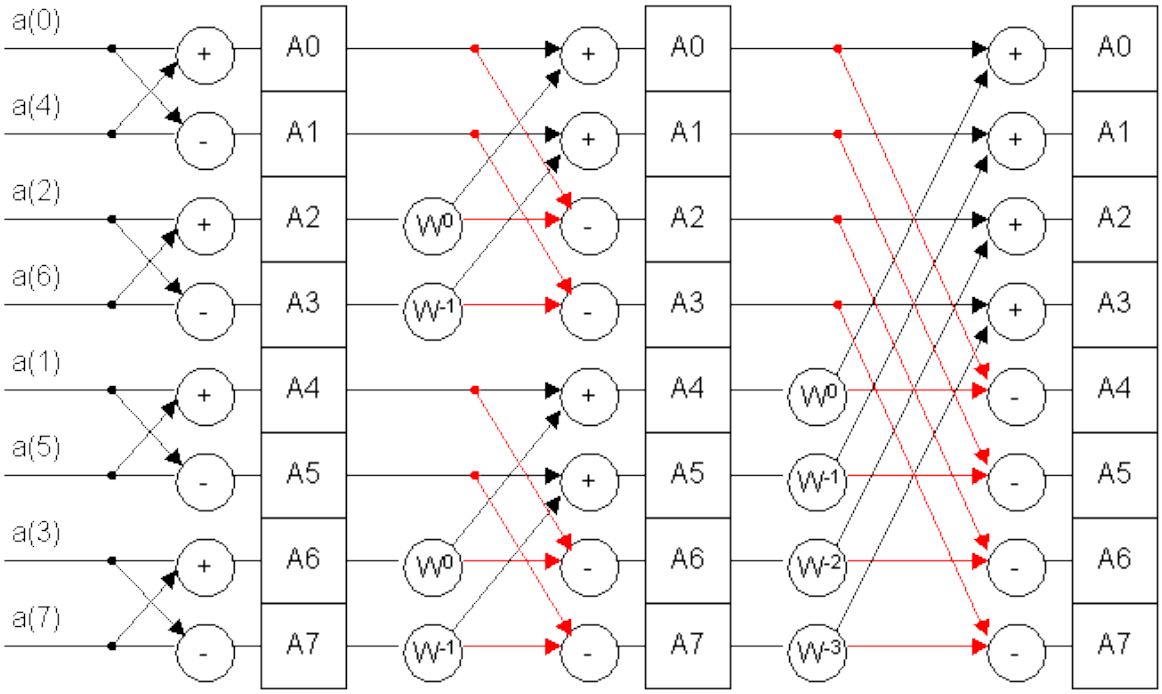


Рис.2.16.

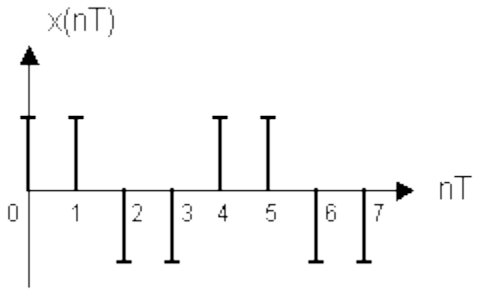
$$W = e^{j\frac{2\pi}{N}}$$

Після кожної фази перетворення отримується поле, позначене A0 - A7. Оскільки результати попередніх обчислень використовуються один раз у наступних обчисленнях, нові значення A0 - A7 обчислюються замість попередніх значень A0 - A7, зменшуючи обсяг пам'яті.

У кожній фазі число N змінюється. Для спрощення обчислення та загального алгоритму передбачається, що N дорівнює у всіх фазах початковому значенню зразків, що перетворюються.

Приклад:

За допомогою ШПФ обчисліть спектральний склад часової послідовності, представленої у вигляді:



$x(nT) = \{1; 1; -1; -1; 1; 1; -1; -1\}$

Рис.2.17. Спектральний склад часової послідовності

$X(jk\omega_1) = \{0; 0; 4-4j; 0; 0; 0; 4+4j; ?; 0\}$

$m = \log_2 N$

r – кількість пар $(4 \div 1)$

m – кількість етапів перетворення

r – поточне значення обчислюється пар

3 РОЗРОБКА СИСТЕМИ ТА ЇЇ ПРАКТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ

3.1 Опис будови та алгоритму роботи нітратомеру

Створений прилад має три логічні складові (рис. 3.1): вимірювальну частину, BLE (Bluetooth Low Energy) частину та блок живлення.

