

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

УДК 621.39

«Допущено до захисту»

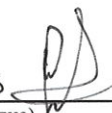
Завідувач кафедри
комп'ютерних технологій у
медицині та телекомунікаціях
к.т.н., доц. Чухов В.В.


« 19 » 12 2023 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

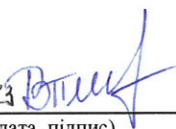
на тему **ДОСЛІДЖЕННЯ ПІДВИЩЕННЯ ЗАВАДОСТІЙКОСТІ**
ІНФОРМАЦІЙНО-ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙНИХ СИСТЕМ
МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ
за спеціальністю 172 «Телекомунікації та радіотехніка»
освітній ступінь «магістр»

Виконавець роботи
студент 2 курсу, гр.ТРМ-22-1

19.12.2023 
(дата, підпис)

Дзюбенко К.В.

Керівник роботи
к.т.н., доц.

19.12.2023 
(дата, підпис)

Манойлов В.П.

Житомир
2023

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ «ЖИТОМИРСЬКА ПОЛІТЕХНІКА»
ФАКУЛЬТЕТ ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
КАФЕДРА КОМП'ЮТЕРНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У МЕДИЦИНІ ТА ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЯХ

Пояснювальна записка
до кваліфікаційної магістерської роботи

на тему ДОСЛІДЖЕННЯ ПІДВИЩЕННЯ ЗАВАДОСТІЙКОСТІ
ІНФОРМАЦІЙНО-ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙНИХ СИСТЕМ МЕДИЧНОГО
ПРИЗНАЧЕННЯ

Виконав: студент 2 курсу,
групи ТРм-22-1 спеціальності
172 «Телекомунікації та радіотехніка»

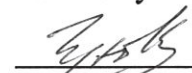
Дзюбенко К. _____

Керівник Манойлов В.П.

Рецензент Коломієць Р.О.

«Затверджено»

Завідувач кафедри комп'ютерних
технологій у медицині та
телекомунікаціях

 Владислав ЧУХОВ

«27» 10 2022р.

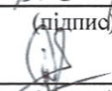
Завдання на кваліфікаційну магістерську роботу

Дзюбенко Кирило Варимович
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Дослідження підвищення завадостійкості інформаційно-телекомунікаційних систем мед. приладів
затверджено наказом по університету від «22» 11 2023 р. № 679/с
2. Мета дослідження підвищити завадостійкість ІТС медичного приладів шляхом дослідження методів та засобів
3. Вихідні дані (характеристики об'єкта, умов дослідження та ін. медичні сигнали, ТХ системи, розгінки, передачі інформації)
4. Основні задачі дослідження дослідити засоби передачі телеметричної інформації
5. Термін подання роботи до захисту грудень, 2023
6. Дата видачі завдання «27» 10 2022р.

Науковий керівник

Завдання прийняв
до виконання


(підпис)

(підпис)


(прізвище, ініціали)
Дзюбенко К.В.
(прізвище, ініціали)

АНОТАЦІЯ

ЗМІСТ

ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1 ТЕХНОЛОГІЇ СТВОРЕННЯ СУЧАСНИХ ІНФОРМАЦІЙНО-ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙНИХ СИСТЕМ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ.....	9
1.1 Аналіз сфери використання та класифікація медичних інформаційно-телекомунікаційних систем.....	9
1.2 Основні принципи організації інформаційно- телекомунікаційних систем медичного призначення.....	13
1.3 Сучасні структурно-логічні моделі та класифікація медичних інформаційно-телекомунікаційних систем.....	18
1.4 Характеристики каналів зв'язку передачі медичної інформації	24
РОЗДІЛ 2 МОДЕЛЬ ОПТИМАЛЬНОЇ ЦИФРОВОЇ ФІЛЬТРАЦІЇ	27
2.1 Методи оптимальної цифрової фільтрації різнотипних сигналів в інформаційно-телекомунікаційних системах медичного призначення.....	27
2.2 Порівняння методів адаптивної фільтрації на прикладі спотвореного нестационарного сигналу.....	37
2.3 Порівняння методів адаптивної фільтрації на прикладі спотвореного хаотичного сигналу	43
РОЗДІЛ 3 ЕКСПЕРЕМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА	46
3.1 Дослідження уточненого методу оптимальної цифрової фільтрації	46
3.2 Умови задачі оптимальної фільтрації, що вирішується	46
3.3 Складові методу оптимальної фільтрації	48
3.5 Програмне забезпечення вдосконаленої технології обробки різнотипних сигналів в інформаційно-телекомунікаційних системах медичного призначення.....	51
3.6 Оцінка зменшення адитивного шуму	53
3.7 Оцінка результатів фільтрації стаціонарного сигналу	54

3.8 Оцінка результатів фільтрації нестационарного сигналу	57
3.9 Впровадження розроблених методів та моделей	59
3.10 Структурно-аналітична модель вдосконаленої технології обробки інформації	62
ВИСНОВКИ.....	66
ВИКОРИСТАНА ЛІТЕРАТУРА.....	67

ВСТУП

Сучасну державу та її існування не можливо уявити без інтегрованих інформаційно-телекомунікаційних систем (ІТС), що забезпечують поширення інформаційних потоків різних класів, утворюючи глобальний інформаційний простір в суспільстві. Розвиток сучасних ІТС та їх широке застосування в різних сферах людської життєдіяльності, обумовлює різке збільшення обсягів інформаційних потоків й різноманіття типів інформації, які передаються, зберігаються та обробляються в сучасних інформаційно-комунікаційних системах.

