

Державний вищий навчальний заклад
«Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника»
Фізико-технічний факультет
Кафедра комп'ютерної інженерії та електроніки

Магістерська робота
на тему
Проектування комп'ютеризованої системи імпедансного томографа

Виконав: студент групи КІ(м)-21
напряму підготовки
123 Комп'ютерна інженерія
Хромишин Н. І.

Керівник: к.ф.-м.н., доцент Терлецький А. І.

Рецензент: к.ф.-м.н., проф. Гарпуль О.З.

м. Івано-Франківськ

2021

АНОТАЦІЯ

В даній магістерській кваліфікаційній роботі розроблено комп'ютеризовану систему керування імпедансним томографом.

Розроблено систему передачі, збереження і обробки досліджуваної інформації при дослідженні організму людини методом імпедансної томографії, який базується на вимірюванні інформації про розподіл електричної провідності живої тканини в об'ємі організму людини та перетворенні її в цифровий код, при зчитуванні з пам'яті комп'ютера та автоматизованого відображення, реєстрації і обробки отриманих даних з метою встановлення діагнозу.

Розроблена система може бути використана в складі томографів для обладнання багатопрофільних медичних закладів, поліклінік та науково-дослідних установ медичного спрямування.

| | | | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|--------------------|------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | Арк. |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата | | 3 |

ABSTRACT

In this master's thesis, a computerized control system for impedance tomography has been developed.

A system of transmission, storage and processing of the studied information in the study of the human body by impedance tomography, which is based on measuring information about the distribution of electrical conductivity of living tissue in the human body and converting it into digital code, when reading from computer memory and automated display, registration and processing of the received data for the purpose of diagnosis.

The developed system can be used as a part of tomographs for the equipment of multidisciplinary medical institutions, polyclinics and research institutions of a medical direction.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 4 |

Державний вищий навчальний заклад
 «Прикарпатський національний університет імені Василя Стефаника»
 Фізико-технічний факультет
 Кафедра «Комп'ютерної інженерії та електроніки»

Пояснювальна записка

до магістерської роботи

на тему:

Проектування комп'ютеризованої системи імпедансного томографа

| | | | | | | | | | | |
|------------------|------------------------|-----------------|---------------|-------------|-----------------------------|--|--|-------------|--------------|----------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | | | | | |
| <i>Змін</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | <i>Пояснювальна записка</i> | | | <i>Арк.</i> | <i>Аркуш</i> | <i>Аркушіє</i> |
| <i>Розробив</i> | <i>Хромішин Н.І.</i> | | | | | | | 4 | 72 | |
| <i>Перевірив</i> | <i>Терлецький А.І.</i> | | | | | | | | | |
| <i>Н. Контр.</i> | | | | | | | | | | |
| <i>Затверд.</i> | | | | | | | | | | |

ЗМІСТ

| | |
|---|----|
| ВСТУП..... | 7 |
| 1. АНАЛІТИЧНИЙ РОЗДІЛ..... | 9 |
| 1.1. Загальні поняття про томографію..... | 9 |
| 1.2. Класифікація видів томографії..... | 10 |
| 1.3. Комп'ютерна томографія..... | 12 |
| 1.4. Електрична імпедансна томографія..... | 15 |
| 1.5. Особливості електроімпедансної томографії..... | 17 |
| 1.6. Математичні методи розв'язку задач томографії..... | 19 |
| 1.6.1. Дискретне перетворення Фур'є..... | 19 |
| 2. ОБГРУНТУВАННЯ ВИБОРУ АПАРАТНИХ МОДУЛІВ ТА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ІМПЕДАНСНОГО ТОМОГРАФА..... | 22 |
| 2.1. Розробка структурної схеми комп'ютерного інтерфейсу імпедансного томографа..... | 22 |
| 2.2. Вибір типу апаратної частини комп'ютеризованої системи імпедансного томографа..... | 25 |
| 2.2.1. Вибір мікропроцесора..... | 25 |
| 2.2.2. Вибір аналого-цифрового перетворювача..... | 32 |
| 2.3. Вибір середовища проектування Xilinx ISE..... | 35 |
| 3. ПРОЕКТУВАННЯ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ІМПЕДАНСНОГО ТОМОГРАФА..... | 39 |
| 3.1. Розрахунок принципової схеми генератора синхроімпульсів..... | 39 |
| 3.2. Розрахунок принципової схеми смугового фільтра..... | 42 |
| 3.3. Розрахунок принципової схеми диференціального підсилювача..... | 47 |
| 3.4. Проектування принципової схеми АЦП..... | 49 |
| 3.5. Проектування принципової схеми регістрів пам'яті та схеми комутації електродів..... | 52 |
| 3.6. Проектування смугового фільтра комп'ютеризованої системи імпедансної томографії..... | 55 |

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 5 |

ВИСНОВКИ.....66

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....67

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 6 |

ВСТУП

На сьогоднішній день інформаційні технології проникли в різні області науки та техніки та дозволяють автоматизувати виконання відповідних процесів, які є досить важливими для життя людини. Особливо актуальним є застосування апаратного та програмного забезпечення інформаційних комп'ютерних систем в медичній області, зокрема дослідження біологічних об'єктів людського організму (клітин, тканин, органів, систем органів живого організму) та розроблення засобів для їх візуального обстеження та реєстрації відповідних змін. Особливо важливим ж розроблення методів дослідження організму людини шляхом мінімізації впливу процедури обстеження на живий організм, такі методи мають значні переваги, зокрема вони є нетравматичними для живого організму, мають можливість отримання зображень в різних анатомічних проекціях (площинах) 3D – зображень, тощо.

Важливою властивістю медичної апаратури є її неінвазивність, що дає можливість реєструвати інформацію про біологічний об'єкт таким чином, що не відбувається певних процесів руйнування клітин організму чи його структури, а також не має впливу на його фізіологічні процеси.

Якщо виходити з безсумнівної тези про те, що здоров'я людини є однією з найпріоритетніших цінностей, то розробка технічних засобів і технологій для його збереження й зміцнення є однією із пріоритетних завдань сучасного суспільства. Вирішення даного завдання можливе при швидкому розвитку методів біоінженерії, розробки високоякісної медичної техніки й нових високоефективних медичних технологій.

З цього витікає, що без впровадження комп'ютерних засобів у медико - біологічні технології не можливо отримати швидко і достовірно необхідні результати. Одним із сучасних медико-технічних методів є метод комп'ютерної томографії. Діагностичні системи комп'ютерної томографії, які використовують для зняття інформації слабкі електричні поля змінного струму називаються імпедансними томографами. Тому розроблення методів виявлення біологічних об'єктів, апаратного і програмного забезпечення є актуальною

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 7 |

задачею.

Метою магістерської кваліфікаційної роботи є розробка спеціалізованої системи комп'ютеризації імпедансного томографа. При цьому розробляються засоби збору і перетворення інформації, яка визначається при дослідженні організму людини методом імпедансної томографії; розробляється система передачі і накопичення, збереження і обробки цієї інформації.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 8 |

1. АНАЛІТИЧНИЙ РОЗДІЛ

1.1. Загальні поняття про томографію

Томографія (від грецького - перетин) - метод неруйнівного пошарового дослідження внутрішньої структури об'єкта дослідження з використанням процесу багаторазового просвічування тканин в різних задаючих пересічних напрямках.

У класичному трактуванні під томографією розуміється метод рентгенологічного дослідження, за допомогою якого можна робити знімок шару, що лежить на певній глибині досліджуваного об'єкта. Даний метод був запропонований Бокажем через кілька років після відкриття рентгенівських променів і був заснований на переміщенні двох із трьох компонентів (рентгенівська трубка, рентгенівська плівка, об'єкт дослідження). Найбільше поширення отримав метод зйомки, при якому досліджуваний об'єкт залишається нерухомим, а рентгенівська трубка і касета з плівкою узгоджено переміщуються в протилежних напрямках. При синхронному русі трубки й касети, тільки необхідний шар виходить чітким на плівці, тому що тільки його внесок у загальну тінь залишається нерухомим щодо плівки, все інше змазується, майже не заважаючи проводити аналіз отриманого зображення. В той же час частка даного методу у світових дослідженнях зменшується у зв'язку з його низькою інформативністю.

Обчислювальна (комп'ютерна) томографія — це область математики, в якій основним є розробка математичних методів і алгоритмів відновлення внутрішньої структури досліджуваного об'єкта за проєкційними даними. Наприклад, в даній області шукають методи вирішення прямої і зворотної задачі томографії (обернення прямої задачі томографії). А також існує практична область практичної діяльності, що займається томографією з використанням даних чисельних методів.

Анатомічна томографія — заснована на отриманні зрізів тканин досліджуваного біологічного об'єкта (людини) з їхньою поступовою фіксацією за допомогою хімічних речовин та їх реєстрації на область фотоплівки.

| | | | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|--------------------|------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | Арк. |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата | | 9 |

Реконструктивна томографія — отримання відповідним способом розподілу параметра досліджуваного об'єкта більшої розмірності по його проєкціям меншої розмірності без руйнування самого об'єкта. В обсяг даного поняття також входять обчислювальна (комп'ютерна або цифрова) та аналогова томографії.

Аналогова реконструктивна томографія — реконструктивна томографія, яка використовує для відновлення розподілу параметрів досліджуваного об'єкта замість цифрових засобів, аналогові обчислювальні пристрої (наприклад, оптичні пристрої, тощо).

1.2. Класифікація видів томографії

В залежності від взаєморозташування джерела зондувального випромінювання, досліджуваного об'єкта й детектора томографічні методи можна поділити на наступні групи:

- трансмісійні - дозволяють реєструвати зовнішнє зондувальне випромінювання, яке пройшло через пасивний (невипромінюючий) об'єкт, частково послабляючись при цьому;

- емісійні - реєструється випромінювання, які виходять із активного (випромінюючого) об'єкта з деяким просторовим розподілом джерел випромінювання;

- комбіновані трансмісійно-емісійні (люмінесцентні, акустооптичні і оптоакустичні) — дозволяють проводити реєстрацію вторинного випромінювання від основного джерела, розподіленого по довжині об'єкта й збудженого зовнішнім випромінюванням;

- ехозондування - реєструється зондувальне зовнішнє випромінювання, яке отримується шляхом відбиття від внутрішніх структур пасивного об'єкта.

Виходячи з розмірів досліджуваних об'єктів:

- Мікрорівень (мікротомографія) - досліджуються об'єкти дуже малих розмірів подібних окремій клітині.

| | | | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|-------------|------|
| | | | | | KI(м)-21.01 | Арк. |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата | | 10 |

- Рівень об'єктів, що можуть бути порівняні з людським тілом (від окремого органа або лабораторної миші до літака).

- Макрорівень - атмосферні явища (хмари, циклони, торнадо), планети й зірки.

В залежності від сфери застосування виділяють:

- медичну томографію (як вид медичної візуалізації й медичної діагностики);

- промислову (технічну) томографію (як вид дефектоскопії);

- томографію макрооб'єктів.

По виду зондувального випромінювання:

- томографія з використанням звукових хвиль (у тому числі сейсмічних);

- ультразвукова томографія (УЗТ);

- сейсмічна томографія;

- томографія з використанням електромагнітного випромінювання:

- радіонуклідна емісійна томографія (на основі гамма-випромінювання);

- однофотонна емісійна томографія (ОФЕКТ);

- двохфотонна емісійна або позитронно-емісійна томографія (ПЕТ);

- рентгенівська томографія;

- рентгенівська комп'ютерна томографія (КТ, РКТ);

- оптична (лазерна) томографія (ВІД);

- томографія в радіодіапазоні;

- томографія з використанням електромагнітних полів;

- магнітно-резонансна томографія (МРТ);

- електро-імпедансна томографія;

- Томографія з використанням елементарних часток:

- нейтронна томографія;

- електронна й позитронна томографія;

- протонна томографія;

- нейтринна томографія.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 11 |

В Україні перші томографи появилися в 1953 році. Вони були емісійні позитронні. З розвитком приладобудування томографів пізніше появилися рентгенівські томографи, в 60-их роках появились однофотонні емісійні томографи, а в середині 70-их років появилвся магніторезонансний томограф.

Як було зазначено вище, поряд з фізичними методами зондування медична діагностика використовує сучасні інформативні технології. В результаті зароджується багато нових методів та прикладних напрямків, зокрема таких як медична фізика, біохімія, медична інформатика, медична техніка, тощо. Ці нові галузі прикладної науки зараз знаходять у стадії становлення та активного розвитку, вони вимагають нових фахівців, які б володіли крім фундаментальних фізичних та математичних знань, ще й додатково біологічними даними про об'єкт дослідження й добре орієнтувалися в його фізіологічних особливостях.

1.3. Комп'ютерна томографія

Для підвищення достовірності та швидкості визначення стану досліджуваного об'єкту використовують активні та ідентифікаційні методи. Методами медичної інтроскопії обстежують та досліджують внутрішню структуру біологічних об'єктів в неінвазивний спосіб. Для медичної інтроскопії використовуються промені (хвилі або потоки частинок) різного походження (фізичні та технічні), які поширюючись крізь біологічний об'єкт (трансемісійна або емісійна інтроскопія), або віддзеркалюючись від об'єкту (рефлексійна інтроскопія), взаємодіють з ним та містять інформацію про його внутрішню структуру. На рис. 1.1 показана схема емісійної інтроскопії, джерело випромінювання якої розміщене всередині біологічного об'єкту, а самі вимірювання виконуються поза його межами.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 12 |

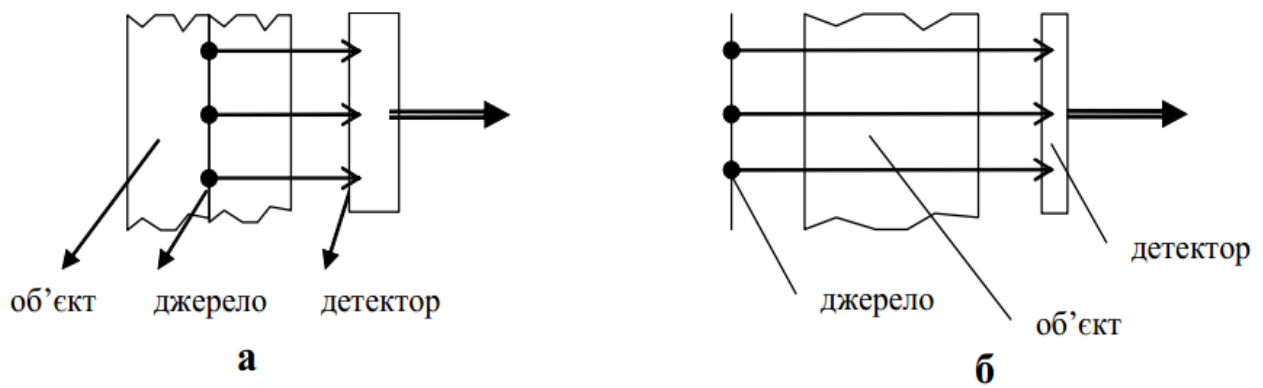


Рис. 1.1. Схеми емісійної (а) та трансемісійної (б) інтроскопії.

Томографія це фактично подальший розвиток та удосконалення методу інтроскопії, оскільки вона є багато проєкційним методом, що дозволяє отримати більше інформації, ніж використання одно проєкційних методів. Інколи томографію називають саме багатопроєкційною інтроскопією.

Застосування методів класичної інтроскопії є частковим випадком томографії, оскільки вони дозволяють виконувати проектування з одного ракурсу (так зване "поздовжнє" зображення) відносно отриманого зображення, яке є тінню внутрішнього середовища об'єкту.

На рис. 1.2 показано математична та фізична моделі томографічного експерименту отримані американським математиком Аланом Кормаком на основі методів реконструкції зображення зрізів об'єктів.

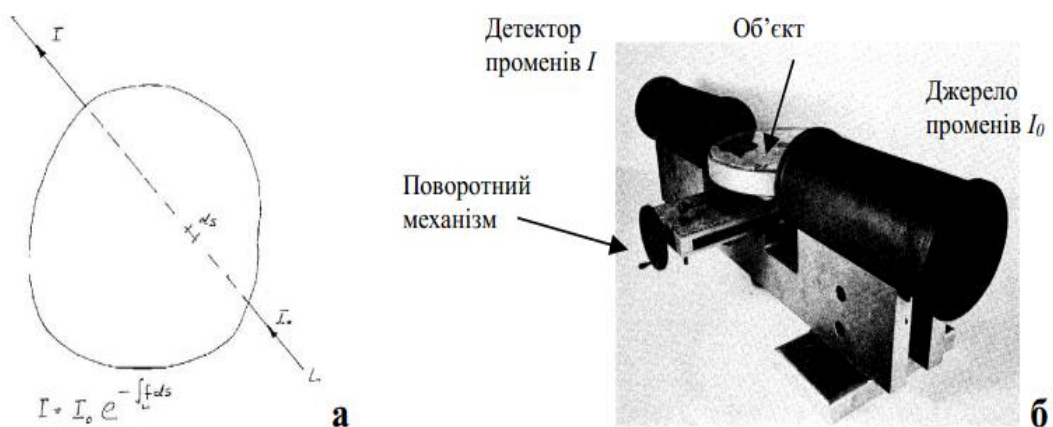


Рис. 1.2. Математична (а) та фізична (б) моделі томографічного експерименту.

Застосування методу реконструктивної обчислювальної томографії дало змогу отримувати (реконструкції) зображення розподілу досліджуваної

речовини на площині зрізу біологічного об'єкту за допомогою обчислювальних операцій над його поперечними проекціями, які отримуються в результаті інформаційної взаємодії фізичного поля з речовиною біологічного об'єкта.

В 1972 році був виготовлений перший в світі Х-променевий томограф на якому вдалося отримати вигляд першої томограми головного мозку людини.

На рис. 1.3 показано схеми сканування Х-променевого томографа , один з перших клінічних сканерів людської голови та перша томограма головного мозку.