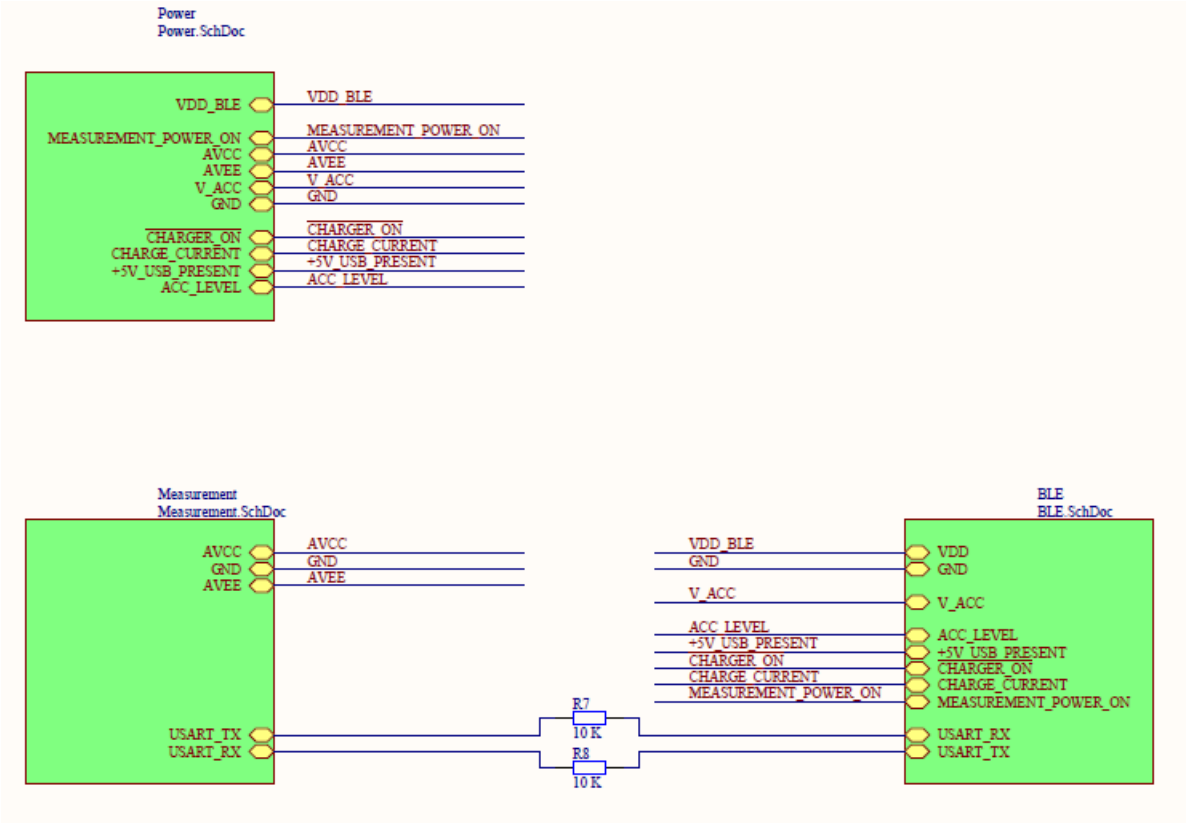


Рис. 3.1. Структурна схема нітратомеру

3.2 Вимірювальна частина нітратомеру

Вимірювальна частина приладу побудована на сучасній елементній базі, а саме із використанням мікроконтролерної техніки та різноманітних схем на ОП (операційних підсилювачах) та зображена на рис. 3.2.

Принцип вимірювання концентрації нітратів базується на вимірюванні модуля повного електричного імпедансу органічних тканин на різних частотах електричного сигналу. Для визначення модуля імпедансу через органічні тканини прилад пропускає визначений струм, який являє собою суперпозицію синусоїдальних складових різних частот та однакової амплітуди. Одночасно прилад протягом певного часу періодично вимірює падіння напруги на зразку

та зберігає отриманий сигнал. На наступному кроці над масивом отриманих даних виконується швидке перетворення Фур'є. У результаті ми отримаємо амплітуди кожного із синусоїдальних сигналів напруги, присутніх у оцифрованому сигналі.