Розвиток сучасних ІТС характеризується стрімким зростанням використання цифрових технологій у всіх сферах життя суспільства, включаючи охорону здоров'я. Ці технології мають значний потенціал для покращення якості та доступності медичної допомоги. Одним із найважливіших напрямків розвитку ІТС в охороні здоров'я є впровадження систем електронної охорони здоров'я (ЕОЗ). ЕОЗ об'єднують різні медичні інформаційні системи в єдину систему, що дозволяє лікарям отримувати доступ до необхідної інформації про пацієнтів з будь-якої точки світу. Це може допомогти покращити координацію медичної допомоги, зменшити помилки та забезпечити більш ефективне використання ресурсів.

Питанням розробки ефективних ІТС присвячені дослідження багатьох вітчизняних та світових вчених, серед них: Баран П., Галлагер Р., Скляр Б., Хаффман Д., Шеннон К., Беркман Л.Н., Золотарьов В.В., Ільченко М.Ю., Конахович Г.Ф., Поповський В.В., Поляков П.Ф, Юдін О.К. Вчені за останні роки працюють у напрямках розробки нових алгоритмів для обробки інформації, які будуть більш ефективними та продуктивними; нових методів штучного інтелекту, які будуть більш точними та надійнішими; нових методів телекомунікацій, які будуть більш швидкими та надійними; нових методів безпеки для ІТС, які будуть більш ефективними та надійнішими.

Актуальність інформаційно-телекомунікаційних систем медичного призначення полягає в їх здатності забезпечувати ефективну обробку, зберігання та передачу медичної інформації. Спотворення первинних

дискретних біомедичних сигналів та цифрових сигналів мережевого обладнання ускладнює процес обміну інформацією за високих рівнів завад та малих потужностей первинного сигналу. Оптимальна цифрова фільтрація є одним з шляхів забезпечення ефективного функціонування ІТС медичного призначення. Оскільки не існує єдиного найбільш ефективного методу оптимальної цифрової фільтрації для різноманітних характеристик первинного сигналу та завад, підвищення завадостійкості функціонування ІТС медичного призначення на базі нових більш ефективних методів і моделей адаптивної дискретизації та оптимальної цифрової фільтрації є **актуальною науково-прикладною задачею.**

РОЗДІЛ 1 ТЕХНОЛОГІЇ СТВОРЕННЯ СУЧАСНИХ ІНФОРМАЦІЙНО-ТЕЛЕКОМУНІКАЦІЙНИХ СИСТЕМ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

1.1 Аналіз сфери використання та класифікація медичних інформаційно-телекомунікаційних систем

Розвиток сучасних ІТС характеризується стрімким зростанням використання цифрових технологій у всіх сферах життя суспільства, включаючи охорону здоров'я. Ці технології мають значний потенціал для покращення якості та доступності медичної допомоги.

Одним із найважливіших напрямків розвитку ІТС в охороні здоров'я є впровадження систем електронної охорони здоров'я (ЕОЗ). ЕОЗ об'єднують різні медичні інформаційні системи в єдину систему, що дозволяє лікарям отримувати доступ до необхідної інформації про пацієнтів з будь-якої точки світу. Це може допомогти покращити координацію медичної допомоги, зменшити помилки та забезпечити більш ефективне використання ресурсів.

Інші важливі напрямки розвитку ІТС в охороні здоров'я включають:

- Розвиток систем дистанційної медицини, які дозволяють лікарям надавати медичну допомогу пацієнтам, які проживають у віддалених районах.
- Використання штучного інтелекту та машинного навчання для аналізу медичних даних, що може допомогти лікарям приймати більш обґрунтовані рішення.
- Розробка нових медичних пристроїв, які використовують ІКТ, наприклад, носяться пристрої, які можуть відстежувати стан здоров'я пацієнтів.

Ці технології вже мають значний вплив на охорону здоров'я, і їх роль буде зростати в майбутньому.

Ось кілька конкретних прикладів того, як ІТС використовуються в охороні здоров'я:

- Системи електронної охорони здоров'я використовуються в багатьох країнах світу для обміну медичною інформацією між різними

медичними закладами. Це дозволяє лікарям отримувати доступ до повної історії хвороби пацієнта, що може допомогти їм приймати більш обґрунтовані рішення щодо лікування.