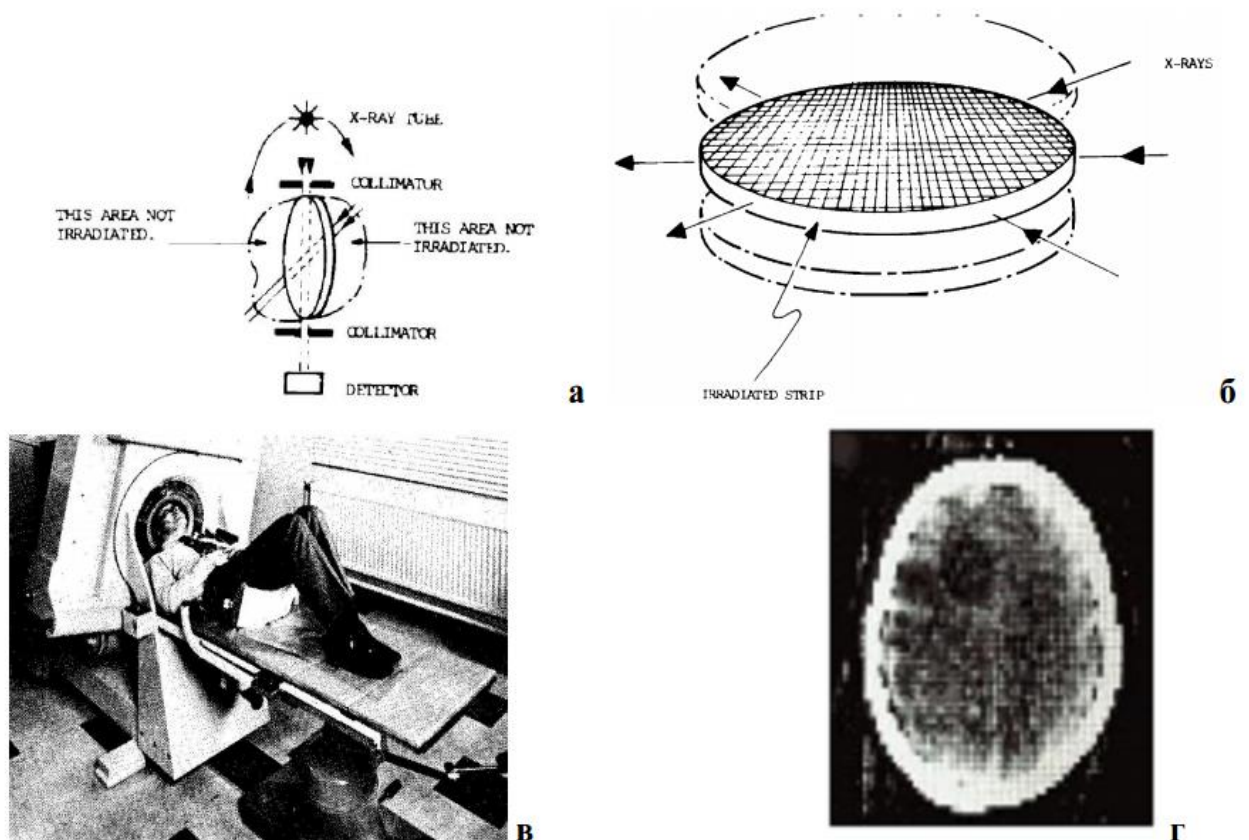
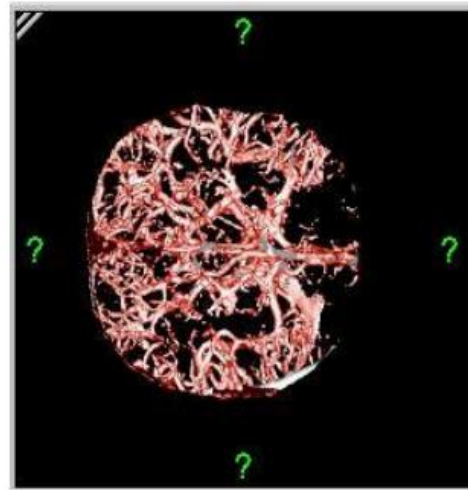


Рис. 1.3. Схеми сканування (а,б), клінічний томограф людської голови та перша томограма людського мозку.

На рис. 1.4 показано сучасні зразки зображень томограм кісткової тканини та судин мозку, які виконані на сучасному Х-променевому томографі.



а



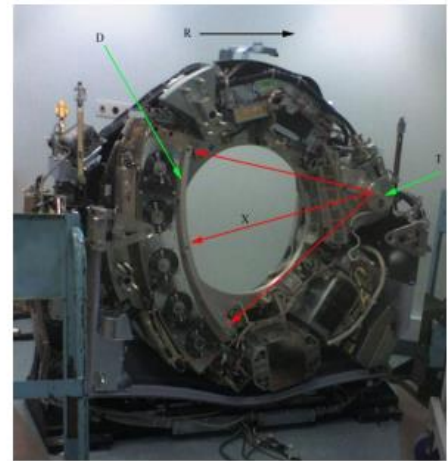
б

Рис. 1.4. Вигляд томограми кісткової тканини (а) та судин мозку людини (б).

На рис. 1.5 показано зовнішній вигляд сучасного X-променевого томографа.



а



б

Рис. 1.5. Зовнішній вигляд та будова сучасного X-променевого томографа.

На рис. 1.5 (а) у правому нижньому куті знаходиться пристрій для поздовжнього переміщення пацієнта, на рис 1.8 (б) літерами Т показано джерело X-променя, X – напрям X-випромінювання, D – детектори, R – напрям обертання частини пристрою сканування.

1.4. Електрична імпедансна томографія

Електрична імпедансна томографія - це техніка отримання зображення в зрізах об'єму досліджуваного об'єкту або на його поверхні за допомогою методу неінвазивного (неруйнівного) електричного зондування, розрахунків і

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 15 |

алгоритму реконструкції розподілу імпедансу. Виявлення фізіологічних зрушень об'єктів методом електричної імпедансної томографії є можливим завдяки тому, що різні тканини організму мають різний імпеданс, що дозволяє диференціювати їхнє зображення.

Першу фотографію імпедансного зображення грудної клітки людини (рис. 1.6) вдалося отримати в 1978 році дослідниками Хендерсом (R.P. Henderson) і Вебстером (J.G. Webster). Отримане зображення грудної клітки мало більш подібну природу трансторакального зображення, аніж томографічного.

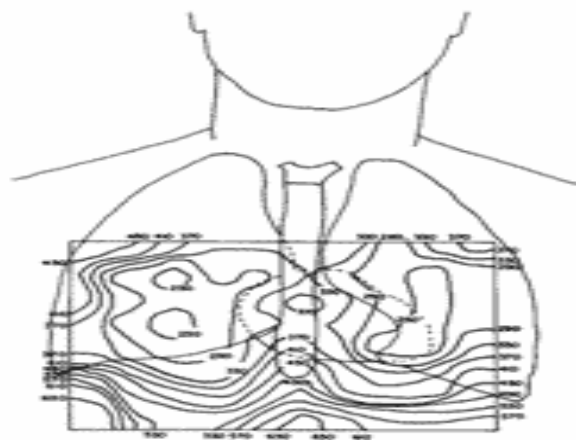


Рис. 1.6. Імпедансне зображення грудної клітки людини.

Вперше електричне імпедансне томографічне зображення було отримано дослідниками Брауном (Brian H. Brown) і Барбером (D.C. Barber) в 1982 році (м. Шеффілд, Англія). Їм вдалося вперше отримати томографічне зображення передпліччя (рис. 1.7). Дивлячись на електроімпедансне зображення передпліччя чітко проглядаються ліктьова й променеві кістки.

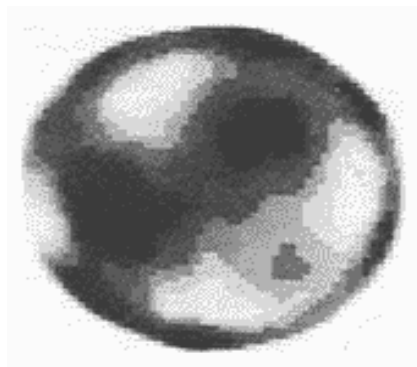


Рис. 1.7. Томографічне зображення передпліччя.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 16 |

З початку 90-х років дослідження в області електроімпедансної томографії почали дуже інтенсивно розвиватися із залученням декількох десятків дослідницьких груп в усьому світі. Найбільша кількість дослідницьких груп зосередилася в таких країнах: Англії, Іспанії, Німеччині, Франції та США. Значних успіхів досягли дослідницькі групи під керівництвом відомих вчених з дослідження медичних проблем в областях:

- неонатології й онкології;
- нейрофізіології;
- пульмонології;
- фізіології легенів.

1.5. Особливості електроімпедансної томографії

Для отримання зображення при застосуванні методу електроімпедансної томографії змінний струм інjektується в досліджуване тіло за допомогою спеціальних електродів, які розміщуються довкола нього й синхронно розраховуються прикордонні потенціали. Все це уможливорює одержання сукупності даних розподілу імпедансу, які через процесор за допомогою відновлювального алгоритму забезпечують імпедансну комп'ютерну томографічну картинку. Суть принципу імпедансної томографії можна пояснити на схемі представлений на рис. 1.8.

Струм, який протікає через середовище, створює об'ємний розподіл електричного потенціалу відповідних напруг. Потенціал зменшується вздовж лінії струму в залежності від міри віддалення від активного (інjektного струму) електрода. Скид напруги на одиницю довжини (напруженість електричного поля) пропорційно величині струму й опору середовища відповідно до закону Ома. Вимірюючи величину спадання напруги й знаючи величину струму, можна обчислити величину опору. Томографічний алгоритм реконструкції дозволяє використати значення напруги, вимірювані тільки на поверхні досліджуваного тіла, для обчислення просторового розподілу питомого опору (електропровідності) всередині нього.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(m)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 17 |

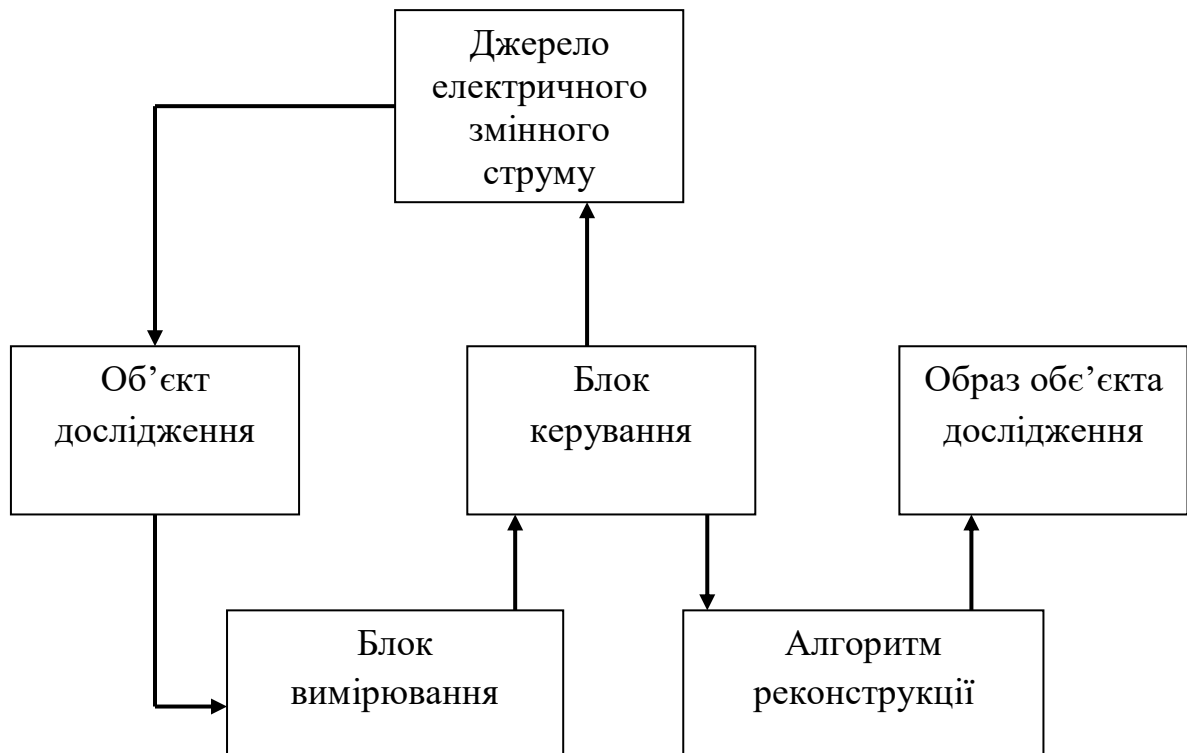


Рис. 1.8. Структура методу електроімпедансної томографії.

Перші відомі алгоритми реконструкції електроімпедансного зображення та всі ранні зображення отримані на живо, базуються на відновлювальному алгоритмі зворотнього проектування (“back-projection”), який розроблений Д. Барбером. Даний алгоритм в подальшому був адаптований до методу комп'ютерної томографії. Власне кажучи комп'ютерні томографічні зображення побудовані за використанням розрахунків зворотнього проектування, отриманих у проекції X-променів променів (X-ray) вздовж постійних ліній, заданих розрахунковими значеннями кожної точкової області, а далі після одночасного підсумовування отримують просте зображення.

В електричній імпедансній томографії периферичний профіль - це значення вимірюваної електричної напруги між парами розташованими парами електродами для кожної пари струмових електродів. Будь-який розподіл електропровідності в досліджуваній області, обмежується двома екіпотенціальними лініями та корелюється з різницею електричної напруги між електродами по нормованих лініях. Розподіл електропровідності між двома

еквіпотенціальними лініями пропорційний градієнту значення електричної напруги відповідних границь.

Для створення електричного імпедансного зображення запропоновано кілька методів, які можна віднести до двох категорій. До першої категорії можна віднести статичне зображення, а другої категорії можна віднести диференціальне або динамічне зображення. Суть статичного зображення полягає в отриманні зображення абсолютного розподілу імпедансу всередині досліджуваної ділянки тіла, тобто на завершальному етапі формується анатомічне зображення досліджуваної області, що сканується. Суть диференціального або динамічного зображення полягає у створенні зображення змін електропровідності між двома проведеними серіями вимірів досліджуваного об'єкта.

1.6 Математичні методи розв'язку задач томографії

1.6.1. Дискретне перетворення Фур'є

Серед всіх швидких ортогональних перетворень (ШОП) дискретне перетворення Фур'є (ДПФ) є найбільш універсальним. Його пряма та інверсна форми описуються наступними рівняннями:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{kn}, \quad W_N^r = \exp(-j2\pi r/N);$$

$$x(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k) W_N^{-kn}, \quad n, k = 0, 1, 2, \dots, N-1,$$

де $X(k)$ та $x(n)$ в загальному випадку є комплексними послідовностями, N – розмір перетворення. Пряме обчислення ДПФ вимагає виконання N^2 множень та $N(N-1)$ додавань комплексних чисел. Швидке перетворення Фур'є (ШПФ) вимагає виконання тільки $N/2 \cdot \log N$ базових операцій. На рис.1.9 показано граф алгоритму ШПФ для $N=16$, а на рис.1.10 описані позначення виконуваних операцій, причому останні два варіанти описують базові операції алгоритму ШПФ з прорідженням по часі та по частоті.

| | | | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|--------------------|------|
| | | | | | <i>KI(m)-21.01</i> | Арк. |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата | | 19 |

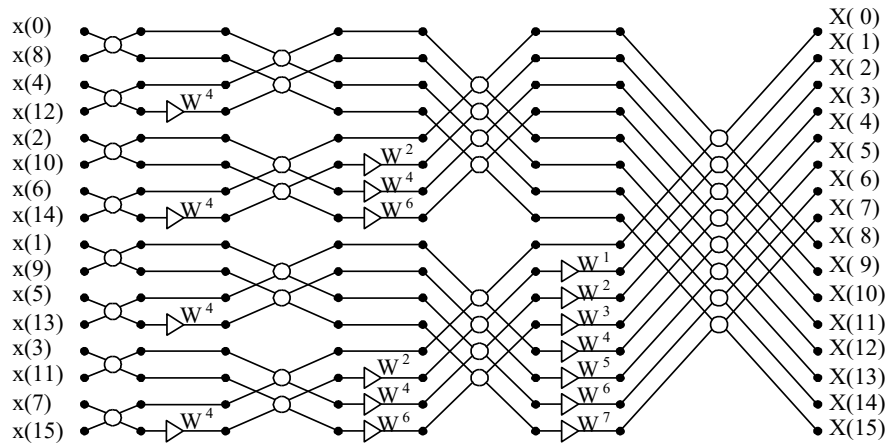


Рис. 1.9. Граф алгоритму прямого ШПФ для N=16.

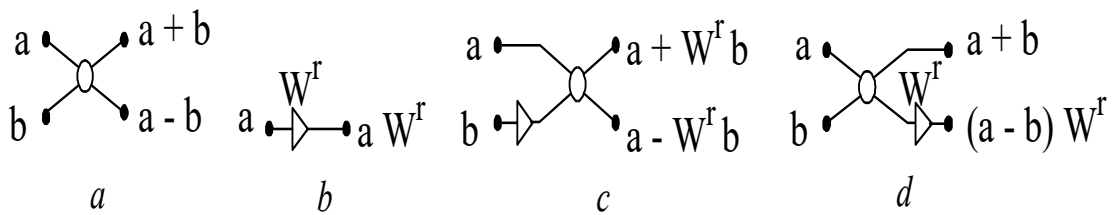


Рис.1.10. Базові операції алгоритму ШПФ.

Існують різні варіанти графів алгоритму ШПФ. Іноді один варіант є більш зручним для апаратної реалізації ніж інший. Наприклад, на рис.1.11 показаний граф алгоритму ШПФ з постійною структурою, який зручний для реалізації на процесорах ітераційної структури, оскільки дозволяє спростити їх пристрій керування.

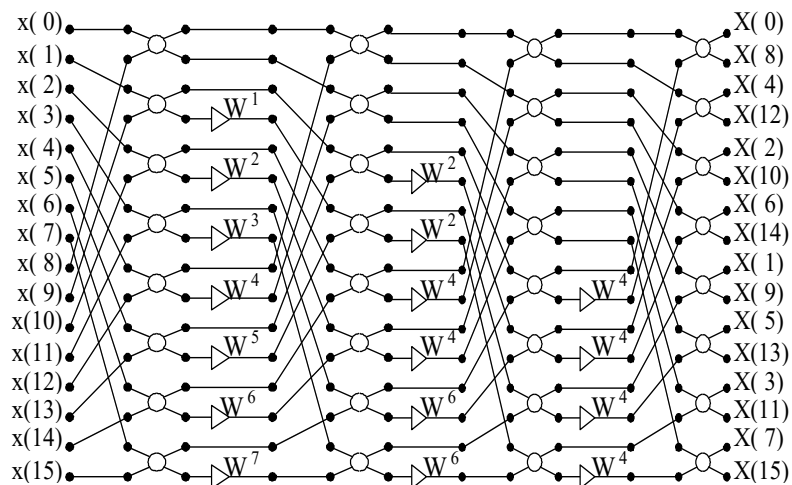


Рис. 1.11. Граф алгоритму прямого ШПФ з постійною структурою для N=16.

На рис.1.9 та на рис. 1.11 показані графи алгоритму ШПФ комплексних чисел за основою 2. Може бути використана також інша основа, наприклад 4, як це показано на рис.1.12. Кількість етапів та базових операцій тут є меншою ніж в графі за основою 2.

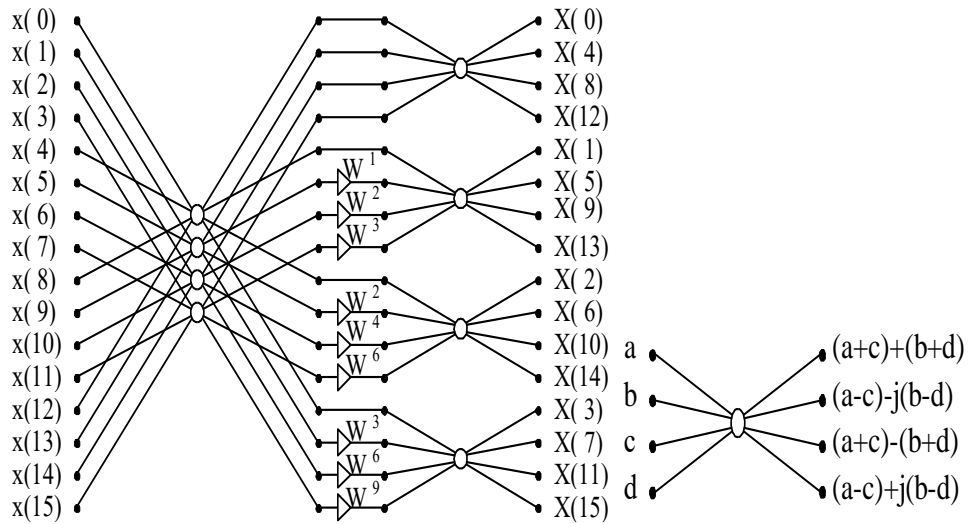


Рис.1.12. Граф алгоритму прямого ШПФ за основою 4 з постійною структурою для $N=16$.

Існують також графи алгоритмів ШПФ за основою 8, за розщепленою основою 2-4 (ШПФ), а також отримані на основі методу Бреннера-Рейдера з косекансними (ШПФ) та секансними (ШПФ) множниками.