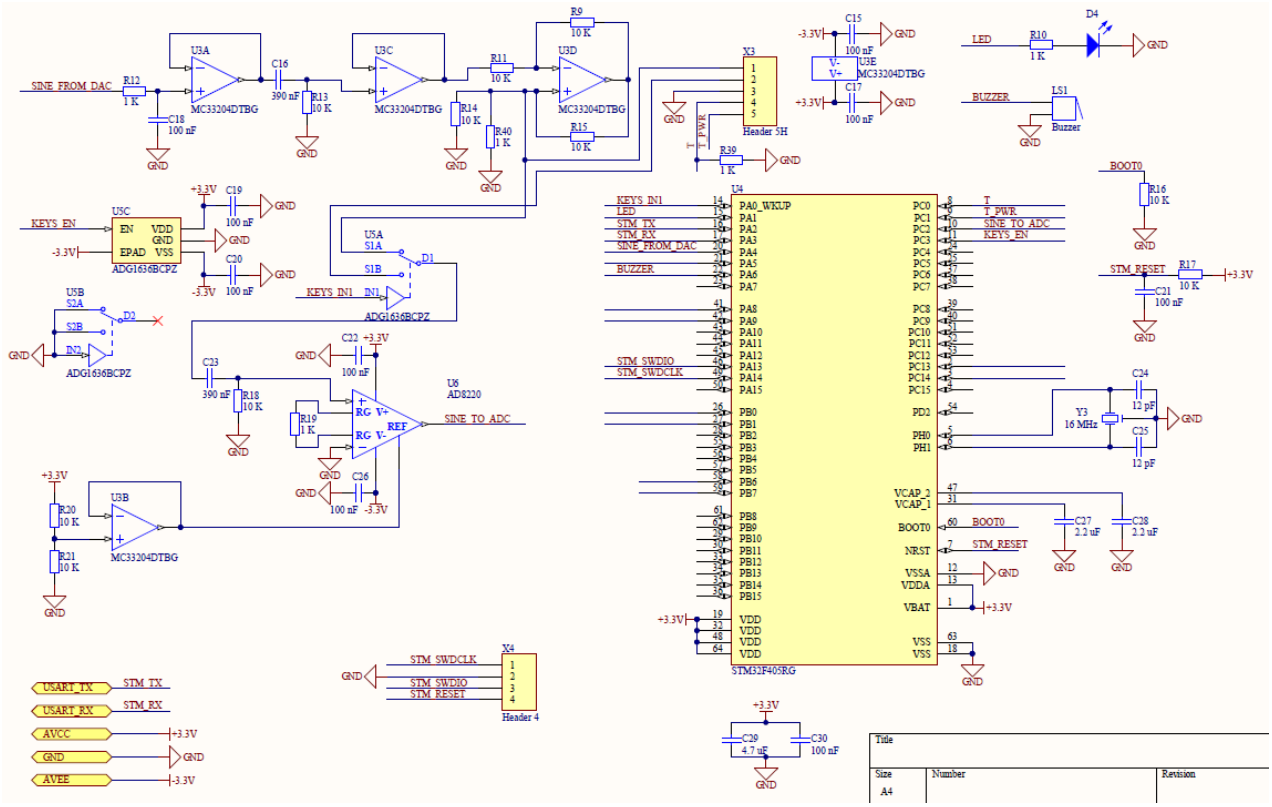


Рис. 3.2. Електрична схема вимірювальної частини нітратомеру

Для кожної із частот ми вираховуємо значення модуля повного імпедансу органічної тканини як відношення амплітуди синусоїдальної напруги до амплітуди струму.

Джерело струму виконане на ОП U3D. Дане схемне рішення є перетворювачем напруга-струм та виробляє струм, пропорційний за величиною вхідній напрузі. Вхідна напруга, у свою чергу, має містити усі необхідні гармоніки. Сигнал із необхідними складовими формується за допомогою цифро-аналогового перетворювача (ЦАП) мікроконтролера U4. ЦАП у мікроконтролері U4 є однополярним та здатний формувати лише додатні потенціали. Щоб видалити із сигналу ЦАП постійну складову та зробити його біполярним у схему введений диференційний ланцюг (C16, R13). Інтегрційний ланцюг (R12, C18) уведений у схему з метою зменшити

високочастотні шуми, джерелом яких є мікроконтролер. Мікросхеми U3A та U3C утворюють повторювачі для узгодження вихідних та вхідних імпедансів попереднього та наступного електричних каскадів. Описані схемні рішення дозволяють джерелу струму на ОП U3D формувати біполярний струм, пропорційний за величиною напрузі, яку формує ЦАП. Сигнал ЦАП є суперпозицією трьох синусоїдальних сигналів рівної амплітуди із частотами 5, 10 та 30 кГц.