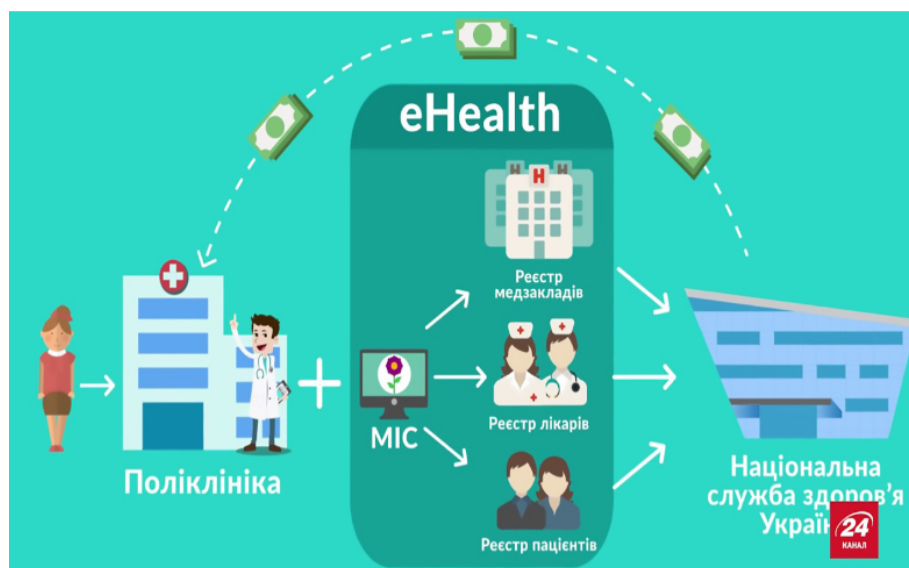


Рисунок 1.1 – Загальне представлення системи електронної охорони здоров'я [1]

- Системи дистанційної медицини використовуються для надання медичної допомоги пацієнтам, які проживають у віддалених районах. Це може допомогти їм отримати доступ до якісної медичної допомоги, навіть якщо вони не можуть особисто відвідати лікаря.

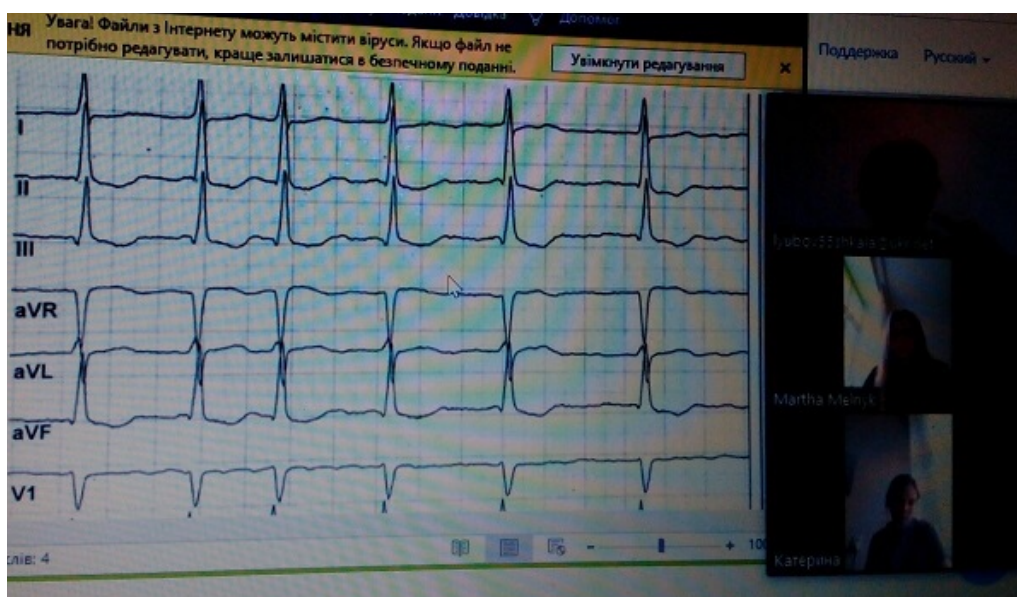


Рисунок 1.2 – Загальне представлення системи дистанційної медицини використовуються для надання медичної допомоги пацієнтам, які проживають у віддалених районах [2]

- Штучний інтелект та машинне навчання використовуються для аналізу медичних даних, наприклад, даних з медичних зображень. Це може допомогти лікарям виявити захворювання на ранніх стадіях, коли вони є найбільш піддатливими лікуванню.