2. ОБГРУНТУВАННЯ ВИБОРУ АПАРАТНИХ МОДУЛІВ ТА ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ІМПЕДАНСНОГО ТОМОГРАФА

2.1. Розробка структурної схеми комп'ютерного інтерфейсу імпедансного томографа

При аналізі приладобудівної промисловості нашої держави виявлено, що виготовлення комп'ютеризованих імпедансних томографів ні в одиничних екземплярах ні серійно не проводиться. Такі системи, як правило розробляються в обмеженій кількості, а то навіть в одиничних екземплярах в науково-дослідних лабораторіях деяких експериментальних медичних центрів. Найбільш близьким аналогом може бути реограф Р4-02, який не має такого важливого вузла, як цифровий блок керування з комутаторами (мультиплексорами) та блок перетворення вхідної аналогової інформації у вихідний цифровий код. Інформація про технічні характеристики аналогу - дослідного томографа з лабораторії м. Шеффілд, приведена в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1

Технічні характеристики дослідного томографа

| № | Характеристика | Значення | Одиниці |
|-----|---|----------|-----------------|
| 1. | Допустима похибка вимірювання | 10 | % |
| 2. | Діапазон вимірювання значення імпедансу | < 250 | Ом |
| 3. | Діапазон перетворення змінної складової імпедансу | 0.5 | Ом |
| 4. | Час встановлення робочого режиму | 5 | хв. |
| 5. | Коефіцієнт подавлення синфазної завади | 70 | Дб |
| 6. | Кількість частотних каналів | 4 | шт. |
| 7. | Габаритні розміри | 40000 | см ³ |
| 8. | Споживана потужність | 55 | Вт |
| 9. | Напрацювання на відмову | 1500 | год. |
| 10. | Термін служби | 5 | роки |
| 11. | Блок АЦП | немає | |
| 12. | Аналіз інформації на ЕОМ | немає | |
| 13. | Блок управління | немає | |

Проте, для забезпечення умови багатоканальності, Р4-02 не має таких важливих вузлів, як:

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 22 |

- комутатора (мультиплексора) електродів;
- блоку управління комутаторами електродів;
- пристрою перетворення аналогової інформації в цифровий код.

Тому використання реографа для імпедансного томографа потребує проведення суттєвої модернізації, а саме:

- введення в схему багатоканального аналогово-цифрового перетворювача (АЦП);
- використання схеми синхронного детектора з великим динамічним діапазоном перетворення;
- передбачення гнучкого керування роботою комутаторами електродів (наприклад від електронно обчислювальної машини).

На рис. 2.1 представлено структурну схему розробленого блоку інформаційного перетворення комп'ютеризованої системи імпедансного томографа. Система містить: генератор формування синхроімпульсів (G), схему затримки сигналу, смуговий фільтр, аналоговий інвертор сигналу, два перетворювачі типу напруга-струм (U/I), два комутатори (мультиплексори) електродів, диференціальний підсилювач електродних сигналів, синхронний детектор, аналого-цифровий перетворювач (АЦП), два регістри пам'яті (Регістр1, Регістр2), блоку живлення та промислової електронно-обчислювальної машини (ЕОМ).

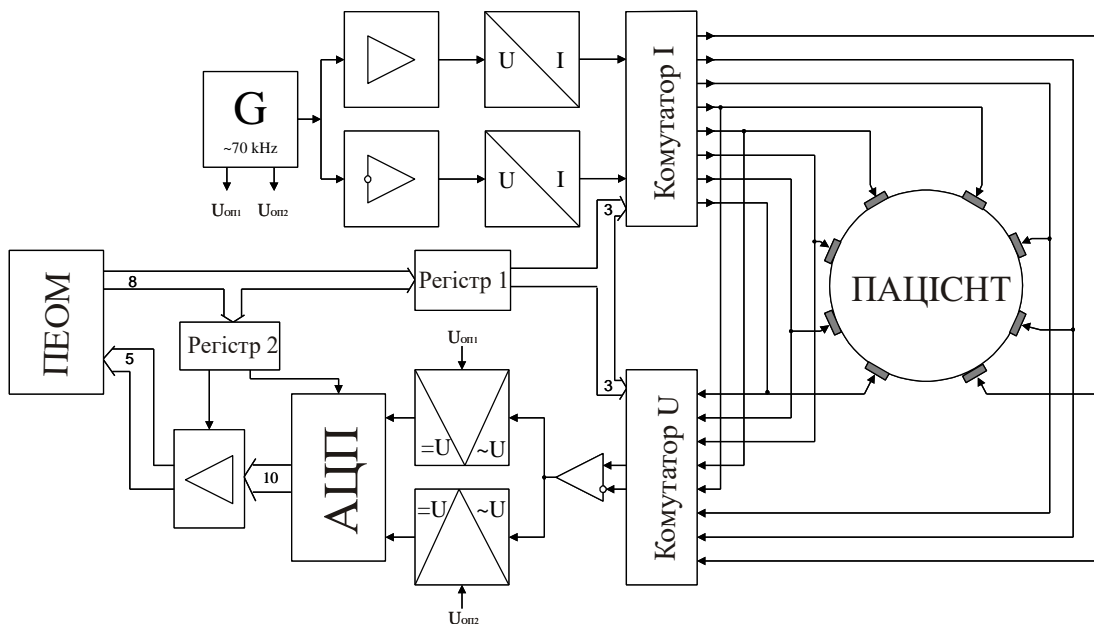


Рис. 2.1. Структурна схема інформаційного перетворення комп'ютеризованої системи імпедансного томографа.

У наведеній вище структурній схемі блок генератора формування синхроімпульсів (G) виробляє періодичну послідовність імпульсів прямокутної форми з щільністю, яка дорівнює 2, тобто прямокутний меандр. Дані імпульси поступають на блок інтегратора, який складається із схем затримки сигналу на чверть періоду та відповідних формувачів. Основна задача блоку інтегратора – сформувати протифазні сигнали для погашення і усунення завад від мережі змінного струму. Схема затримки сигналу формує з послідовності прямокутних імпульсів аналогічну послідовність імпульсів, але вже зсунуту відносно першої на пів періоду.

Оскільки для вимірювань параметрів досліджуваного об'єкта потрібно використовувати два зондуючі сигнали - джерела струму гармонічної форми, які повинні бути зсунуті на 180° , то отриманий сигнал на виході смугового фільтра повинен подаватися на блок аналогового інвертора сигналу і далі на два блоки перетворювачів типу напруга-струм (U\I).

Отримані два зондуючі струмові сигнали гармонічної форми на виході двох блоків перетворювачів типу напруга-струм (U\I), через блоки комутаторів (мультиплексорів) електродів поступають на досліджуваний об'єкт вимірювання і викликають появу на поверхневих електродах відповідних значень напруг, пропорційних розподілу об'ємного значення опору в середині об'єкта. Далі комутаторами (мультиплексорами) електродів вони перетворюються в різницеву міжелектродну напругу і подаються для підсилення на входи блоку диференціального підсилювача міжелектродних сигналів.

На наступному етапі смуговий фільтр вибирає з першої періодичної послідовності згенерованих прямокутних імпульсів сигналів основну гармоніку і тим самим формує сигнал гармонічної форми, який необхідний для зондування досліджуваного об'єкта вимірювань.

Отриманий сигнал з виходу блоку диференціального підсилювача гармонічної форми та один з опорних сигналів прямокутної форми надходять на входи блоку синхронного амплітудного демодулятора. В результаті на його

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 24 |

виході буде формуватися постійна напруга, величина і полярність якої буде пропорційною міжелектродній напрузі об'єкта вимірювання і різниці фаз між значеннями опорної та вхідної напруги.

Наступним кроком після процесу фільтрації отриманого сигналу на фільтрах верхніх та нижніх частот та його очищення від мультиплікативних завад у перехідних процесах в блоці фільтру перехідних процесів (ФПП), в модулі аналого-цифрового перетворювача продетектована напруга перетворюється у двійковий восьмибітний код і подається на вхідну інтерфейсну шину центрального мікропроцесора для автоматизованої обробки інформації.

Для керування роботою блоків комутаторів (мультиплексорів) електродів, та для керування роботою комутатора опорних напруг в схемі використовується вихідна інтерфейсна шина мікропроцесора. Оскільки інтерфейсна вихідна шина мікропроцесора має обмежену кількість розрядів (один байт або 8 біт), то керування в такому випадку здійснює мікропроцесор за три такти. Тому для запам'ятовування важливої керуючої інформації з блоку мікропроцесора для кожного синхротакту системи, зокрема використовуються регістри пам'яті (Регістр1, Регістр2), з виходу яких збережена керуюча інформація подається на відповідні комутатори електродів (мультиплексорів), блоку АЦП і блоку фільтру перехідних процесів (ФПП).

Що стосується інших технічних характеристик комп'ютерного інтерфейсу імпедансного томографа, то згідно технічного завдання кількість електродів складає – 8, а також реалізується можливість вимірювання значень активної і ємнісної складової опору.

2.2. Вибір типу апаратної частини комп'ютеризованої системи імпедансного томографа

2.2.1 Вибір мікропроцесора.

Мікропроцесор – це центральний пристрій керування автономної інформаційної системи. Основна функція мікропроцесора полягає в

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 25 |

накопиченні, збереженні та первинній обробці інформаційних сигналів, які надходять від периферійних пристроїв вводу/виводу, і перетворені у цифрову форму комп'ютерним інтерфейсом імпедансного томографа. При первинній обробці інформації в основному визначаються біжучі параметри об'єкта спостереження і відбувається форматування даних під вимоги структури бази даних, де буде зберігатися дана інформація. Збережена інформація в базі даних буде передаватися у центральний комп'ютер (сервер) через безпроводний інтерфейсний зв'язок згідно технічного завдання.

При виборі відповідного мікропроцесора ставиться задача розглянути відомі аналоги і обрати конкретну структуру мікропроцесорного блоку керування.

При проектуванні комп'ютеризованої системи імпедансного томографа мікропроцесорний блок повинен бути конструктивно вбудованим у сам томограф.

При аналізі літературних джерел, розглядалися вбудовані комп'ютерні системи (Embedded computer system). Це спеціалізовані комп'ютерні системи, які повністю вбудовані (імплементовані) у виконавчий пристрій, яким вони здійснюють керування. Вбудовані комп'ютерні системи поділяють на два основні типи.

Перший тип - мікроконтролерні системи. Проектуються на базі спеціалізованих мікросхем (або декількох мікросхем) і виконують декілька важливих функцій. Найвідомішим прикладом може бути сучасний плазмовий телевізор: процесор обробки різних відеоформатів і відповідна система налаштування телевізора, процесор обробки стереозвуку, підсистема обробки телетексту, тощо. Вони працюють по наперед завантаженому спеціальному програмному забезпеченні (firmware) і можуть перепрограмовуватися в залежності від комплектації. Крім плазмового телевізора можна привести ще значну кількість пристроїв із вбудованими комп'ютерними системами такого типу - смартфон, холодильники, кондиціонери, сканери, пральна машина. На сьогоднішній день такі системи поширені в медичних системах, системах

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 26 |

”Інтернет речей”, автомобільних бортових комп'ютерах, тощо. Наприклад, в автомобілі інжекторного типу можна нарахувати кілька десятків таких пристроїв - контролер впорскування паливної рідини, контролер системи безпеки автомобіля, контролер керування електронними замками дверей та ін.

Другий тип - мікропроцесорні системи. Дані системи на відміну від мікроконтролерних систем, проектуються на базі мікропроцесорів з більш універсальними функціями, наприклад такими, які застосовуються у сучасних персональних комп'ютерах. Внутрішня структура таких систем є подібною до внутрішньої архітектури сучасних персональних комп'ютерів. А також є деяка особливість з використанням вбудованих систем, оскільки вони здебільшого орієнтовані на розв'язання вузького класу спеціалізованих задач, то не містять деяких значимих модулів, які б здавалося повинні мати важливе значення. Наприклад, сучасному цифровому фотоапарату не потрібно містити у своєму складі потужну відеокарту з 3D-прискорювачем.

Основними відмінностями систем такого типу є:

1. Мікропроцесорні системи, які перепрограмовуються.
2. Легко перепрограмовувані системи, тому що вони програмно сумісні з мікропроцесорами з розробленим програмним забезпеченням, а також які використовуються для розробки ПЗ.

Приклади систем такого типу наводити дещо складніше через їх обмежене застосування у побуті: більшість побутових DVD-програвачів, уже згадані цифрові фотоапарати, автомобільні комп'ютери під керуванням Windows Automotive з GPS-системами, ADAS, PDA (Personal Digital Assistant), а також різні розумні пристрої типу холодильника з виходом в мережу Internet.

Найбільш широко мікропроцесорні вбудовані системи застосовують в промисловості, тому що вони прості в обслуговуванні та потребують значно мало часу для їх розробки. Тому із врахуванням цих причин в сучасних системах автоматизації широко використовують подібні системи, що дало поштовх розвитку багатьох стандартів та появи значних фірм виробників.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 27 |

При аналізі мікропроцесорних та мікроконтролерних систем зроблено вибір на мікропроцесорному модулі фірми CompuLab Ltd CM – X255, які є представниками вбудованих мікропроцесорних засобів другого класу.

Процесорні модулі CompuLab Ltd. - це повнофункціональні обчислювальні системи з оперативною пам'яттю, вбудованими Flash-дисками, мережевим контролером Ethernet, підтримкою стандартної периферії та іншими важливими функціями. Всі необхідні для їхньої роботи електричні лінії виведені на уніфіковані компанією рознімачі (САМІ - CompuLab's Aggregated Module Interface) і призначені для стикування з відповідною мікросхемою-носієм (звичайно формату РС/104). Дані плати містять наступні модулі: перетворювач живлення, шинні формувачі послідовних портів, шини РС/104 і РС/104 Plus, додатковий мережевий контролер Ethernet, контролер РСМСІА та інші.

З'єднані разом мікросхема-носії і процесорний модуль утворюють повноцінний комп'ютер, який не поступається звичаному ПК, проте має набагато менші розміри. Фірма CompuLab надає документацію на мікросхеми-носії, зокрема електричні схеми та файли розведення мікросхем-носіїв. Тому можливим є також виготовлення друкованої плати та вмонтувати в неї готове обчислювальне ядро.

Невеликі розміри мікросхеми-носія разом з вбудованим мікропроцесорним модулем без труднощів дозволять вбудувати всю мікропроцесорну систему обробки інформації у томограф.

В результаті проведеного аналізу мікропроцесорних модулів фірми CompuLab Ltd. вибрано мікропроцесорний модуль моделі CM-X255 версії 3.0 (GX) через те, що його функціональний склад і технічні характеристики найбільше відповідають вимогам технічного завдання.

Структурна схема модуля представлена на рис. 2.2.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 28 |

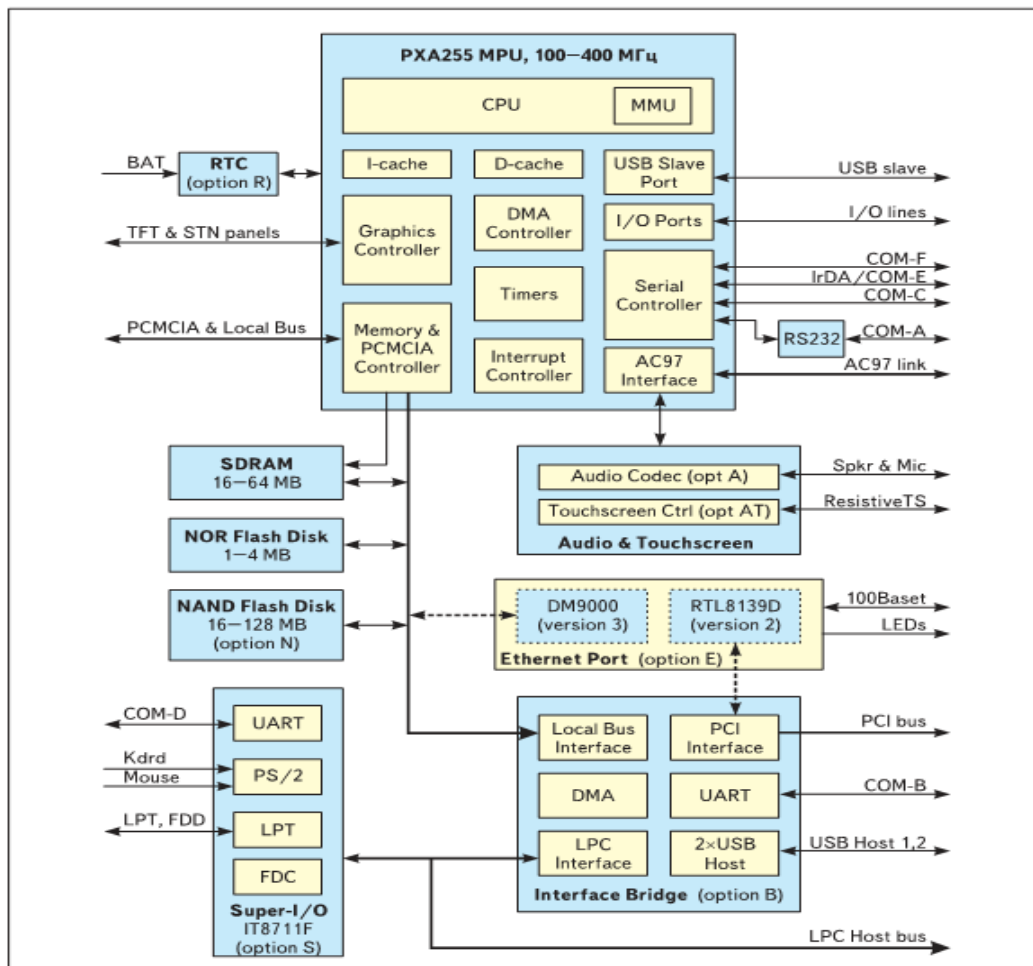


Рис. 2.2. Структурна схема модуля CM-X225.

Отже, у модулі CM-X225 використовується процесор фірми Intel XScale PXA255. Кристал процесора XScale PXA255 виготовлений по 0,18-мікронній технології, що забезпечує низьке енергоспоживання при високій тактовій частоті (400 МГц).

Процесор має архітектуру ARM v.5TE. Intel Media Processing Technology (включаючи 40-бітний акумулятор та виконання операції 16-бітного множення) прискорює декодування аудіо та відео потоків даних.

До складу процесора також входить підтримка PCMCIA/ Compact Flash, 17 ліній вводу-виводу загального призначення (GPIO), годинник реального часу (RTC), сторожовий таймер (watchdog), контролер керування системою живлення контролера, контролер переривань, контролер прямого доступу до пам'яті, контролер апаратного скиду (reset controller), графічний контролер з підтримкою рідкокристалічних панелей, у тому числі й TFT, три послідовних

| | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|
| | | | | |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата |

порти, Bluetooth, IrDA (SIR і FIR), шини I²C, I²S, AC97, SPI, USB, JTAG, контролер MMC, два незалежних тактових генератори (32768 Гц і 3,6864 МГц).

Процесор підтримує звичайний та розширений температурні діапазони.

Наявність в процесора декількох можливих варіантів послідовних інтерфейсів зв'язку із зовнішнім середовищем дає можливість зручно і оптимально організувати процес прийому і передачі інформації у зовнішні периферійні пристрої системи обробки інформації імпедансного томографа. До таких периферійних пристроїв потрібно віднести:

- монітор (дисплей) візуального слідкування за інформацією, яка надходить з імпедансного томографа. Наявність монітора і графічного контролера дозволяє програмним шляхом оптимізувати інформацію, яка відслідковується.

- клавіатура для керування програмними засобами спостереження, монітором налагодження системи і внутрішньою операційною системою в ручному режимі.

- зовнішні периферійні пристрої збереження інформації, флеш – пам'ять, тощо.

- адаптер локальної мережі з виходом у мережу Internet.

Наявність виводу безпроводного зв'язку Bluetooth – технології дозволяє під'єднатися до ПЕОМ, яка розташована на відстані до 15 – 30 метрів, без інтерфейс кабелів, що створює додаткові можливості при експлуатації системи.

Також до складу структурної схеми модуля CM-X225 входять:

1. Оперативна пам'ять типу SDRAM з 32-розрядною шиною й частотою 100 МГц.