Електроди, які під час вимірювання знаходяться у речовині продуктів харчування, під'єднуються до роз'єму X3. Номінали елементів у обв'язці генератора струму на базі U3D забезпечують амплітудне значення струму, рівне 50 мкА.

Одночасно із пропусканням струму крізь тканини мікроконтролер U4 за допомогою вбудованого аналогово-цифрового перетворювача оцифровує падіння напруги на зразку. Сигнал попередньо підсилюється за допомогою інструментального підсилювача U6. Як і ЦАП АЦП також є однополярним та здатний сприймати лише додатні потенціали. Щоб зсунути досліджуваний сигнал в область додатних потенціалів, до сигналу додається постійна складова, рівна половині додатної напруги живлення. За це зміщення відповідає ланцюг R20, R21, U3D.

Після обробки оцифрованого сигналу за алгоритмом швидкого перетворення Фур'є мікроконтролер розраховує модуль імпедансу органічної тканини для кожної із частот, присутніх у сигналі, сформованому ЦАП.

Для встановлення відповідності між величиною імпедансу та концентрацією нітратів прилад спочатку проходить етап калібрування у лабораторних умовах, де вимірюється імпеданс для декількох заздалегідь відомих концентрацій нітратів, у томи числі й максимально допустимих [1].

3.3 BLE частина нітратомеру

Створений прилад для зв'язку із оточенням має інтерфейс BLE 40. Для цього у схему пристрою уведений мікроконтролер U1 з апаратним BLE

інтерфейсом зв’язку (рис. 3.3). Завдяки написаній програмі мікроконтролер U1 працює у режимі BLE peripheral, що дає змогу BLE central пристроям (наприклад, мобільним телефонам та планшетам) приєднуватись до нітратомеру та зчитувати результати вимірювання.

Пристрої, що використовують BLE з низьким енергоспоживанням споживають менше енергії, ніж інші бездротові інтерфейси. У багатьох випадках пристрої працюють більше року на одній мініатюрної батарейці типу таблетка без підзарядки. Таке низьке споживання енергії забезпечується принципом роботи цього інтерфейсу. Найважливішим в BLE є те, що пристрої зв'язку вміють переходити в синхронний режим роботи. Іншими словами, пристрої сплять 99% часу, потім прокидаються на дуже короткий час, обмінюються інформацією і знову засинають. У режимі сну споживання мікроконтролера U1 складає лише десяті мікроампер.

Окрім забезпечення бездротової комунікації із іншими BLE пристроями, програма мікроконтролера U1 також відповідає за:

- організацію заряду акумулятора, що є джерелом живлення пристрою, при приєднанні до зовнішнього джерела живлення 5 В;
- світлодіодну та звукову індикацію під час роботи пристрою;
- енергозбереження у режимі сну шляхом відключення непотрібної у даний момент периферії, у тому числі за повне знеживлення вимірювальної частини пристрою;

оновлення програмного забезпечення як для себе (U1), так і для мікроконтроллера U4, який відповідає за вимірювання концентрації нітратів та математичні розрахунки.