Рисунок 1 – Загальне представлення віртуальних платформ [3]

- Нові медичні пристрої, які використовують ІКТ, дозволяють здійснювати або відслідковувати операції на відстані, при чому наявність сучасних медичних систем та телекомунікаційних технологій зв'язку і відтворення – актуальна задача сьогодення. Використання 5G – наступного покоління бездротових технологій, дає можливість хірургу з аудиторії, де відбувається конгрес, керувати складною медичною операцією, миттєво надаючи лікарям поради і перебуваючи при цьому на відстані більше трьох миль від пацієнта та операційної. Щороку у світі не відбуваються близько 143 млн операцій у зв'язку з нестачею кваліфікованих хірургів, а 5G-технології можуть допомогти покращити цю ситуацію.



Рисунок 1.4 – Загальне представлення «операції на відстані» [4-6]

Розвиток ІТС в охороні здоров'я має значний потенціал для покращення якості та доступності медичної допомоги. Ці технології вже мають значний вплив на охорону здоров'я, і їх роль буде зростати в майбутньому.

Медицина на сучасному етапі розвитку суспільства є найбільш прогресивною та наукоємною галуззю медичної сфери діяльності держави і суспільства. Стратегічне та тактичне завдання медичних ІТС полягає у наданні медичних сервісів на базі ІТС різних класів за умов забезпечення гарантованої якості передачі, обробки, зберігання та аналізу медичних даних [7]. При наявності збройних конфліктів на території країни, важливим є завдання передачі медичної інформації про стан людини на відстань, що передбачає організацію передачі та обробку даних в медичних ІТС з віддаленим доступом.

Результатом використання медичних технологій є підвищення якості та швидкості надання медичних послуг, особливо в районах збройних конфліктів зі зруйнованою медичною інфраструктурою. Можна виділити наступні історично сформовані основні сфери застосування інформаційно-комунікаційних технологій в медицині (1.5) [7-9].



Рисунок 1.5 – Напрямки використання медичних ІТС систем

Для передачі даних сучасні ІТС медичного призначення використовують стандарти 4G, 5G, Wi-Fi, WiMAX, LTE. Для доставки критичних даних з віддалених територій застосовують супутникові системи, серед яких система міжнародного морського супутникового зв'язку.

1.2 Основні принципи організації інформаційно-телекомунікаційних систем медичного призначення

Згідно проведеного аналізу, всі види медичних даних можна поділити на чотири класи:

1. алфавітно-цифрові;

2. візуально-графічні (сірошкальні, кольорові, динамічні);
3. звукові;
4. комбіновані [9].

Основну інформацію медичного спрямування можна класифікувати таким чином:

1. документи в електронному вигляді;
2. візуальні знімки;
3. записи електричних сигналів;
4. мультимедійна інформація;
5. інформація в режимі відеоконференції [9, 10].

Правила взаємодії програмно-апаратних складових ІТС та правила обміну інформацією між ними регламентуються стандартами та протоколами передачі даних. На даний момент існує близько сотні різних стандартів, які використовуються для передачі та обробки медичних даних. Формування та використання стандартів визначається особливостями технічних характеристик ІТС (дротових, бездротових, мішаних). Назви стандартів включають аббревіатури груп, організацій або установ, що беруть участь в їх розробці. Існує велика кількість різних стандартів для передачі різноманітних видів медичної інформації, наприклад: ASTM, ASC X12, IEEE/MEDIX, NCPDP, HL7, DICOM тощо.

Кожна група по розробці стандартів має деяку спеціалізацію. ASC X12N займається зовнішніми стандартами обміну електронними документами, ASTM E31.11 – стандартами обміну даними лабораторних тестів, IEEE P1157 – стандартами обміну медичними даними (MEDIX), ACR/NEMA DICOM – стандартами обміну відео- та аудіо даними, і т.д. [11].

В результаті дослідження структур сучасних медичних ІТС визначено, що в них використовується різне медичне та комунікаційне апаратне забезпечення, спеціалізовані комунікаційні інтерфейси та протоколи. Визначено, що існує гостра потреба в розробці та впровадженні уніфікованої моделі взаємодії медичного обладнання, яка дозволить адаптуватися під будь-які характеристики фізичного середовища передачі даних, а також надасть

можливість узгодити параметри різних рівнів моделі "Взаємодії відкритих систем" (Open Systems Interconnection, OSI). Забезпечення високої якості функціонування ІТС можливе завдяки використанню найбільш якісних та завадостійких методів і структур організації мережі.

Приведемо на рис. 1.6 базові протоколи та стандарти передачі інформації з урахуванням їх адаптації до медичних ІТ.