2. Flash-пам'ять двох типів - NOR і NAND. Перший мегабайт пам'яті NOR використовується для зберігання програми-монітора (ARMMON), інший - для зберігання ядра ОС Linux або завантажувача ОС Windows CE. До складу ARMMON входить драйвер підтримки пам'яті NAND, що дозволяє записувати файлову систему Linux або клонований образ

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 30 |

Windows CE. Обидві флеш-пам'яті мають апаратний захист від запису (одна з ліній рознімання CAMI).

2. Interface Bridge являє собою мікросхему (companion chip), що додатково розширює можливості процесора. До складу даної мікросхеми входять контролер статичної пам'яті SDRAM, контролер шини PCI (версія 2.1, частота 33 МГц), розширення контролера переривань, розширення контролера прямого доступу до пам'яті, 4-канальний лічильник-таймер, контролер шини LPC, два додаткових канали USB (типу Host, 1,5-12 Мбит/с) і ще один послідовний порт.

3. Контролер Ethernet, має швидкодію 100 Мбіт/с.

4. Звуковий кодек і контролер сенсорного екрана (touchscreen) розширюють можливості інтерфейсу AC97, який використовується в процесорі. При встановленому драйвері цифрового кодека (Crystal CS4299 або UCB1400) у модуля з'являється монофонічний мікрофонний вхід, стереофонічні лінійний вхід і вихід. Частина мікросхеми UCB1400 є контролером чотирьохпровідного резистивного сенсорного екрана.

5. Мікросхема Super-Input/Output - це одне із стандартних інженерних рішень компанії CompuLab. Вона застосовується в багатьох модулях, що випускаються компанією і розширює функціональні можливості. У цьому випадку на CM-X255 встановлена мікросхема IT8711F, що підтримує наступні пристрої: клавіатуру й мишу типу PS/2, паралельний порт та один послідовний порт.

6. Контролер RTC (MAX6902) встановлений на модулі для виконання функцій обліку часу при вимкненому процесорі.

7. Формувач лінії інтерфейсу RS-232 для послідовного порту (COM-A) встановлений прямо на модулі. Цей порт виконує роль консольного при роботі з ARMMON, його також можна використати для діагностування й налагодження при роботі в ОС Linux та ОС Windows CE.

Двний модуль поставляється із записаною програмою-монітором ARMMON. Для роботи з монітором достатньо під'єднати послідовний порт

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 31 |

СОМ-А до комп'ютера з термінальною програмою та налаштувати параметри зв'язку: 38400 бод (біт/с), формат передачі 8-N-1. Монітор виконує первинну діагностику модуля при вмиканні, а також дозволяє програмно конфігурувати його апаратні ресурси, зокрема змінювати частоту процесора, тощо.

2.2.2 Вибір аналого-цифрового перетворювача.

В роботі вибрано 10-бітний модуль АЦП серії 1113ПВ1 з мінімальним часом перетворення 1,2 мкс. Набір регістрів дозволяє одночасно зберігати результати перетворення восьми вимірювань.

Є можливість задавати послідовний або одночасний режими роботи АЦП. Незалежно від цього схемотехніка входних ланцюгів дозволяє кожен пару сусідніх аналогових входів розглядати або як два окремі сигнали, або як один диференціальний. Таким чином, можливо задавати різні режими сканування аналогових входів, наприклад, здійснювати послідовну вибірку 8 аналогових сигналів або мати 4 диференціальних сигнала. Можливо також мати комбінації диференціальних і одиночних сигналів.

Результат перетворення може бути представлений як число із знаком або без знаку і автоматично скоректований шляхом віднімання заданого зсуву.

Є можливість синхронізувати запуск АЦП з роботою модуля генерації ШІМ-сигналів.

Для кожного аналогового каналу відведено по три компаратори, які дозволяють апаратний, без участі процесора, визначати момент, коли сигнал міняє знак або виходить за межі заданого діапазону.

Модуль АЦП має режим енергозберігання та узгодження перетворення та з'єднується з каналом PDC. Користувач має можливість налаштування часових характеристик АЦП, таких як час запуску або час затримки.

На рис. 2.3 представлена внутрішня структура вибраного блоку АЦП.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 32 |

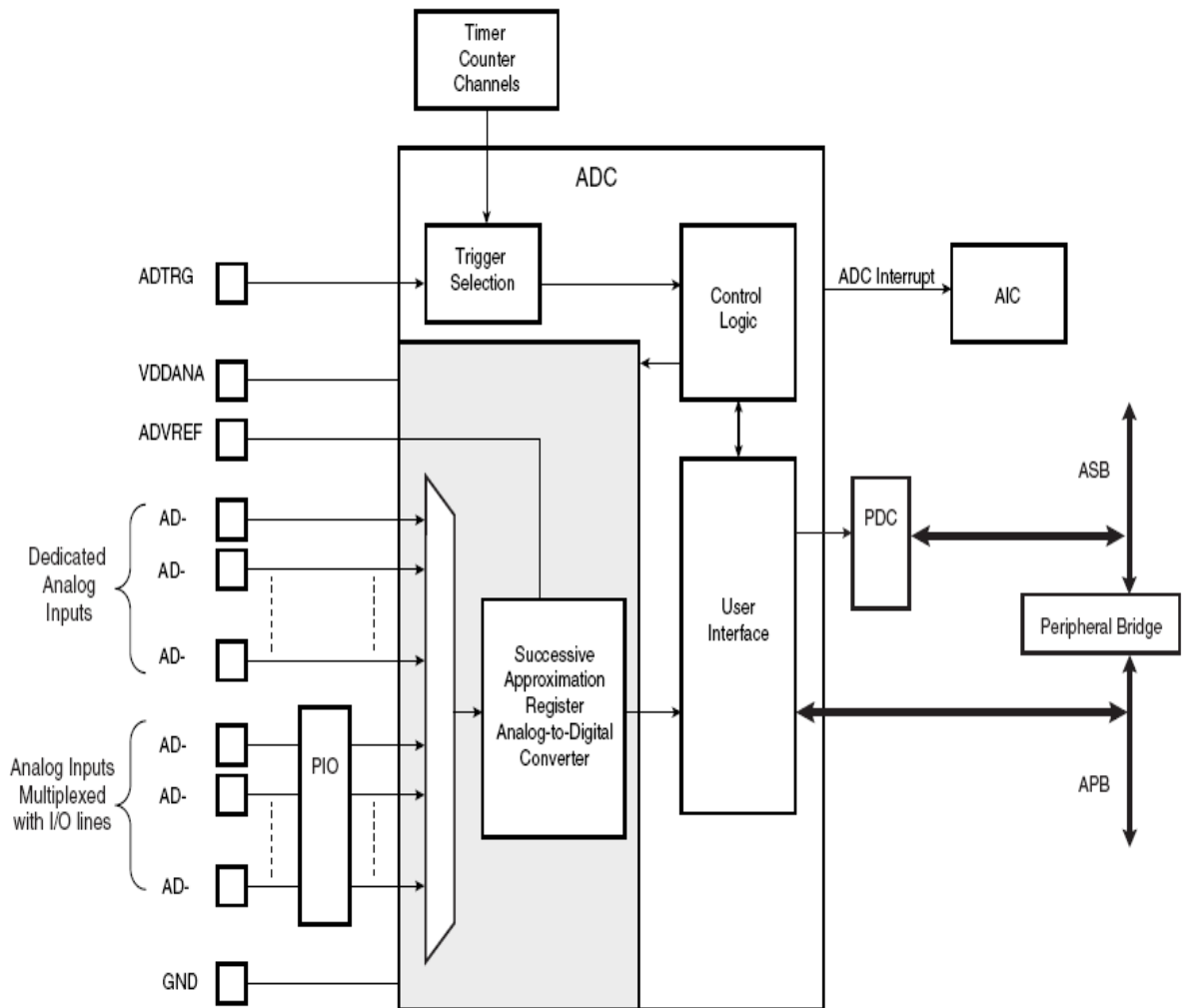


Рис. 2.3. Внутрішня структура вибраного блоку АЦП.

Перетворення виконується на повному ряді значень між 0В і відповідною напругою на виводі ADVREF. Вхідні аналогові дані в межах цих напруг перетворюються в значення через лінійне перетворення.

Схема керування АЦП дозволяє організувати наступні режими вимірювання:

- однократне оцифрування програмно вибраного аналогового каналу. Час перетворення складає 1,7 мкс;
- послідовне 8-кратне оцифрування вибраного каналу. Час перетворення рівний 10,1 мкс;
- одночасна вибірка УВХ;
- послідовна оцифрування восьми різних каналів або 4-ох пар каналів в режимі одночасної вибірки. Послідовність номерів каналів призначається

програмно. Цей режим називається вимірювальною сесією. Час перетворення 4-ох пар каналів складає 5,3 мкс.

- після оцифрування будь-якого з каналів отриманий код автоматично коректується шляхом віднімання коду зсуву нуля, заздалегідь записаного в однойменний регістр. Потім код розміщується в елементі двохпортової пам'яті, адреса якої визначається номером аналогового каналу. Представлення результату можливе у форматі із знаком та без нього. Після корекції код порівнюється з мінімально і максимально допустимими значеннями, також занесеними в спеціальні регістри. У разі виходу коду за межі заданого коридору, генерується запит на переривання. Регістри коду зсуву, мінімального і максимального значень індивідуальні для кожного каналу вимірювання.

На рис. 2.4 подана діаграма формування передавальної функції АЦП.

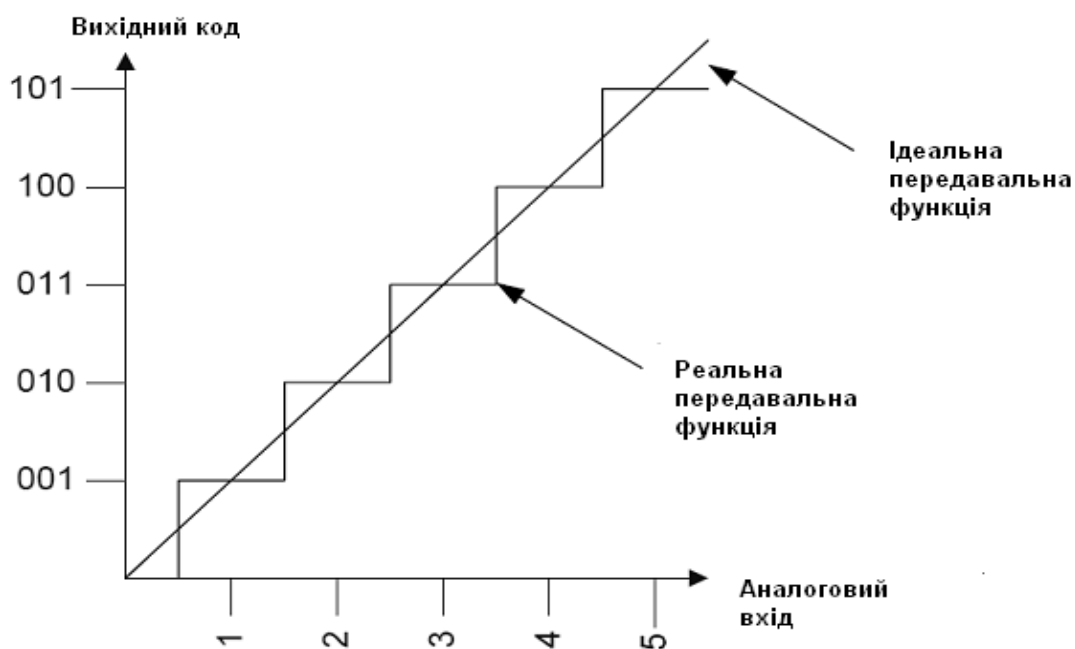


Рис. 2.4. Діаграма формування передавальної функції АЦП.

Модуль АЦП генерує переривання після закінчення перетворення (у будь-якому з режимів), при виході коду якого-небудь каналу за межі призначеного діапазону вимірюваних значень.

2.3 Вибір середовища проектування Xilinx ISE.

В магістерській роботі для синтезу розробленого проекту смугового фільтру із скінченною імпульсною характеристикою вибрано систему автоматизованого проектування Xilinx ISE фірми Xilinx. Процес проектування в даному середовищі включає: ввід проекту, розміщення проекту в кристалі та його верифікацію.

Програмний засіб розміщення і трасування забезпечує автоматичний перебіг процесу розміщення проекту в кристал. Процедура розбиття на фізичні блоки отримує вихідну інформацію про проект у вигляді переліку зв'язків і здійснює прив'язку абстрактних логічних елементів до реальних фізичних ресурсів архітектури. Далі процедура розміщення визначає найкраще місце для їх розміщення, спираючись на інформацію про міжз'єднання та бажану швидкодію. На завершення, процедура трасування виконує з'єднання між блоками.

Керуюча оболонка пакета ISE, а саме, навігатор проекту надають користувачу зручний інтерфейс для роботи з проектом і управління всіма процесами проектування і програмування ПЛІС. Запуск всіх необхідних програмних модулів пакету здійснює безпосередньо в середовищі вікна проекту. Основний інтерфейс вікна проекту представлений на рис. 2.5, окрім стандартних елементів управління складається з чотирьох вбудованих вікон:

- вікно вихідних модулів (файлів) проекту;
- вікно необхідних процедур (процесів) для вибраного вихідного модуля проекту;
- вікно консольних повідомлень програмних модулів;
- вікно редактора текстових HDL-описів проекту.

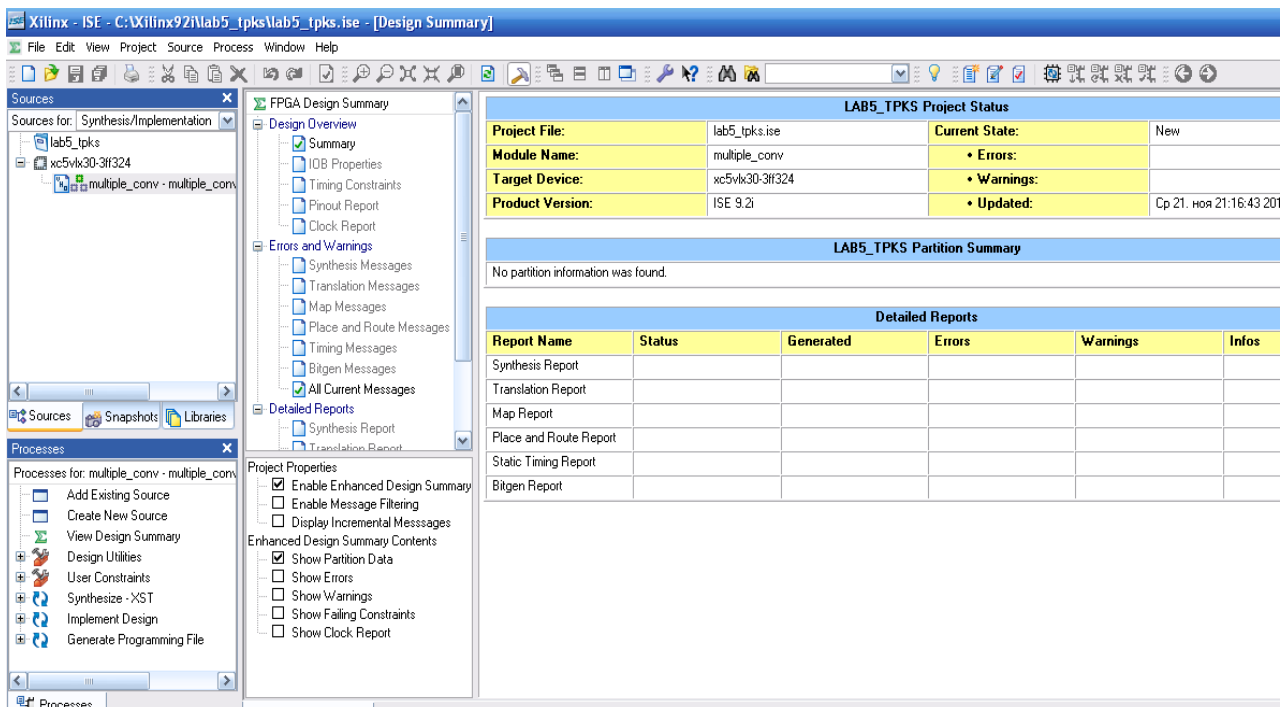


Рис. 2.5. Інтерфейс системи Xilinx ISE.

Створення нового проекту ініціюється командою File/New Project основного меню. При виборі цього пункта меню відкривається діалогова панель , в котрій вказується назва проекту (в даному випадку проект має назву device), вибір сімейства ПЛІС (рис. 2.6), тип кристалу і засоби синтезу пристрою. Після вводу вказаних даних у вікні вихідних модулів проекту з'явиться піктограма основного модуля з вказанням типу кристалу та інструментів синтезу.

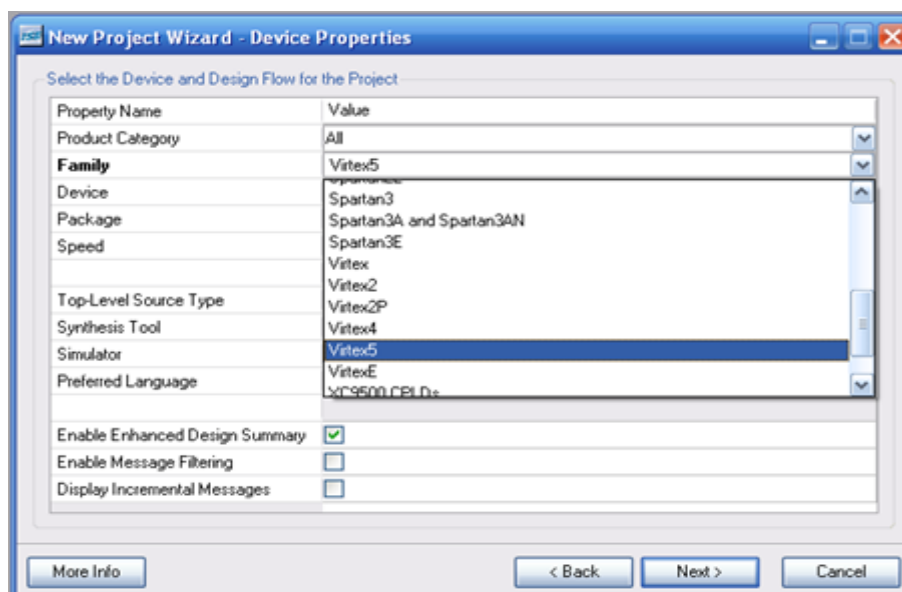


Рис. 2.6. Вікно вибору сімейства ПЛІС.

Кристал ПЛІС вибираємо з серії сімейств Virtex5. Дана серія реалізує нову ідеологію формування FPGA-платформ, які дозволяють ПЛІС стати основним компонентом цифрових пристроїв. На одній мікросхемі сімейства Virtex5 можна створити складну цифрову систему логічної місткості до 8 млн. системних вентилів. При цьому в порівнянні з аналогічною по функціональності заказною інтегральною схемою час розробки значно скорочується.

Сімейство придатне для проектування широкого класу високопродуктивних систем малого і високого ступеня інтеграції – таких, як пристрої передачі даних і пристрої цифрової обробки сигналів. На мікросхемах сімейства Virtex5 реалізуються закінчені рішення в області телекомунікаційних, мережних систем, засобів безпроводного зв'язку, цифрової обробки сигналів, навіть для реалізації комп'ютерних засобів медичних та космічних апаратів.

Створене на основі досвіду, отриманого при розробках попередніх серій ПЛІС, сімейство Virtex5 є революційним кроком вперед, який визначає нові стандарти в виробництві програмованої логіки. Поєднуючи велику різноманітність нових системних властивостей, ієрархію високошвидкісних і гнучких трасуючих ресурсів з передовою технологією виготовлення „кремнія”, сімейство Virtex5 дає широкі можливості реалізації швидкодіючих, великої логічної ємності цифрових пристроїв, при значному зниженні часу розробки.