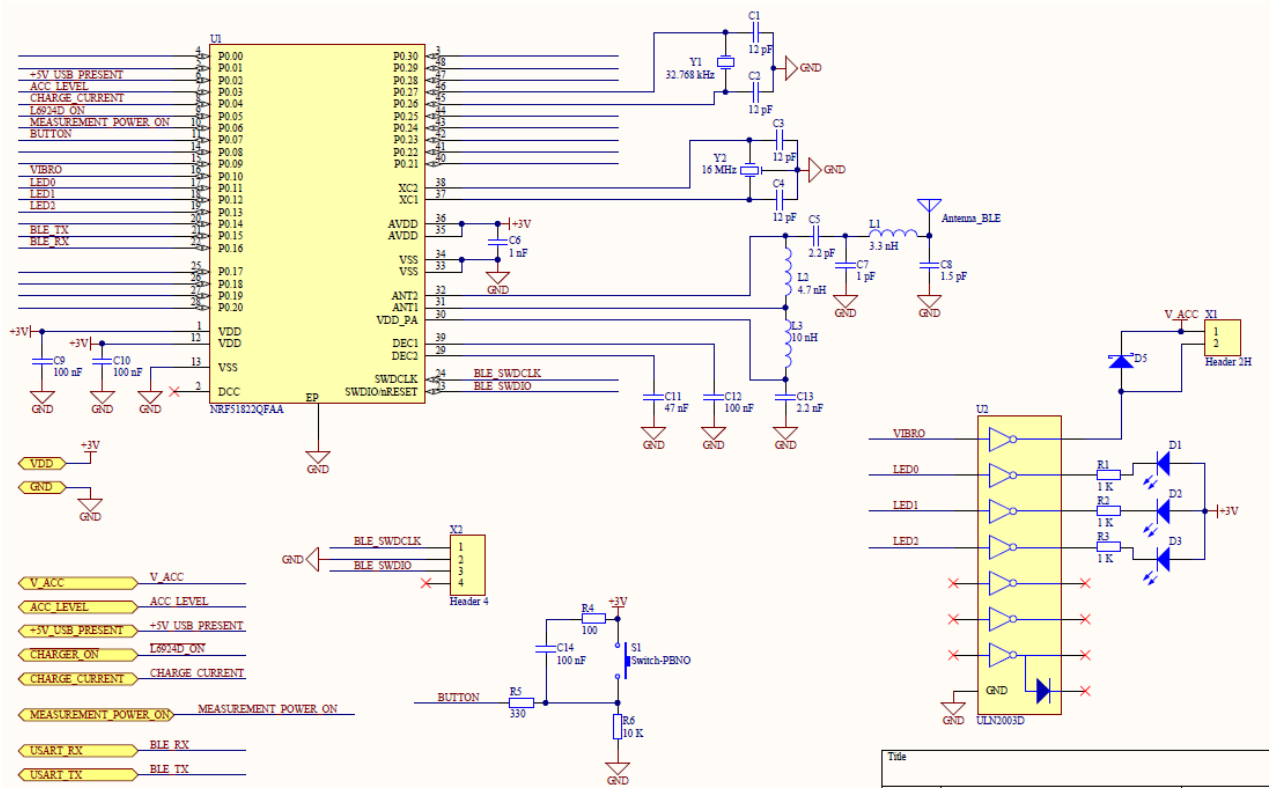


Рис. 3.3. Електрична схема BLE частини нітратомеру

ВИСНОВКИ

В результаті виконання дипломної роботи розроблені схемні рішення, спроектований і виготовлений прототип приладу для визначення концентрації нітратів у продуктах харчування із наступними характеристиками:

- за принципом дії прилад базується на вимірюванні модуля повного електричного імпедансу органічних тканин;
- амплітудне значення струм, який під час процесу вимірювання проходить через тканини, не перевищує 50 мкА;
- вимірювання імпедансу ведеться одночасно на трьох частотах: 5, 10 та 30 кГц;
- похибка вимірювання імпедансу складає 0,1 Ом;
- час вимірювання не перевищує двох секунд

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. А.С.Пресман «Электромагнитные поля и живая природа», М.: Наука, 1968, с. 33,34, рис. 12

2. «Биофизика» под редакцией Б.Н.Тарусова и О.Р.Кольс, М.: Высшая школа, 1968, с. 191

3. https://www.equipnet.ru/articles/tech/tech_54358.html

4. https://brom.ua/stati/nitratomery-refraktometry/kak-izmerit-soderzhanie-nitratov-nitratomer-podskazhet

5. https://studopedia.info/10-9364.html

6. https://siblec.ru/telekommunikatsii/tsifrovaya-obrabotka-signalov/32-bystroe-preobrazovanie-fure

7. http://window.edu.ru/resource/037/28037/files/petrsu019.pdf

8. https://studfile.net/preview/5363471/page:14/

9. https://bit.ua/2014/05/nitrates/

10. http://electrik.info/main/automation/549-chto-takoe-mikrokontrollery-naznachenie-ustroystvo-princip-raboty-soft.html11.http://www.smarthof.ru/catalog/shop/siemens-sbt/datchiki-osveshchennosti/

12. https://siblec.ru/telekommunikatsii/tsifrovaya-obrabotka-signalov/32-bystroe-preobrazovanie-fure