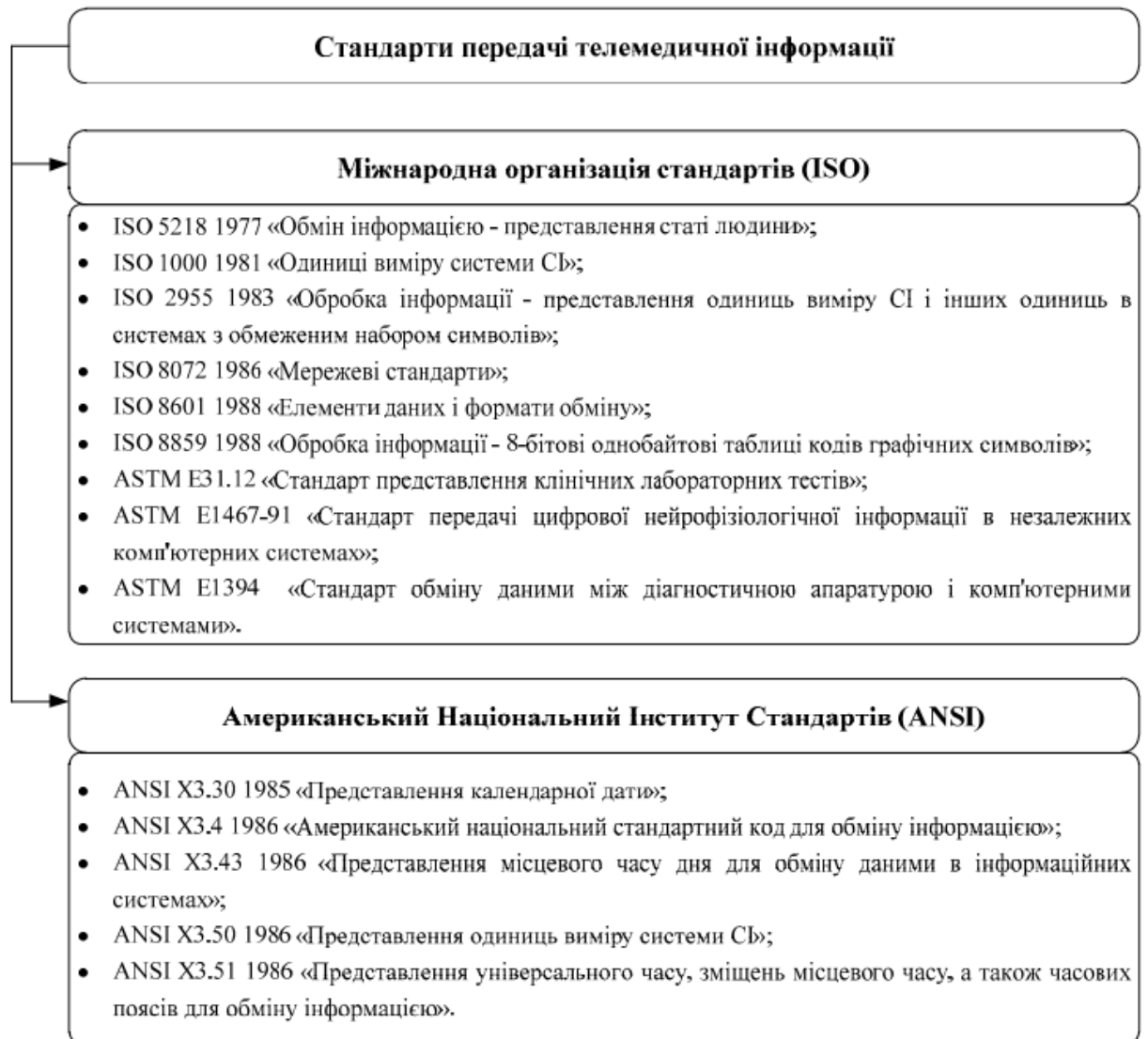


Рисунок 1.6 – Стандарти передачі інформації з урахуванням адаптації до медичних ІТС

Стандарт Health Level 7 (HL7). У США, в 1996 році Американським національним інститутом стандартів (ANSI) був затверджений національний стандарт обміну медичними даними в електронному вигляді – HL7 (Health Level 7) [17]. Цілі стандарту HL7: полегшення взаємодії автоматизованих систем в установах охорони здоров'я; обмін зовнішніми даними;

стандартизація обміну даними між медичними ІТС (стандартизація програмних інтерфейсів); підтримка електронного обміну інформацією при використанні широкого спектру комунікаційних середовищ. Термін "Level 7" відноситься до верхнього рівня моделі OSI. Однак, стандарт не повністю відповідає ідеології сьомого рівня. В більшій мірі, стандарт спирається на 18 специфікації нижніх рівнів, схвалені ISO. Він включає визначення і структуру передачі даних, синхронізацію обміну медичними даними різних класів та стандартні принципи організації систем зв'язку з урахуванням завадостійкого принципу кодування даних, що включає виявлення і обробку помилок передачі повідомлень, відновлення втрачених бітів тощо. Стандарт HL7 визначає механізм адресації до інтерфейсів різних медичних систем для обміну медичною інформацією про пацієнтів, а саме: прийом/реєстрацію, направлення до спеціалізованих консультантів, оформлення різних типів запитів, планування ліків та інших медичних ресурсів, фіксування результатів процесу лікування, проведення клінічних спостережень, нагляд за пацієнтом і т. ін. (рис. 1.7)