Після вибору кристалу виконується завантаження до проекту створених на VHDL мові модулів смугового фільтра за допомогою команди Project/Add Source. В діалоговому вікні вибираються всі потрібні файли.

Для виконання синтезу в вікні необхідних процедур запускається процес Synthesize, який складається з етапу аналізу ієрархії та перевірки синтаксису. Вікно проекту із звітом про виконання синтезу містить попередні розрахунки часових параметрів проекту.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 37 |

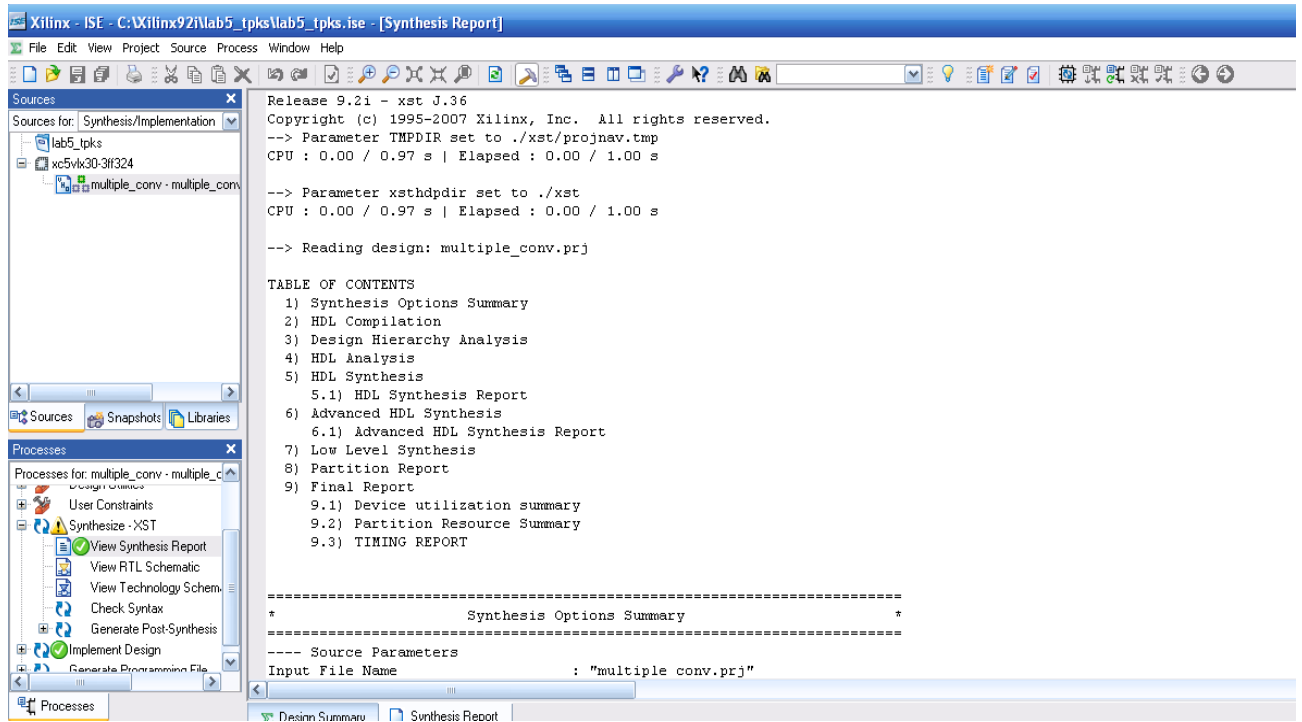


Рис. 2.7. Вікно із звітом про результати синтезу проекту.

3. ПРОЕКТУВАННЯ КОМП'ЮТЕРИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ІМПЕДАНСНОГО ТОМОГРАФА

3.1. Розрахунок принципової схеми генератора синхроімпульсів

Генератор формування синхроімпульсів в імпедансному томографі служить для забезпечення роботи вузлів формування зондуючого струму гармонічної форми та вузлів формування опорного сигналу прямокутної форми, який використовується для роботи синхронного детектора. При розробці структурної схеми пристрою було обгрунтовано, що генератор має виробляти періодичну послідовність прямокутних імпульсів з щільністю 2.

В проектуваному пристрої вибрано частоту зондуючих імпульсів струму $f=70$ кГц, тому що, як впливає з теоретичних відомостей про електричні властивості біотканин, для діагностики без будь-якої загрози ураження серця, нервової системи і м'язів можна використовувати змінний струм з частотою до кількох десятків кілогерц. Тому генератор формування синхроімпульсів повинен виробляти періодичний сигнал прямокутної форми з наступними параметрами:

- частота автоколивань $f=70$ кГц;
- амплітуда автоколивань $U_{вих} = 3...5$ В;
- стабільність частоти коливань $\delta f = \pm 5\%$;
- форма вихідної напруги – періодична послідовність прямокутних імпульсів зі щільністю 2;
- напруга живлення $U_{ж} = 5$ В;
- опір навантаження $R_n < 10$ кОм.

Оскільки до частоти коливань ставляться вимоги забезпечення достатньо високої стабільності, а усі вузли, на які подається сигнал з задаючого генератора, будуть реалізовані на цифрових мікросхемах та операційних підсилювачах, то в якості генератора використаємо схему генератора, яка показана на рис. 3.1.

| | | | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|-------------|------|
| | | | | | KI(м)-21.01 | Арк. |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата | | 39 |

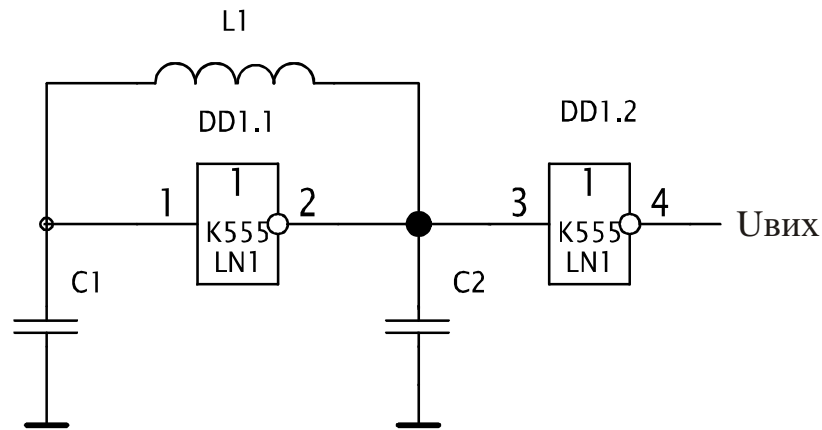


Рис. 3.1. Принципова електрична схема задаючого генератора.

Дана електрична схема реалізована на елементах L_1 , C_1 , C_2 та логічних схемах "НІ".

Активним елементом вибраної схеми генератора є логічний елемент "НІ", що міститься в мікросхемі серії K555LN1. При такій схемній реалізації генератора стабільність частоти буде не гіршою 5%, оскільки добротність коливального контуру на елементах L_1 , C_1 та C_2 можна забезпечити на рівні 20. Використання буферного підсилювача на елементі "НЕ" дозволяє забезпечити низький вихідний опір генератора та усунути вплив інших вузлів на стабільність частоти коливань та сформувати вихідний сигнал прямокутної форми з крутими фронтами заданої щільності.

При розрахунку генератора враховуємо, що характеристики вибраної мікросхеми серії K555LN1 є наступними:

1. Вихідна напруга логічної одиниці - $U_{\text{вих}}(1) = 2.4 \text{ В}$;
2. Вихідна напруга логічного нуля - $U_{\text{вих}}(0) = 0.4 \text{ В}$;
3. Час затримки розповсюдження сигналу при вмиканні логічного елемента - $t_{\text{затр.}(0-1)} = 10 \text{ нс}$;
4. Час затримки розповсюдження сигналу при вимиканні логічного елемента - $t_{\text{затр.}(1-0)} = 21 \text{ нс}$;
5. Коефіцієнт розгалуження по виходу - $K_{\text{роз.}} = 8$;
6. Напруга живлення - $U_{\text{ж}} = 5 \text{ В}$.

Для визначення елементів коливальної системи C_1 , C_2 та L_1 необхідно визначити коефіцієнт підсилення мікросхеми в активній області. Його наближене значення знайдемо з амплітудно-передавальної характеристики логічного елемента, враховуючи, що при зміні сигналу на вході логічного елемента від $U_{вх2}=1.3В$ до $U_{вх1}=2.3В$ напруга на виході логічного елемента змінюється від логічної одиниці до логічного нуля – від $U_{вих1}= 3 В$ до $U_{вих2}= 0.9 В$.

$$K = -\frac{U_{вих2} - U_{вих1}}{U_{вх2} - U_{вх1}} = \frac{0.9 - 3}{2.3 - 1.3} = -2.1.$$

З теорії генераторів відомо, що в генераторі виникають автоколивання, якщо виконується умова збудження коливань:

$$K_{зв} K \geq 1,$$

де K - коефіцієнт підсилення логічного елемента в робочій точці;

$K_{зв}$ - значення коефіцієнта зворотного зв'язку.

Тому мінімальне значення коефіцієнта зворотного зв'язку, яке відповідає умові самозбудження генератора буде дорівнювати:

$$K_{зв \text{ мін}} = 1/K = 1/2.1 \approx 0.48.$$

Для надійного збудження автогенератора вибираємо:

$$K_{зв} > K_{зв \text{ мін}} = 0.5.$$

Вибір значень параметрів елементів зворотного зв'язку проведемо з урахуванням впливу вхідного і вихідного опору логічного елемента. Для вибраного елемента внутрішній вхідний і вихідний опори рівні:

$$R_{вх} = 1...6 \text{ кОм} .$$

$$R_{вих} = 50...100 \text{ Ом}.$$

Для проведення розрахунків приймаємо такий варіант:

$$R_{вх} = 1 \text{ кОм}.$$

$$R_{вих} = 100 \text{ Ом}.$$

Для вибраної схеми автогенератора з виразу для коефіцієнта зворотного зв'язку після проведення математичних перетворень отримуємо:

| | | | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|---------------|------|
| | | | | | $KI(м)-21.01$ | Арк. |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата | | 41 |

$$\omega_0 [R_{\text{вух}} (C_2 R_{\text{вх}} + C_1 (r + R_{\text{вх}} (1 - \omega_0^2 L_1 C_2))) + L_1 + r R_{\text{вх}} C_2] = 0 ;$$

$$K_{\text{зв}} = \frac{R_{\text{вх}}}{R_{\text{вух}} (1 - \omega_0^2 L_1 C_1 C_2 R_{\text{вх}} r) + R_{\text{вх}} (1 - \omega_0^2 L_1 C_2) + r } .$$

З цих рівнянь при врахуванні умови балансу фаз ($\varphi(K_{\text{зв}}) = -180^\circ$) отримуємо формули для визначення елементів C_1 і C_2 :

$$C_1 = \frac{C_2 R_{\text{вх}} (R_{\text{вух}} + r) + L_1}{R_{\text{вух}} (R_{\text{вх}} (1 - \omega_0^2 L_1 C_2) + r)} = \frac{K_{\text{зв}} (R_{\text{вух}} + r + R_{\text{вх}} (1 - \omega_0^2 L_1 C_2) - R_{\text{вх}})}{K_{\text{зв}} \omega_0^2 C_2 R_{\text{вх}} R_{\text{вух}} r} .$$

Прийнявши $L_1 = 100 \text{ мкГн}$ і враховуючи, що добротність котушки для послідовної еквівалентної схеми рівна $Q = \frac{\omega_0 L_1}{r} = 20$, отримуємо:

$$\omega_0 L_1 = 2\pi \cdot 70 \cdot 10^3 \cdot 500 \cdot 10^{-6} = 201.062 ;$$

$$r = 201,062/20 = 6,702 \text{ Ом}.$$

Вибираємо C_2 типу КМ6 4,7 нФ $\pm 10\%$.

Тоді з формули для визначення C_1 отримуємо $C_1 = 14.431$ нФ.

Вибираємо найближче стандартне значення C_1 типу КМ6 15 нФ $\pm 10\%$.

Для забезпечення на виході тактового генератора періодичної послідовності імпульсів прямокутної форми додатково використовуємо елемент DD_{1,2} типу К555ЛН1. Її вибір обумовлений наступними міркуваннями:

- аналогічні типи мікросхем вже використовуються в проектуваному виробі;
- в корпусах мікросхем, що використовуються в інших вузлах генератора є вільні елементи;
- параметри мікросхеми задовільняють поставленим до неї вимогам.

3.2. Розрахунок принципової схеми смугового фільтра

В проектуваному пристрої дія на досліджувану біологічну тканину відбувається за допомогою гармонічних коливань зондуючого струму частотою 70 кГц. Так як задаючий генератор реалізовано на цифровому елементі "HE", то виникає потреба виділення основної гармонічної складової з прямокутних

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 42 |

коливань, так званого меандру. З цією метою в проєктованому пристрої застосовується аналоговий смуговий фільтр на операційному підсилювачі.

Для реалізації смугового фільтра використаємо операційний підсилювач з складним від'ємним зворотнім зв'язком, який повинен забезпечити наступні параметри:

- частота вхідного меандру = f_{ex} - 70 кГц;
- амплітуда вхідних імпульсів прямокутної форми - $U_{вх}$ - 5 В;
- амплітуда гармонічних коливань на виході фільтра - $U_{вих}$ - 4 В;
- напруга живлення $U_{ж}$ - +12 В , -12 В;
- коефіцієнт гармонік вихідних коливань $K_{Г}$ - < 2 %.

Принципова схема такого смугового фільтра показана на рис. 3.2.

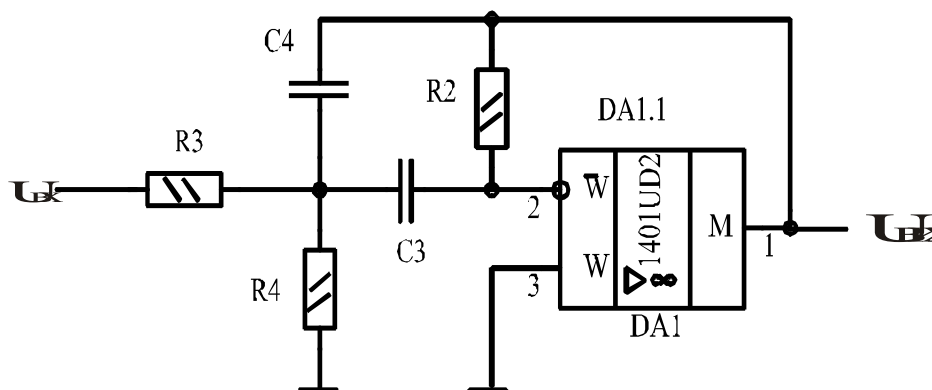


Рис. 3.2. Принципова електрична схема смугового фільтра.

Розрахунок елементів смугового фільтра розпочнемо з визначення добротності смугового фільтра для забезпечення заданого коефіцієнта гармонік на виході фільтра.

Для цього розкладемо сигнал на вході фільтра в ряд Фур'є:

$$u_{ex}(t) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{\infty} a_k \cos(k\omega_0 t) + b_k \sin(k\omega_0 t);$$

$$a_k = \frac{2}{T} \int_{-T/2}^{T/2} U_{m\ ex} \cos(k\omega_0 t) dt; b_k = \frac{2}{T} \int_{-T/2}^{T/2} U_{m\ ex} \sin(k\omega_0 t) dt.$$

Враховуючи, що сигнал на вході фільтра є періодичною послідовністю імпульсів прямокутної форми з амплітудою 5 В та щільністю 2, отримуємо:

$$a_k = \frac{2}{T} \int_{-T/4}^{T/4} 5 \cos(k\omega_0 t) dt = \frac{10 \cdot \sin(k\pi/2)}{k\pi};$$

$$b_k = \frac{2}{T} \int_{-T/2}^{T/2} U_{m\text{ex}} \sin(k\omega_0 t) dt = 0.$$

Звідси виходить :

$$u_{\text{ex}}(t) = 2.5 + \frac{10}{\pi} \left(\sin(\omega_0 t) + \frac{1}{3} \sin(3\omega_0 t) + \frac{1}{5} \sin(5\omega_0 t) + \dots \right).$$

Виходячи з амплітуди основної гармоніки $U_{m1} = \frac{10}{\pi}$ на вході фільтра, визначимо необхідний коефіцієнт передачі фільтра на частоті основної гармоніки:

$$K_u(\omega_0) = \frac{4}{10/\pi} = 1.25.$$

Комплексний коефіцієнт передачі смугового фільтра з врахуванням процесу розстройки описується формулою:

$$K_u(j\omega) = \frac{K_u(\omega_0)}{1 + j \frac{2(\omega - \omega_0)Q}{\omega_0}},$$

де: ω_0 - резонансна частота смугового фільтра; $\Delta\omega = (\omega - \omega_0)$ - процес розстройки частоти сигналу відносно резонансної частоти фільтра; Q - добротність фільтра.

Тому модулі вищих гармонічних складових сигналу на виході фільтра будуть дорівнювати:

$$U_{m3} = \frac{10}{3\pi} \cdot K_u(3\omega_0) = \frac{10}{3\pi} \cdot \frac{K_u(\omega_0)}{\sqrt{1 + \left(\frac{2 \cdot (3\omega_0 - \omega_0)Q}{\omega_0} \right)^2}} = \frac{10}{3\pi} \cdot \frac{K_u(\omega_0)}{\sqrt{1 + (4Q)^2}} = \frac{1.33}{\sqrt{1 + 16Q^2}}$$

$$U_{m5} = \frac{10}{5\pi} \cdot K_u(5\omega_0) = \frac{10}{5\pi} \cdot \frac{K_u(\omega_0)}{\sqrt{1 + \left(\frac{2 \cdot (5\omega_0 - \omega_0)Q}{\omega_0} \right)^2}} = \frac{10}{5\pi} \cdot \frac{K_u(\omega_0)}{\sqrt{1 + (8Q)^2}} = \frac{0.8}{\sqrt{1 + 64Q^2}};$$

$$U_{m7} = \frac{10}{7\pi} \cdot K_u(3\omega_0) = \frac{10}{7\pi} \cdot \frac{K_u(\omega_0)}{\sqrt{1 + \left(\frac{2 \cdot (7\omega_0 - \omega_0)Q}{\omega_0}\right)^2}} = \frac{10}{3\pi} \cdot \frac{K_u(\omega_0)}{\sqrt{1 + (12Q)^2}} = \frac{0.57}{\sqrt{1 + 144Q^2}}$$

Подальшими гармонічними складовими можна нехтувати. Тоді вираз для коефіцієнта гармонік сигналу на виході фільтра буде мати вигляд:

$$K_\varepsilon = \frac{\sqrt{U_{m3}^2 + U_{m5}^2 + U_{m7}^2}}{U_{m1}} = \frac{\sqrt{\left(\frac{1.33^2}{1+16Q^2} + \frac{0.8^2}{1+64Q^2} + \frac{0.57^2}{1+144Q^2}\right)}}{4}$$

Дане рівняння розв'яжемо відносно добротності смугового фільтра Q . Зважаючи на складність його розв'язання аналітичним способом, застосуємо графічний метод розв'язку. На рис. 3.3 показана залежність коефіцієнта гармонік сигналу на виході смугового фільтра від добротності фільтра.