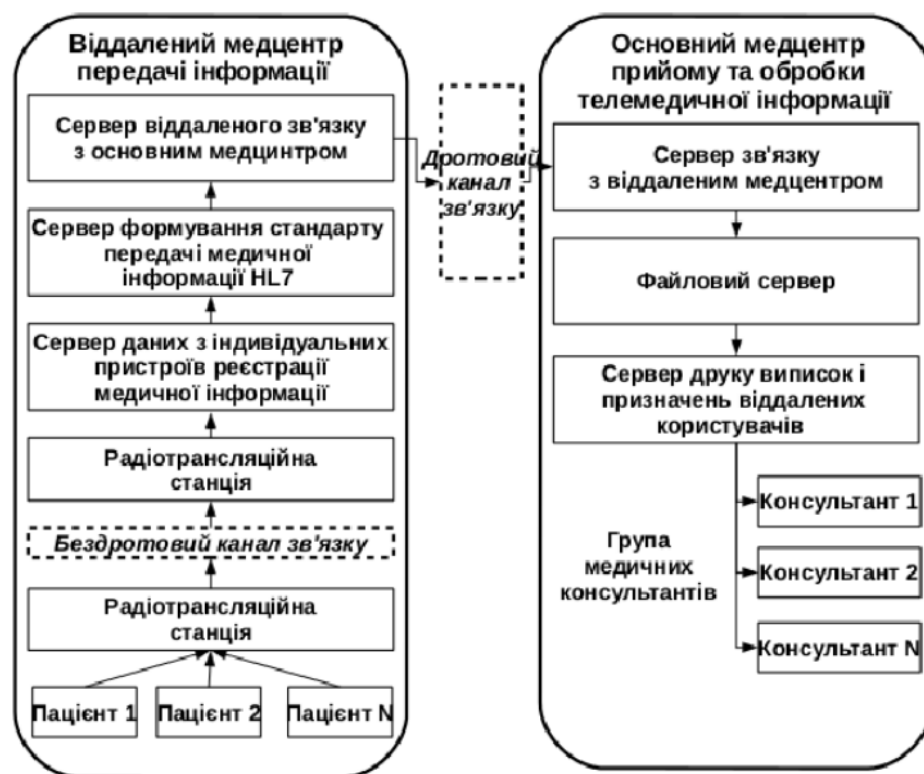


Рисунок 1.7 – Схема взаємодії медичних інформаційно-комунікаційних систем і мереж при використанні стандарту HL7

Стандарт DICOM. Іншим медичним стандартом, що інтенсивно використовується виробниками медичного обладнання і медичного програмного забезпечення є DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine, цифрові зображення і обмін ними в медицині), який розроблено Національною асоціацією виробників електронного обладнання (National Electrical Manufacturers Association). Стандарт DICOM дозволяє створювати, зберігати, передавати і друкувати окремі зображення, послідовності зображень, інформацію про пацієнта, установу, медичний персонал, що проводить обстеження, наявне обладнання і т. ін. (див табл. 1.1).

Таблиця 1.1 – Мережеві сервіси протоколу DICOM.

№ п/п	Найменування мережевого сервісу	Функція сервісу протоколу DICOM
1	DICOM Store	Оброблення та збереження візуальної та іншої медичної інформації
2	DICOM Query/Retrieve	Обмін списками пацієнтів та історією їх обстежень з DICOM – пристроїв
3	DICOM Media Store	Зберігання даних на носіях інформації для інформаційного обміну
4	DICOM Service Class Provider	Програмне забезпечення (ПЗ) та операційна система (ОС) сервера (клієнт-серверна структура) для організації DICOM – мережі
5	DICOM Service Class User	ПЗ клієнта для взаємодії в DICOM – мережею
6	DICOM Modality Worklist	Формування списків проведених та необхідних досліджень пацієнтів
7	DICOM Print	Організація взаємодії ПЗ та периферійного обладнання для друку медичної інформації на спеціалізованому DICOM - обладнанні на базі DICOM - протоколів обміну та реєстрації даних

ІТС та мережа DICOM зразка, представляють собою клієнт-серверну структуру, що складається з взаємно зв'язаних компонентів та ПЗ (рис. 1.8):

- медичного DICOM обладнання, яке відіграє роль DICOM клієнтів;
- сервера для підтримки серверної структури;
- базової робочої станції обстеження та обробки даних (автоматизована діагностична станція DICOM, одна або розгалужена система);
- DICOM – периферійне обладнання.