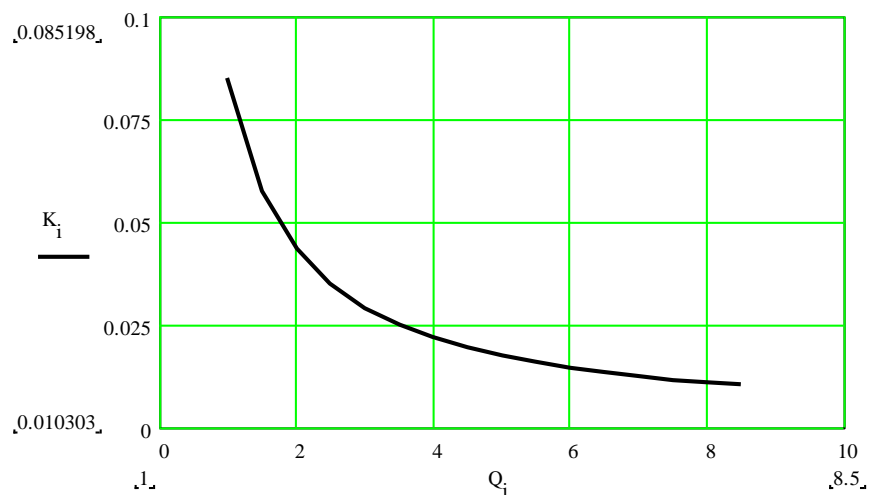


Рис. 3.3. Залежність коефіцієнта гармонік сигналу на виході смугового фільтра від добротності фільтра.

В таблиці 3.1 розраховані значення характеристики смугового фільтра

Таблиця 3.1

Розраховані значення смугового фільтра

| Q | K _Г | Q | K _Г |
|---|----------------|----|----------------|
| 1 | 0.085 | 6 | 0.015 |
| 2 | 0.043 | 7 | 0.013 |
| 3 | 0.029 | 8 | 0.011 |
| 4 | 0.022 | 9 | 9.731E-3 |
| 5 | 0.018 | 10 | 8.759E-3 |

Розрахункові дані вказують, що допустимий коефіцієнт гармонік вихідного сигналу буде забезпечено при добротності смугового фільтра $Q > 4$.

Добротність Q смугового фільтра зв'язана з величинами компонентів схеми виразом:

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{R2(R4 + R3)}{R4R3}} = \pi R2 C3 f_0.$$

Отже, значення резистора $R2$ можна визначити за формулою:

$$R2 C3 = \frac{Q}{\pi f_0} = \frac{5}{3.14 \cdot 70 \cdot 10^3} = 2.275 \cdot 10^{-5}.$$

Задавши значення $C3 = C4 = 1,6$ нФ розрахуємо значення резистора $R2$:

$$R2 = \frac{2.275 \cdot 10^{-5}}{C3} = \frac{2.275 \cdot 10^{-5}}{1.6 \cdot 10^{-9}} = 14.22 \cdot 10^3 \text{ Ом}.$$

В якості резистора $R2$ вибираємо найближче стандартне значення, резистор типу ОМЛТ $15 \text{ кОм} \pm 10\%$.

Значення резистора $R4$ розрахуємо виходячи з умови забезпечення необхідного коефіцієнта передачі для основної гармонічної складової:

$$|K_u(\omega_0)| = \frac{R2}{2R4}, \quad R4 = \frac{R2}{2|K_u(\omega_0)|} = \frac{13 \cdot 10^3}{2 \cdot 1.25} = 5.2 \cdot 10^3 \text{ Ом}.$$

Вибираємо найближче стандартне значення резистора $R4$ типу ОМЛТ $5,1 \text{ кОм} \pm 10\%$.

З виразу для резонансної частоти смугового фільтра:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi C4} \sqrt{\frac{R4 + R3}{R4 R2 R3}},$$

визначаємо номінал опору $R3$ (від точності його визначення залежить точність настройки на гармонічну складову):

$$R3 = \frac{R4}{R4 R2 (2\pi f_0 C3)^2 - 1} = \frac{5.1 \cdot 10^3}{5.1 \cdot 10^3 \cdot 13 \cdot 10^3 (6.28 \cdot 70 \cdot 10^3)^2} = 155.49 \text{ Ом}.$$

Вибираємо найближче стандартне значення резистора $R3$ типу ОМЛТ $160 \text{ Ом} \pm 10\%$.

| | | | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|--------------------|------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | Арк. |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата | | 46 |

При виборі операційного підсилювача, що застосовується в схемі смугового фільтра необхідно задовольнити умову:

$$K_{u \min} > 2 * 5^2 = 50$$

Цій умові задовільняє ІМС операційного підсилювача типу К140УД2, який має наступні параметри :

- напруга живлення $U_{ж}$ - від 1.5 В до 16.5 В, від -1.5 В до -16.5 В;
- $i_{вх}$ - < 100 мА (амплітуда вхідних коливань);
- струм споживання $I_{сп}$ - < 2.3 нА;
- напруга зміщення $U_{зм}$ - < 6 мВ;
- амплітуда вихідних коливань $U_{вих}$ - 12 В, -12 В;
- коеф. підсилення напруги $K_{п}$ - > 50000 ;
- коеф. послаблення синфазних вхідних напруг $K_{псз}$ - > 70 Дб;
- максимальна синфазна вхідна напруга $U_{с \max}$ - $(U_{ж}-2)$ В;
- максимальний вихідний струм $I_{вих \max}$ - 20 мА;
- максимальна вихідна потужність $P_{вих \max}$ - 500 мВт;

3.3. Розрахунок принципової схеми диференційного підсилювача

Підсилювач з диференційним входом в проектованому пристрої призначений для підсилення сигналу, що знімається з електродів, розташованих на поверхні біологічного об'єкта. Цей сигнал створюється зондуючим струмом і внаслідок впливу достатньо низького об'ємного опору і розтікання струму по об'єму об'єкта має низький рівень (1...20мВ). Для нормальної роботи синхронного детектора необхідно забезпечити рівень сигналу в діапазоні 0,2...4В. Крім того підсилювач повинен мати великий коефіцієнт подавлення синфазної завади, що наводиться на електроди об'єкта від близько розташованих провідників мережі живлення, а також повинен забезпечувати достатньо високий вхідний опір вимірювальної частини томографа (100...1000кОм) для усунення її впливу на результати вимірювання.

Нижче наведені основні технічні характеристики підсилювача:

- максимальна амплітуда вхідного сигналу $U_{твх} = 0.2$ В;

| | | | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|--------------------|------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | Арк. |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата | | 47 |

- максимальна амплітуда вихідного сигналу $U_{mвих} = 2 В$;
- частота входних сигналів $f = 70 кГц$;
- вхідний опір $R_{ex} > 1 мОм$;
- живлення від джерела постійного струму $E_{ж} = \pm 12 В$.

Підсилювач реалізуємо на двохходовому аналоговому суматорі напруги на ІМС операційного підсилювача (ОП), який перетворює різницю сигналів на входах підсилювача в один вихідний сигнал. Схема підсилювача показана на рис. 3.4.

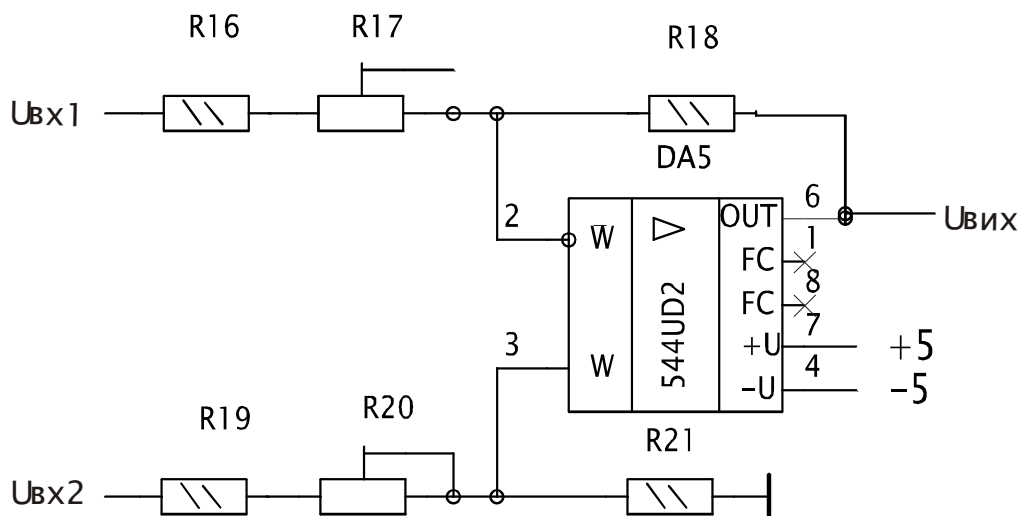


Рис. 3.4. Диференційний підсилювач протифазних сигналів.

У вибраній схемі підсилювача один із сигналів подається через резистор R16 та потенціометр R17 на інвертуючий вхід ОП, а інший через резистор R19 та потенціометр R20 на неінвертуючий вхід ОП.

Принцип роботи схеми ґрунтується на інвертуючому сумуванні та підсиленні напруги, що виникає на резистивному подільнику напруги і подається на інвертуючий та неінвертуючий вхід ОП. При цьому амплітуда напруги на виході суматора та коефіцієнт сумування напруг визначається величиною від’ємного зворотного зв’язку операційного підсилювача.

У зображеній схемі напруга на виході, за умови рівності коефіцієнтів сумування напруг по окремих входах, описується виразом:

$$U_{вих} = U_{ex2} \cdot \left(\frac{R_{21}}{R_{19} + R_{20} + R_{21}} \right) \cdot \left(1 + \frac{R_{18}}{R_{16} + R_{17}} \right) - U_{ex1} \cdot \frac{R_{18}}{R_{16} + R_{17}} = (U_{ex2} - U_{ex1}) \cdot \frac{R_{18}}{R_{16} + R_{17}}$$

Для забезпечення заданого вхідного опору підсилювача, вибираємо сумарне значення резисторів R16+R17 та R19+R20 з умови:

$$(R_{16} + R_{17}) = (R_{19} + R_{20}) \geq R_{ex} = 1 \text{ мОм} .$$

Для забезпечення можливості регулювання коефіцієнта сумування вхідних напруг в межах $\pm 20\%$ від номінального значення величина змінної складової загального опору резисторів R16+R17 має бути рівною 400кОм, а значення величини постійної складової загального опору резисторів R16+R17 має бути рівною 800кОм.

Вибираємо найближче стандартне значення резисторів R16=R19 типу МЛТ-0.125- 820 кОм $\pm 5\%$. Вибираємо найближче стандартне значення потенціометрів R17=R20 типу СПЗ-1Б – 470 кОм $\pm 5\%$.

Значення резисторів R18 та R21 визначимо з умови забезпечення заданого коефіцієнта сумування та однаковості їх значень:

$$\frac{R_{18}}{R_{16} + R_{17}} = 10, \quad R_{18} = 10(R_{16} + R_{17}) = 10 \cdot 1 \text{ мОм} = 10 \text{ мОм}$$

Вибираємо найближче стандартне значення резистора R18 = R21 типу МЛТ-0.125- 10 мОм $\pm 5\%$.

Виходячи з заданого частотного діапазону вхідних сигналів та динамічного діапазону вхідних напруг, частоти та напруги живлення і описаних властивостей використаємо в схемі інтегральну мікросхему ОП загального призначення DA5 типу К544УД2.

3.4. Проектування принципової схеми АЦП

В аналого-цифровому перетворювачі (АЦП) протектована в синхронному детекторі напруга перетворюється у двійковий восьмирозрядний код і подається для проведення автоматизованої обробки інформації у вхідну інтерфейсну шину мікропроцесорного блоку (рис. 3.5).

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 49 |

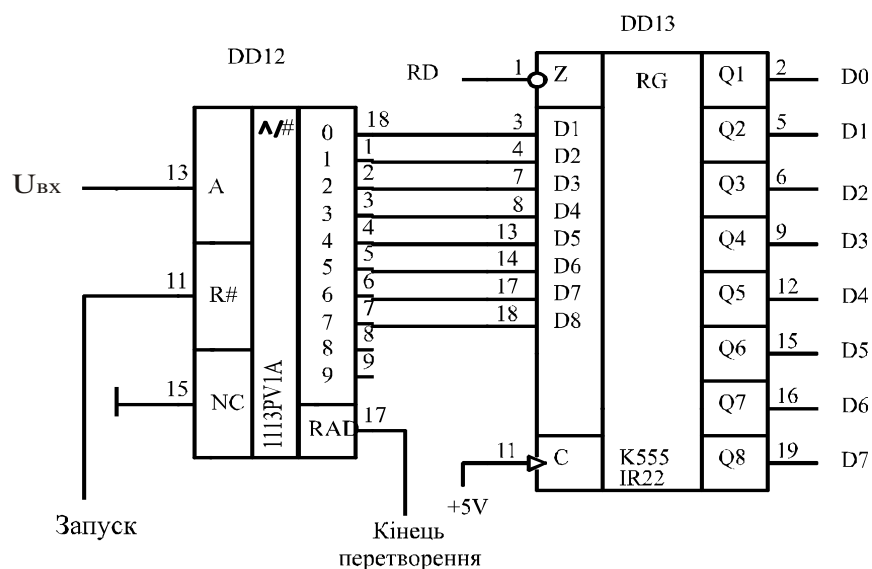


Рис. 3.5. Електрична принципова схема блоку АЦП.

Особливістю організації портів вводу-виводу інформації мікропроцесорного блоку, є те, що у них один восьмирозрядний порт може працювати в режимі двостороннього обміну восьмирозрядним кодом, а другий - в режимі одностороннього вводу п'ятирозрядного коду і виводу трирозрядного коду. Оскільки в проектуваному пристрої однобайтовий (восьмирозрядний) порт ЕОМ використовується для передавання інформації в прилад і приймання інформації з нього, а інший п'ятирозрядний порт для керування його вузлами, то проектуваний вузол АЦП для уникнення конфліктів між портом ПЕОМ і вузлом АЦП повинен передбачати в своєму складі буферний регістр з трьома станами. Названим вимогам задовольняє принципова схема вузла АЦП, що зображена на рис. 3.5.

У показаній схемі продетектована напруга поступає на аналоговий вхід мікросхеми АЦП DD12. При подачі на вхід мікросхеми АЦП сигналу високого рівня "Запуск" перетворена в АЦП попередня інформація зітреться і після закінчення дії цього сигналу мікросхема АЦП почне виконувати новий цикл перетворення. При цьому на виводі «Кінець перетворення» мікросхеми на час перетворення буде сформовано сигнал високого рівня, а після закінчення процесу перетворення мікросхеми АЦП сигнал досягне низького логічного рівня.

Сигнал, перетворений в АЦП у восьмирозрядний двійковий код, далі поступає через мікросхему регістра DD13 на порт ПЕОМ. При цьому ПЕОМ за допомогою сигналу RD переводить регістр DD13 з високоімпедансного стану в активний, і інформація з виходу АЦП поступає на шину порта ПЕОМ.

Для вибору потрібної мікросхеми АЦП розглянемо таблицю 3.2 параметрів блоків АЦП, які серійно випускаються та широко застосовуються в промисловості.

Таблиця 3.2.

Параметри мікросхем модулів АЦП

| Параметр | K572ПВ1 | 572ПВ4 | K1108ПВ1А | K1113ПВ1 | KP572ПВ1А |
|------------------------------------|---------|--------|-----------|----------|-------------|
| Розрядність | 8 | 8 | 10 | 10 | 12 |
| Час перетворення, мкс | 7.5 | 32 | 0.9 | 30 | 100 |
| Похибка лінійності квантування | 0.5 | 0.5 | 0.75 | 1.0 | 4 |
| Диференційна нелінійність квантув. | 0.75 | 0.5 | 1.0 | 1.0 | 2 |
| Напруга живлення, В | 5 | +5 | +5,-5.2 | +5,-15 | +5...15,-15 |
| Споживана потужність мВт | 25 | 15 | 800 | 225 | 30 |

З таблиці бачимо, що доцільно використати мікросхему типу 1113ПВ1, яка перетворює аналоговий сигнал амплітудою від -5.5 В до +5.5В в 10-ти розрядний код за час перетворення 30мкс., не вимагає додаткового використання джерел опорної напруги та тактового генератора, має малу потужність споживання. Використовуючи 8 інформаційних розрядів, можна забезпечити достатньо малу (біля 0.4%) похибку відображення інформації.

В ролі регістра з трьома станами використаємо мікросхему регістра з малим струмом споживання типу K555IR22.

3.5. Проектування принципової схеми регістрів пам'яті та схеми комутації електродів

Схема комутації електродів у проектованому макеті комп'ютеризованої системи імпедансного томографа призначена для автоматизованого під'єднання до біологічного об'єкта пари електродів зондування і пари електродів зняття даних відповідно до заданої мікропроцесором програми вимірювань. Для керування роботою схеми комутатора електродів може використовуватись вихідна одnobайтна (восьмирозрядна) інтерфейсна шина порта LPT модуля CM-X255 та п'ятирозрядна шина другого порта. Оскільки, загальна кількість розрядів інтерфейсної вихідної шини модуля є недостатньою для одночасного керування трьома комутаторами, то в проектованому вимірювальному блоці імпедансного томографа передбачається виконувати керування за десять тактів:

1) на першому такті на вихідну восьмирозрядну шину LPT поступає інформація з блоку мікропроцесора, які саме пари зондуючих електродів потрібно під'єднати до об'єкта вимірювань;

2) на другому такті на відповідний розряд п'ятирозрядної шини порта мікропроцесорного блоку поступає сигнал записування інформації "Строб 1" попереднього такту в перший регістр пам'яті;

3) на третьому такті на вихідну восьмирозрядну шину EOM надходить інформація з блоку мікропроцесора, яку пару зчитуючих електродів під'єднати до об'єкта вимірювань;

4) на четвертому такті на відповідний розряд п'ятирозрядної шини порта блоку мікропроцесора поступає сигнал записування інформації "Строб 2" попереднього такту в перший регістр пам'яті;

5) на п'ятому такті на відповідний розряд п'ятирозрядної шини порта блоку мікропроцесора поступає сигнал на комутатор опорної напруги, який під'єднує до синхронного детектора відповідно першу опорну напругу;

6) на шостому такті на відповідний розряд п'ятирозрядної шини порта блоку мікропроцесора поступає сигнал на комутатор опорної напруги, який під'єднує до синхронного детектора першу опорну напругу, а на інші два

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 52 |

розряди шини сигнал запуску модуля АЦП "Запуск" та переведення мікросхеми регістра DD13 в активний стан;

7) на сьомому такті мікропроцесор зчитує перетворену в модулі АЦП виміряну інформацію з восьмирозрядної шини порта;

8) на восьмому, дев'ятому та десятому тактах відповідно повторюються пункти 5, 6, 7 для іншої опорної напруги.

На рис. 3.6 представлено схему регістрів керування та комутаторів (мультиплексорів) електродів, які виконують перелічені функції. В показаній схемі регістр на мікросхемі DD6 керує роботою комутатора зондуєчих електродів, який побудований на мікросхемах аналогових мультиплексорів DD8 та DD9.

Аналогічну функцію виконують мікросхеми DD7, DD10 та DD11 для керування роботою зчитуючими електродами. Входи цифрових даних (D0...D7) мікросхем регістрів пам'яті DD6 та DD7 під'єднуються до вихідної шини восьмирозрядного порта EOM.

В якості регістрів DD6 та DD7 використаємо мікросхеми регістра з малим споживанням струму типу K555IR22. В якості мікросхем аналогових мультиплексорів DD8, DD9, DD10 та DD11 використаємо мікросхеми типу K561КП2.

При розробці програмного забезпечення необхідно враховувати, що з можливих варіантів адресації восьми електродів потрібно виключити варіанти, які:

- з'єднують однакові електроди зондуєчого сигналу ("закорочують", наприклад електрод 1 з електродом 1);

- не дають нової інформації (наприклад, варіанти з'єднань електрода 1 та електрода 2 і електрода 2 та електрода 1 дають однакову інформацію).

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 53 |

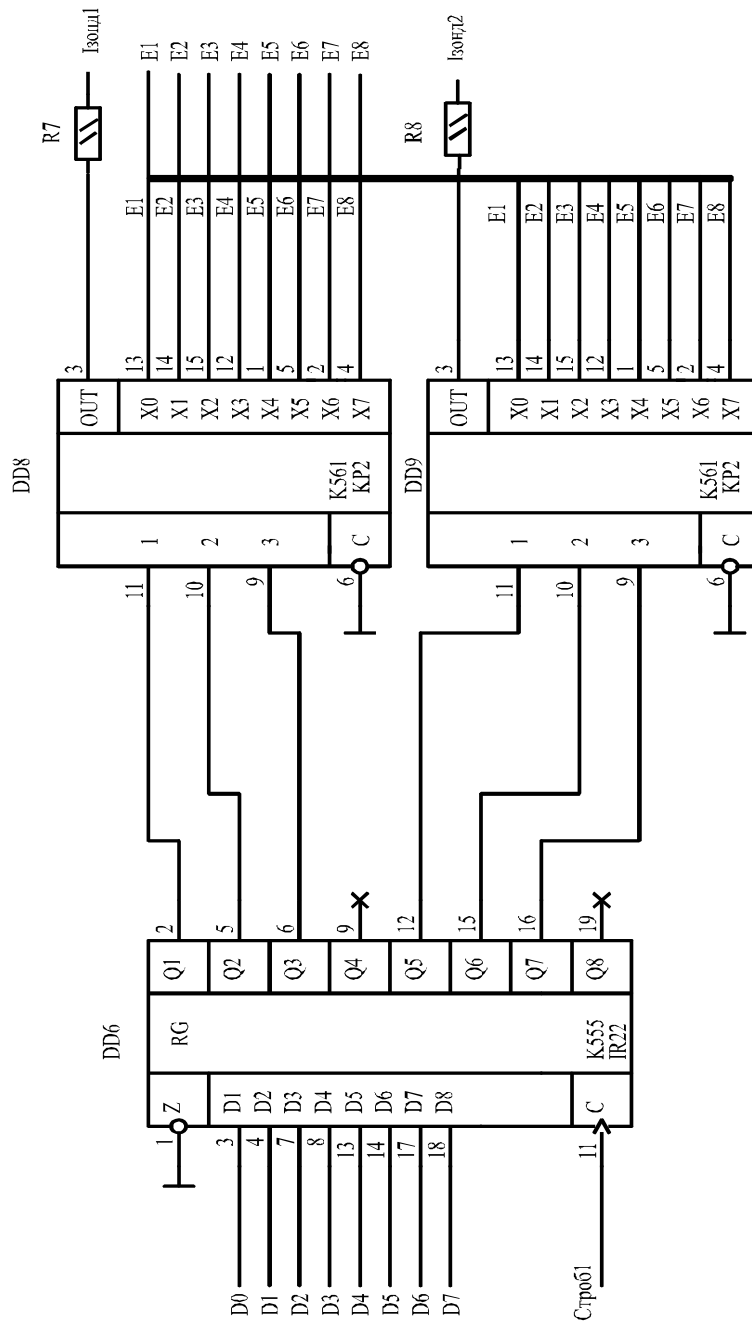


Рис. 3.6. Електрична принципова схема регістрів керування та комутаторів електродів.

В таблиці 3.3 представлена інформація можливих варіантів адресації можливих комбінацій для зондуючих електродів імпедансного томографа.

Можливі комбінації адресації зондуєчи електродів

| | | | | | | | |
|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| <u>1:1</u> | 2:1 | 3:1 | 4:1 | 5:1 | 6:1 | 7:1 | 8:1 |
| 1:2 | <u>2:2</u> | 3:2 | 4:2 | 5:2 | 6:2 | 7:2 | 8:2 |
| 1:3 | 2:3 | <u>3:3</u> | 4:3 | 5:3 | 6:3 | 7:3 | 8:3 |
| 1:4 | 2:4 | 3:4 | <u>4:4</u> | 5:4 | 6:4 | 7:4 | 8:4 |
| 1:5 | 2:5 | 3:5 | 4:5 | <u>5:5</u> | 6:5 | 7:5 | 8:5 |
| 1:6 | 2:6 | 3:6 | 4:6 | 5:6 | <u>6:6</u> | 7:6 | 8:6 |
| 1:7 | 2:7 | 3:7 | 4:7 | 5:7 | 6:7 | <u>7:7</u> | 8:7 |
| 1:8 | 2:8 | 3:8 | 4:8 | 5:8 | 6:8 | 7:8 | <u>8:8</u> |

З таблиці бачимо, що необхідно залишити лише ті варіанти, які розташовані нижче або вище основної діагоналі таблиці. При цьому кількість адресних комбінацій для зондуєчих електродів складає:

$$N_{\text{зонд}} = 7+6+5+4+3+2+1 = 28.$$

Отже на одне зондування одночасно припадає 28 комбінацій сканування.

Сумарна кількість можливих адресних варіантів становить:

$$N_{\text{AB}} = 28*28 = 784.$$

3.6. Проектування смугового фільтру комп'ютеризованої системи імпедансної томографії.

В данному підрозділі виконано апаратне проектування смугового фільтру комп'ютеризованої системи імпедансної томографії з використанням мови Handle-C та системи автоматизованого проектування AccelDSP фірми Xilinx.

На рис. 3.7 представлено блок-схему реалізації смугового фільтру із скінченною імпульсною характеристикою, яка буде реалізована та імплементована в програмовну логічну інтегральну схему (ПЛІС).

| | | | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|--------------------|------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | Арк. |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата | | 55 |

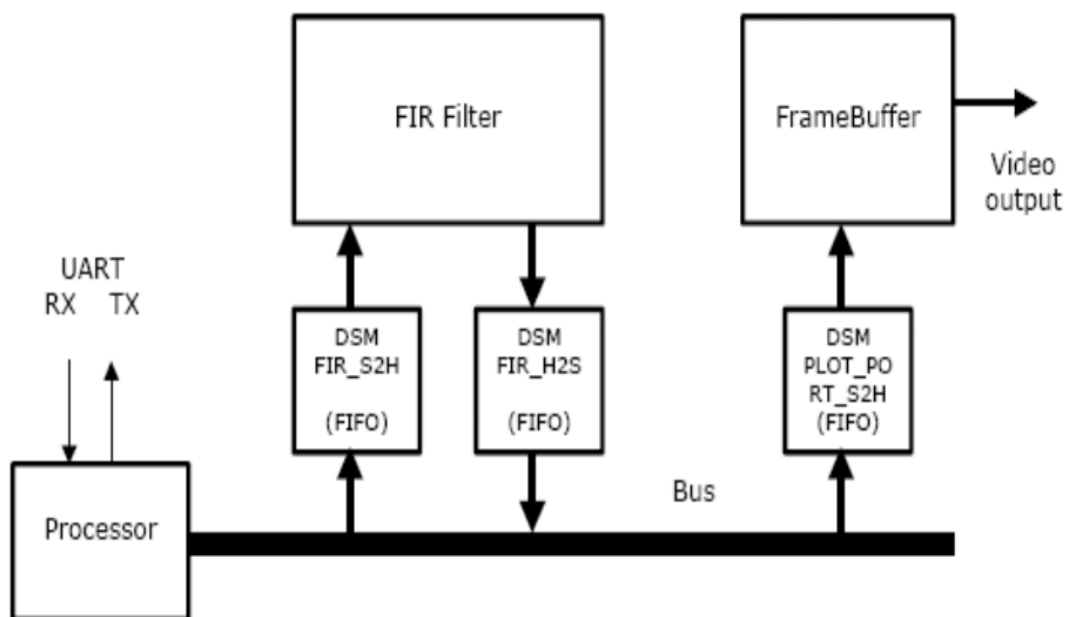


Рис. 3.7. Блок-схема реалізації смугового фільтра із скінченною імпульсною характеристикою.

Проектована система містить фільтр із скінченною імпульсною характеристикою (FIR), який з'єднаний з процесорною платформою через порт DSM. Вхідний порт (S2H – software-to-hardware) використовується для пересилання даних від програми процесора до фільтра через шину (Bus), а вхідний порт (H2S – hardware-to-software) використовується для пересилання даних від фільтра до програми процесора через шину (Bus). Для додаткової візуалізації даних з прикладною програмою процесора використовується кадровий буфер (FrameBuffer), який під'єднується через ще один порт DSM S2H.

Програмне забезпечення розроблене на високорівневій мові системного проектування апаратури (Handle-C), що імплементується на платформі RC200 з процесором Xilinx Microblaze.

Основна задача фільтра полягає в отриманні даних та виконанні фільтрації над ними. Вхідні дані до фільтра із скінченною імпульсною характеристикою (FIR filter) надсилає програмна частина процесора. Програмна та апаратна частини системи з'єднані між собою через порт DSM S2H. Імплементацію фільтра містить бібліотека filterlib.hcl library. Проектований

фільтр є симетричним. Оскільки, всі його коефіцієнти є симетричними, то можна задавати не всю фільтрувальну послідовність ваг, а лише її половину. Наприклад для парної послідовності ваг (1,1,0,0,1,1) задають лише (1,1,0), а для непарної послідовності (1,1,0,0,0,1,1) задають (1,1,0,0).

Щоб запустити фільтр, потрібно запустити бібліотеку filterlib.hch. Вона запускається за допомогою проектного файлу dsm_fir.hcc в якому міститься заголовочний файл dsm_fir.h. Він розділяється поміж програмною і апаратною частинами проекту і визначає тип і коефіцієнт фільтру. Коли потрібно застосувати високочастотний фільтр, тоді визначають макро HIGHPASS препроцесора (#define HIGHPASS) у файлі заголовку. Коли це макро залишають невизначеним, тоді, за замовчуванням, фільтр визначають як низькочастотний (lowpass filter). Макро (Fir filter) читає дані з порту DSM S2H та зберігає їх в змінній входу. Вхідне значення Input записується до фільтру і опрацьовується. Результати фільтрування, які видає фільтр надсилаються до програмної частини через порт DSM H2S. Читання інформації з портів та записування інформації в порти виконується за допомогою макросів DsmRead() і DsmWrite ().

Кадровий буфер (FrameBuffer) використовують для виводу відфільтрованих даних на екран монітора. Програмна і апаратна частини взаємодіють між собою через порт DSM S2H. Індексний номер порта є PLOT_PORT_S2H. Читання виконує макрос DsmRead(), а запис PalFrameBuffer16Wtite(), які викликаються в безмежному циклі.

На рис. 3.8 подано візуальний проект моделі смугового фільтра засобами Simullink HDL Coder, який використовується для перевірки, генерації і верифікації автоматично отриманого з високорівневої Simulink моделі HDL-опису конвеєрного програмованого FIR-фільтру. Високорівневу модель фільтра створено засобами візуального програмування Simulink з використанням засобу графічного введення алгоритмів керування Stateflow інтегрованого середовища комп'ютерної математики Matlab.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 57 |

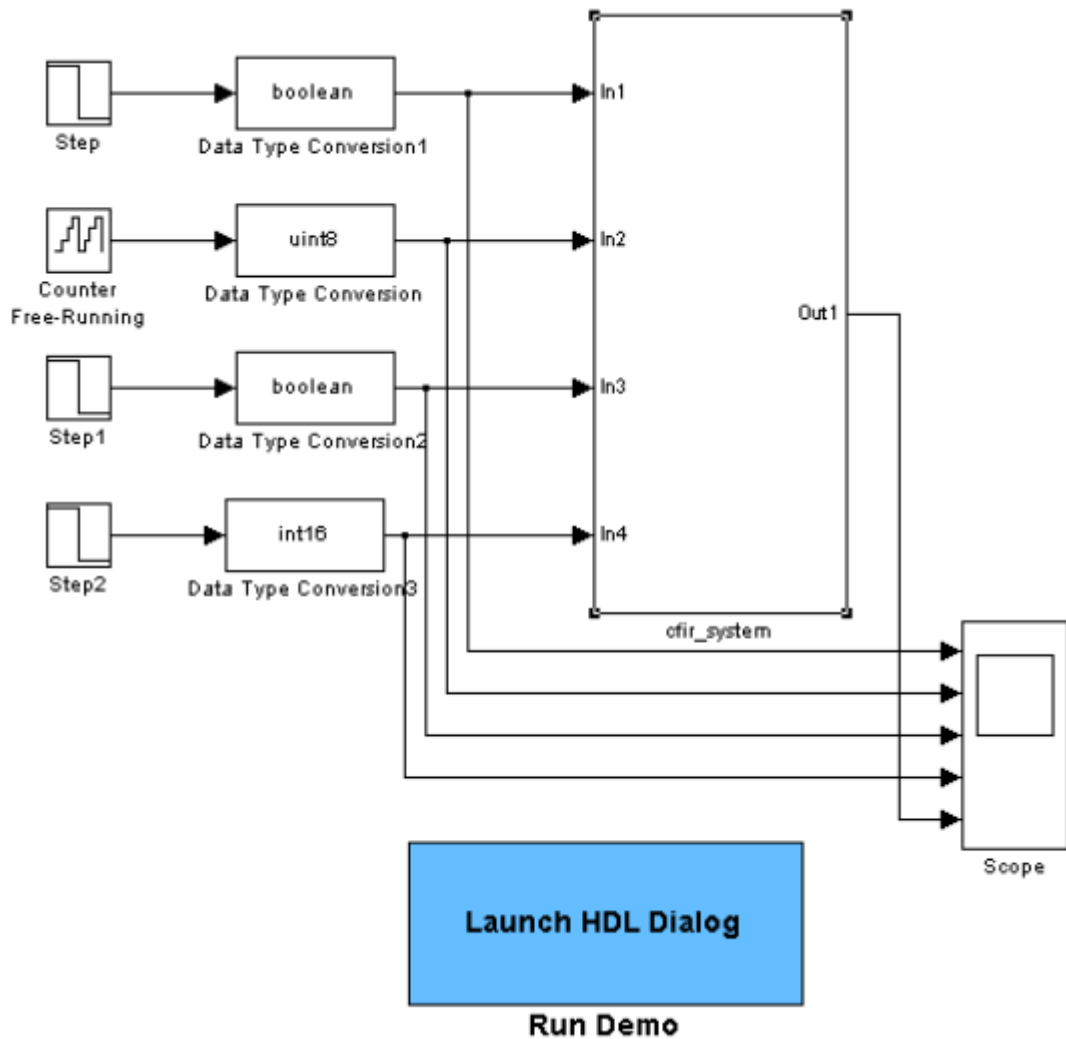


Рис. 3.8. Візуальна Simulink модель смугового фільтра.

На даній візуальній моделі фільтр позначено `cfir_system`. Результати фільтрації спостерігають на віртуальному екрані багатоканального осцилографа Scope. Зліва на моделі можна спостерігати уведені віртуальні джерела віртуальних сигналів, що віртуально фільтруються. Прямокутна клавіша знизу ініціює діалог перед автоматичною генерацією VHDL-коду відповідного візуальній моделі фільтра.

Модель цифрового фільтра розміщена в файлі `FIR.m`. Модель працює з двома буферами: вхідним та вихідним. Наступним кроком з текстового файлу `coefficient.txt` модель зчитує наступні коефіцієнти фільтрації:

```
4.3723023e-003  8.5982873e-003  2.0507030e-002  4.1170253e-002  6.8559790e-002
9.7789676e-002  1.2244394e-001  1.3655872e-001  1.3655872e-001  1.2244394e-001
9.7789676e-002  6.8559790e-002  4.1170253e-002  2.0507030e-002  8.5982873e-003
4.3723023e-003
```

Дані коефіцієнти подані у форматі чисел з рухомою комою. Тобто, на першому етапі моделювання всі обчислення виконуються над числами з рухомою комою, що практично не призначено для реалізації в апаратурі. Далі по конструкції фільтру цифрова лінія затримки очищується. Наступним кроком знаходять значення поточного відліку на виході як суму зважену коефіцієнтами відліків вхідного сигналу, що знаходяться на вході лінії затримки, в самій лінії затримки та на її виході. Після того починають готуватися до обчислення наступного виходу фільтру, для чого вмістиме лінії затримки зсувають на один крок таким чином, щоб старший за часом прибуття вхідний відлік зник з виходу лінії, а наймолодший за часом прибуття відлік міг опинитися на вході цієї лінії. Код моделі розпочинають з означення функції `fir`:

```
function outdatabuf=fir(indatabuf)
% завантажити (означити) коефіцієнти фільтру
coeff = load('coefficients.txt');
persistent tap_delay;
% очистити лінію затримки на початку фільтрації
if isempty(tap_delay)
    tap_delay = zeros(1,length(coeff));
end
% знайти суму добутоків
outdatabuf = tap_delay * coeff(end:-1:1)';
% зсунути на один крок в лінії затримки
tap_delay = [tap_delay(2:length(coeff)) indatabuf];
```

В результаті поданий вище код в середовищі Matlab відповідає процедурі обчислення одного вихідного відліку цифрового фільтру. Неперервну роботу фільтру (неперервне генерування відліків на виході) моделюють повторенням цієї процедури. Щоб промоделювати роботу фільтру необхідно мати модель фільтру та тест-бенч, в ролі якого в середовищі Matlab використовується скриптовий файл (`fir_script.m`).

Першим кроком виконання проекту виконується моделювання фільтру матричною мовою в середовищі Matlab. Даний етап називається Verify Floating Point.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(m)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 59 |

На рис. 3.9 подано часову діаграму моделювання роботи смугового фільтру (сигнал із завадою поступає на вхід фільтру, на виході отримуємо сигнал без завад) в середовищі Matlab.

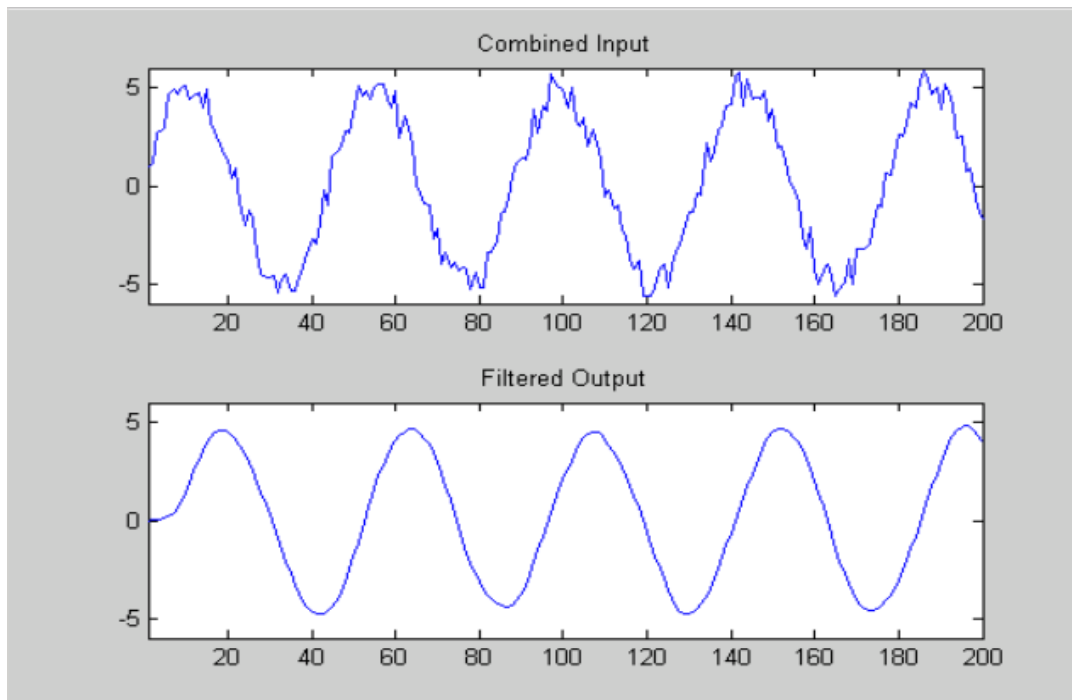


Рис. 3.9. Моделювання роботи смугового фільтру (сигнал із завадою поступає на вхід фільтру, на виході отримуємо сигнал без завад).

На другому етапі виконується аналіз можливості переходу до моделі з фіксованою комою для мови C++. Етап має назву *Analyze*.

Третім кроком є генерація моделі з фіксованою комою *Generate Fixed Point*. Отримують файли *fir.h*, *fir.cpp* та *fir.dll*. Скриптовий файл не опрацьовують.