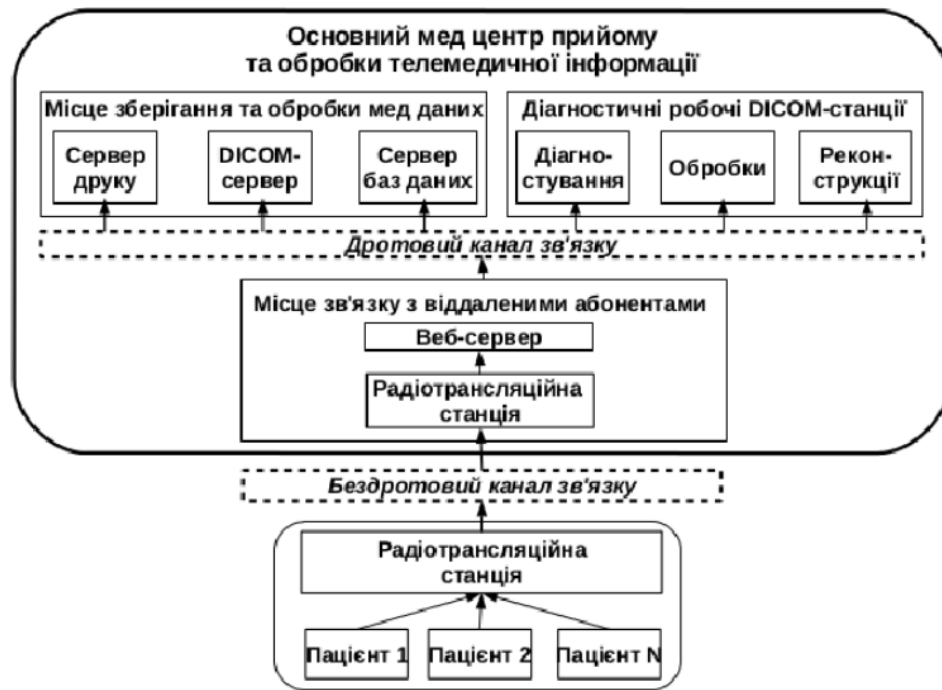


Рисунок 1.8 - Структурно-логічна схема реалізації ІТС медичного призначення на базі протоколу DICOM

Стандарт DICOM забезпечує систему цифрового зв'язку між DICOM серверами та діагностичним обладнанням, яке включає: рентгенологічну апаратуру (RF, CF, DF, RG, MG, CR); ангіографічні комплекси (XA, DSA); комп'ютерні томографи (CT, PET); магнітно-резонансні томографи (MR); ізотопні сканери (NM); ультразвукові сканери (US, EC); мікроскопи (DM), ендоскопи (ES). Стандарт DICOM дозволяє проводити інтеграцію медичного обладнання різних класів, включаючи DICOM сканери, DICOM сервери, автоматизовані робочі місця і DICOM принтери в єдину медичну інформаційно-комунікаційну мережу

1.3 Сучасні структурно-логічні моделі та класифікація медичних інформаційно-телекомунікаційних систем

Можна виділити декілька різних класифікацій медичних ІТС:

- за принципом функціонування або сферою застосування;
- за рівнем розміщення в системі охорони здоров'я.

Існують наступні рівні:

1 - базовий (клінічний) рівень (лікарі різного спрямування та профілю діяльності);

2 - рівень системи установ країни (шпиталі, поліклініки, військові медичні структури, мобільні підрозділи тощо);

3 - локальний рівень медичної системи (профільні і спеціалізовані медичні служби і регіональні органи управління);

4 - регіональний рівень медичної діяльності країни (установи і органи управління) [9].

На базовому рівні всі системи можна розділити на дві основні групи [9]:

– система віддаленого консультування, діагностування і навчання персоналу (рис. 1.9);

– система віддаленого моніторингу пацієнтів та реєстрації їх життєвих функцій (рис. 1.10).



Рисунок 1.9 – Спрощена структура системи віддаленого консультування пацієнтів



Рисунок 1.10 – Спрощена структура системи віддаленого моніторингу пацієнтів

На практиці, ці базові структури можуть мати досить складну топологію, бути наповнені різноманітною функціональністю, а також з'єднуватися в мережі з вертикальною або горизонтальною ієрархією. Наприклад, канал передачі даних може бути комбінованим (мішаним) і складатися з пристроїв зв'язку, таких як Wi-Fi та мати підключення до комутованих оптоволоконних ліній тощо.

До прикладу в роботі [15] описано процес проектування ТММіС, які використовують для обміну телемедицинськими даними волоконно-оптичні канали зв'язку (ВОКЗ), і є, за своєю сутністю, поступовим та логічно-зумовленим і таким, що будується на відповідній технологічній платформі. Така платформа включає [15, 16]:

- медичний портал з особистими кабінетами лікарів і пацієнтів та базою даних для зберігання електронних історій хвороб і звітів по проведених телеконсультаціях;

- захищений корпоративний зв'язок для телеконсультацій і відеоконференцій між пацієнтом і лікарем;
- засоби формування, моніторингу, управління та контролю заявок на телемедицинні відеоконсультації;
- створення і цілодобову підтримку роботи консультаційного центру;
- резервний канал зв'язку між пацієнтом і лікарем.