Четвертим кроком повторно виконуємо моделювання фільтру, алев же для моделі мовою C++ з фіксованою комою. Отримуємо повідомлення, що модель коректно відпрацювала на великих і малих значеннях на виході фільтру.

На п'ятому кроці *Generate RTL* (модель фільтру на мові C++ перетворюють у модель на мові VHDL) в автоматичному режимі створюємо VHDL-модель фільтру *fir.vhd*.

Шостим кроком *Verify RTL* верифікуємо автоматично отриману VHDL модель в режимі функціональної симуляції (без врахування затримок). Верифікацію виконуємо на ISE симуляторі. В результаті отримуємо текстове

повідомлення, що функційна верифікація завершилася успішно і можна переходити до виконання наступного кроку.

Сьомим кроком виконуємо синтез VHDL-моделі засобами синтезатора Xilinx XSI САПР Xilinx ISE. Даний етап має назву Synthesize RTL, в результаті виконання створюється функційна схема проекту (netlist), яка в подальшому імплементується в ПЛІС.

Восьмим кроком виконуємо імплементування проекту Implement засобами Xilinx ISE, за допомогою спеціальних утиліт опрацьовуємо netlist. На цьому етапі ми отримаємо повну інформацію про склад і обсяг апаратних ресурсів цільової ПЛІС, що задіяні в проекті, а також максимальне значення тактової частоти, значення максимального темпу надходження виборок сигналу, що фільтрується, на вході фільтру (отримано 5 MSPS – мільйонів виборок за секунду), що дозволяє нам фільтрувати навіть рухомі зображення (біосигнали) в режимі реального часу.

На рис. 3.10 показана внутрішня структура смугового фільтра, який складається з керуючого автомата (КА/FSM) та операційного автомата (ОА/Datapath). Керуючий автомат реалізований на базі теорії скінченних автоматів. Стани переходів автомату реалізуються за допомогою графу.

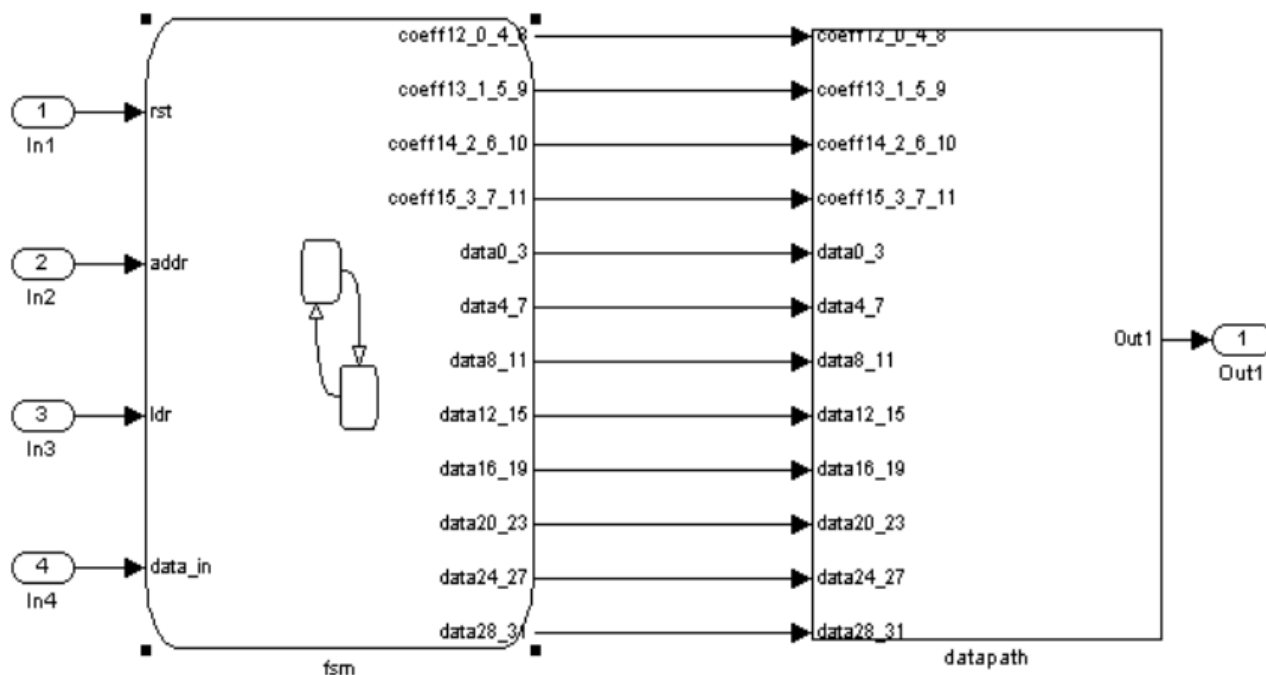


Рис. 3.10. Внутрішня структура смугового фільтра.

На входи додавача поступають 8 вхідних пакетів 4-розрядних вхідних даних (data0_3 - data28_31), які поступово сумуються між собою на додавачах Add0, Add1, Add2 та Add3. На виході отримуємо 8-розрядні результати попереднього сумування (pre_add0_4_8_12, pre_add1_5_9_13, pre_add2_6_10_14, pre_add3_7_11_15) визначених пар вхідних 4-розрядних даних.

На рис. 3.13 представлена внутрішня структура акумулятора операційного автомата смугового фільтра.

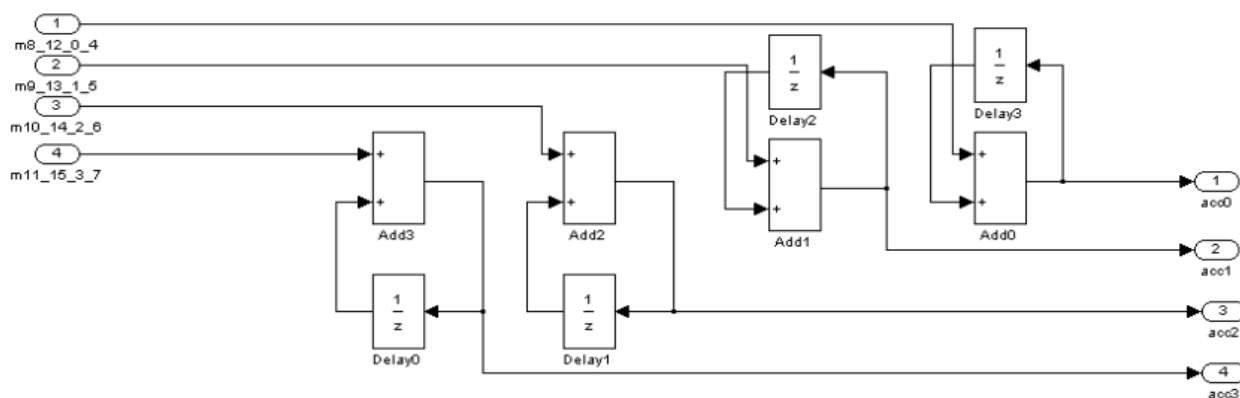


Рис. 3.13. Внутрішня структура акумулятора операційного автомата фільтра.

На входи акумулятора поступають 4 пакети 8-розрядних вихідних даних з блоків регістрів затримок (m8_12_0_4, m9_13_1_5, m10_14_2_6, m11_15_3_7), які поступово сумуються між собою на додавачах з регістрами затримок Add0, Add1, Add2 та Add3. На виходах акумулятора (acc0, acc1, acc2, acc3) отримуємо 8-розрядні результати сумування вхідних даних та проміжних результатів.

На рис. 3.14 показана часова діаграма функціонування роботи смугового фільтра на екрані віртуального осцилографа. На часовій діаграмі можна спостерігати формування вихідних кодів роботи смугового фільтра.

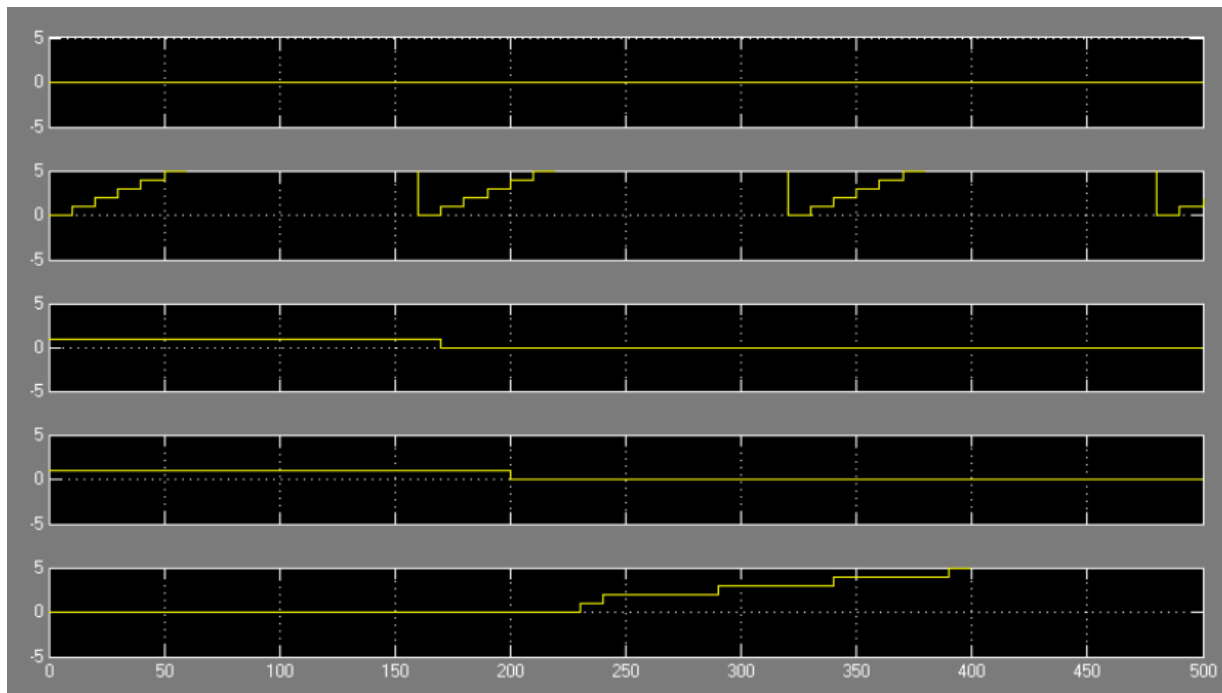


Рис. 3.14. Часова діаграма роботи смугового фільтра.

Синтез автоматично згенерованої VHDL-моделі смугового фільтра виконано засобами САПР Xilinx ISE (рис. 3.15) на ПЛІС сімейства Virtex6 фірми Xilinx.

The screenshot displays the Xilinx ISE interface with the following sections:

- Sources for:** Synthesis/Implement. Number of: LUTs.
- Hierarchy:** Shows the project structure including 'cfir_system' and its sub-components like 'u_fsm', 'u_datapath', 'u_pre_add', 'u_mult', and 'u_acc'.
- FPGA Design Summary:** A tree view of reports including Design Overview, Errors and Warnings, and Detailed Reports.
- CFIR_MATLAB Project Status:**

| | | | |
|-------------------------|-----------------|-----------------------|----------------------------|
| Project File: | cfir_matlab.ise | Current State: | Programming File Generated |
| Module Name: | cfir_system | Errors: | No Errors |
| Target Device: | xc2v500-4fg456 | Warnings: | 150 Warnings |
| Product Version: | ISE 8.2i | Updated: | Sat Feb 17 10:26:05 2007 |
- CFIR_MATLAB Partition Summary:** No partition information was found.
- Device Utilization Summary:**

| Logic Utilization | Used | Available | Utilization | Note(s) |
|--|-------|-----------|-------------|---------|
| Number of Slice Flip Flops | 1,235 | 6,144 | 20% | |
| Number of 4 input LUTs | 1,052 | 6,144 | 17% | |
| Logic Distribution | | | | |
| Number of occupied Slices | 1,129 | 3,072 | 36% | |
| Number of Slices containing only related logic | 1,129 | 1,129 | 100% | |

Рис. 3.15. Проект смугового фільтра в системі Xilinx ISE.

На етапі синтезу отримано звіт із системними характеристиками імплементації проекту до ПЛІС сімейства Virtex6 (рис. 3.16).


```

-----
Timing Summary:
Speed Grade: -4
  Minimum period: 8.385ns (Maximum Frequency: 119.261MHz)
  Minimum input arrival time before clock: 9.709ns
  Maximum output required time after clock: 14.814ns
  Maximum combinational path delay: 7.458ns
-----

Device Utilization Summary:
Number of BUFGMUXs                1 out of 16    6%
Number of External IOBs           46 out of 264  17%
  Number of LOCed IOBs             0 out of 46    0%
Number of MULT18X18s              4 out of 32   12%
Number of SLICES                   1129 out of 3072 36%
-----

```

Рис. 3.16. Результати імплементації проекту на ПЛІС в системі Xilinx ISE.

Аналізуючи отримані результати системних характеристик бачимо, що максимальна частота функціонування смугового фільтру складає 119 МГц, кількість затрачених комірок ПЛІС складає 36%, перемножувачів 12%, а блоків мультиплексорів 6%.

На рис. 3.17 подано топологію кристалу отриману в результаті синтезу та імплементації проекту смугового фільтру в системі Xilinx ISE.

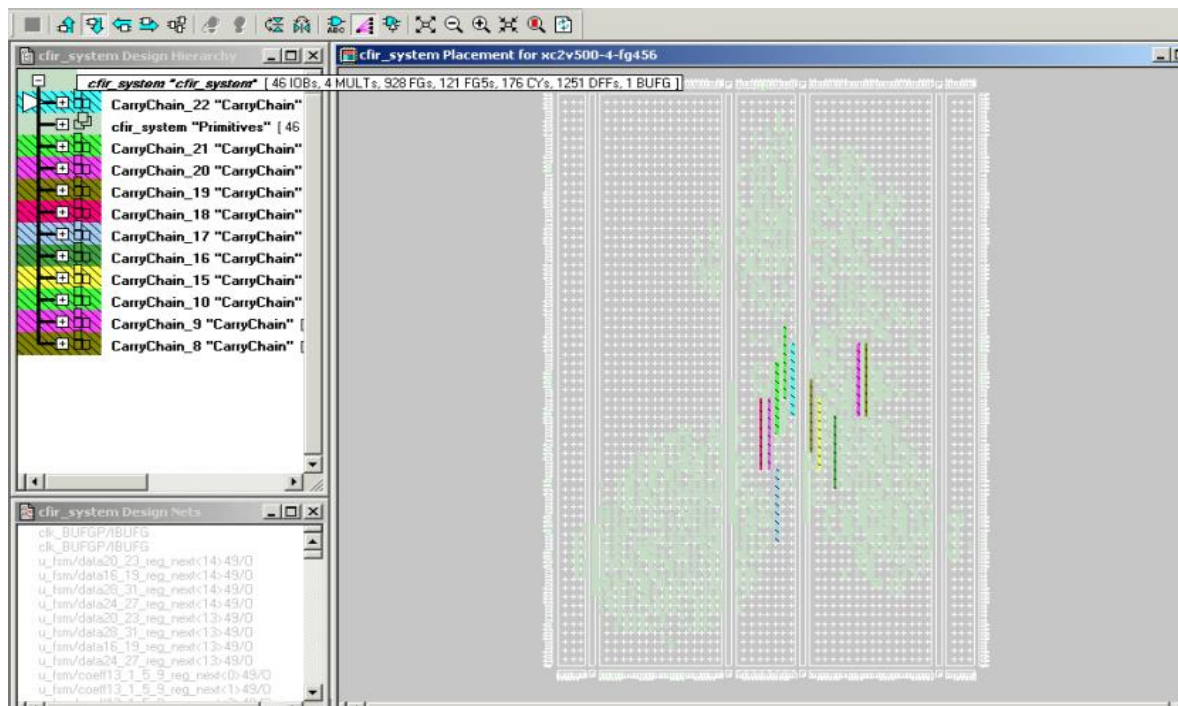


Рис. 3.13. Топологія кристалу отримана в результаті синтезу та імплементації проекту смугового фільтру в системі Xilinx ISE.

Як бачимо з даного рисунку компоненти смугового фільтру із скінченною імпульсною характеристикою займають приблизно 50% вибраного кристалу ПЛІС.

ВИСНОВКИ

В процесі виконання магістерської кваліфікаційної роботи розроблено комп'ютеризовану систему керування імпедансним томографом на базі мікропроцесорного модуля CM-X225 фірми CompuLab Ltd.

При виконанні даної роботи було виконано наступні завдання:

1. Описано актуальність поставленого технічного завдання на проектування.

2. Проведено класифікацію методів томографії та описано їхні основні особливості.

3. Проаналізовано математичні методи розв'язку задач томографії.

4. Обґрунтовано та здійснено вибір апаратних модулів комп'ютеризованої системи керування імпедансним томографом та програмного забезпечення для синтезу компонентів системи на ПЛІС.

5. Розроблено схеми електричні принципи АЦП, реєстрів пам'яті та комутаторів електродів.

6. Проведено розрахунок схем генератора імпульсів та диференціального підсилювача системи.

7. Розроблено програмну модель смугового фільтру із скінченною імпульсною характеристикою в середовищі Matlab та отримано графіки результатів моделювання смугового фільтру.

8. Розроблено апаратну VHDL-модель смугового фільтра та проведено її тестування та синтез засобами САПР Xilinx ISE на ПЛІС сімейства Virtex5 фірми Xilinx.

Розроблену комп'ютеризовану систему керування імпедансним томографом можна використати в складі томографів для обладнання багатопрофільних медичних закладів, поліклінік та науково-дослідних установ медичного спрямування.

| | | | | | | |
|------------|-------------|-----------------|---------------|-------------|--------------------|-------------|
| | | | | | <i>KI(м)-21.01</i> | <i>Арк.</i> |
| <i>Зм.</i> | <i>Арк.</i> | <i>№ докум.</i> | <i>Підпис</i> | <i>Дата</i> | | 66 |

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Мартиросов Э. Г. Технологии и методы определения состава тела человека\ Э. Г. Мартиросов, Д. В. Николаев, С. Г. Руднев. – М.: Наука, 2006. – 248 с.
2. Кухарев Г. А. Биометрические системы: Методы и средства идентификации личности человека. – СПб.: Политехника, 2001. – 240 с.
3. Лопата В.А. К истории рентгеновской томографии // Электроника и связь.- №5, 2010. – с. 236-242.
4. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии. Учебное пособие. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с.
5. В. М. Локазюк. Мікропроцесори та мікроЕОМ у виробничих системах. Видавн.центр “Академік”, Київ 2002. -234с.
6. И. Булгаков. Процессорный модуль CM-X255 компании CompuLab Ltd. Компоненты и системы, № 8, 2005, Рубрика «Встраиваемые системы», стр. 118 – 121.
7. І.Т.Стрепко,О.В.Тимченко, Б.В.Дурняк. Проектування систем керування на однокристальних мікро-ЕОМ. “Фенікс”,Київ,1998.-285с.
8. Цилькер Б.Я., Орлов С.А. Организация ЭВМ и систем: Учебник для вузов. –СП.: Питер, 2006. -668с.
9. Корячко В. П. Микропроцессоры и микроЭВМ в радиоэлектронных средствах; Учеб. Для вузов по спец. 'Конструирование и технология радиоэлектронных средств. - М.; Внеш. Шк, 1990. -274с
10. The physics of medical imaging, edited by S. Webb, IOP Publishing Ltd, 1988. – 640 p.
11. Webster J. G. Electrical Impedance tomography. Bristol, New York: Adam Higler, 1990. 223 p.
12. Cormack A.M. Early two-dimensional reconstruction and recent topics stemming from it / Nobel Lecture, 8 December, 1979.

| | | | | | | |
|-----|------|----------|--------|------|-------------|------|
| | | | | | KI(м)-21.01 | Арк. |
| Зм. | Арк. | № докум. | Підпис | Дата | | 67 |