Основними напрямками розробки є [15, 18]:

- система пересувного зв'язку для телемоніторингу в сільській місцевості і в місті (DECT, телефонні лінії, xDSL і т.д.);
- переносні антено-фідерні пристрої;
- універсальні джерела живлення (мережа-акумулятор);
- пристрої узгодження трансивера з промисловими медичними приладами і давачами (в тому числі і дистанційний збір даних);
- конкретні медичні давачі і на їх основі – переносна медична лабораторія експресаналізу і діагностики;
- пристрій спрощеного зв'язку хворого з медичним центром (центром соціальної допомоги);
- пристрої автоматизованого введення лікарських препаратів по команді від таймера і/або від радіостанції медичного центру;
- протоколи і прикладні програми управління всіма засобами системи.

Згідно [15], в основі телемедицинних систем лежать базові робочі станції (БРС), об'єднані каналами зв'язку. БРС – це комплекс апаратно-програмних засобів, що представляє собою багатoproфільне і багатозадачне робоче місце фахівця з можливостями обробки основних видів медичної інформації, а також проведення телеконференцій [16, 17].

Як вже зазначалось, за базовою структурою телемедицинні системи можна спрощено розділити на дві групи: системи для віддаленого консультування, діагностики та навчання, а також системи віддаленого моніторингу життєвих функцій (біотелеметричні системи). Структура систем першого типу представлена на рис. 1.11, 1.12 [15].

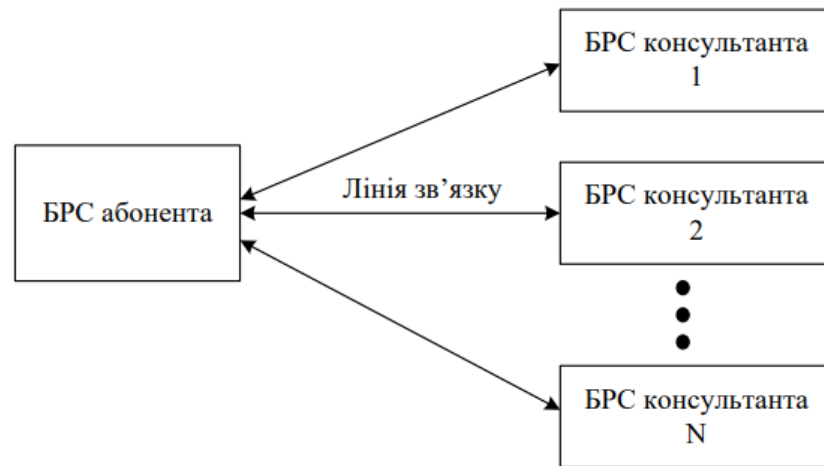


Рисунок 1.11 – Спрощена структура системи віддаленого консультування [15].

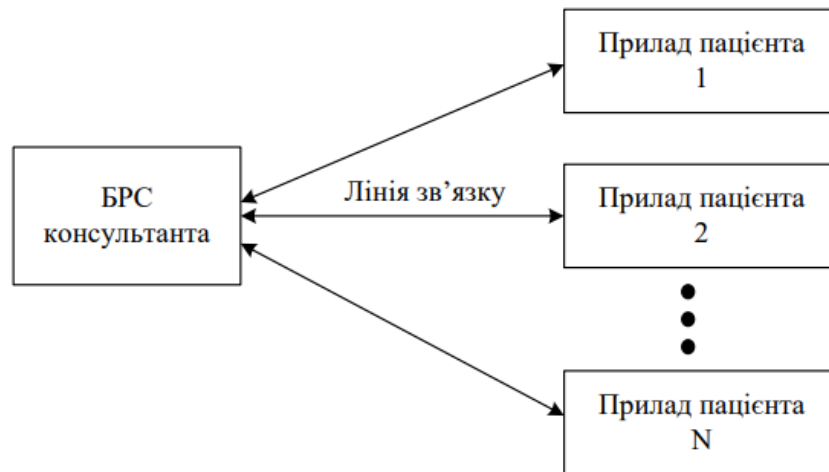


Рисунок 1.12 – Спрощена структура системи біотелеметрії

Знову ж таки, на практиці, ці базові структури можуть мати досить складну топологію, бути наповнені різноманітною функціональністю, а також з'єднуватися в мережі з різним ступенем ієрархії. Наприклад, канал зв'язку може бути комбінованим і складатися з пристрою ближнього зв'язку, такого як WiFi, і оптоволоконної лінії, що є частиною мережі інтернет. У свою чергу, самі локальні телемедичні системи можуть бути об'єднані в більш великі структури з різних класичним топологічним схемами, наприклад зірка, тощо.

Таким чином, базові локальні медичні інформаційні системи можна об'єднати в більш інтегровані ІТС з урахуванням організації різних класичних топологічних схем [9]. Проте, незважаючи на усе різноманіття медичних ІТС, для них характерні типові операції, пов'язані з отриманням, обробкою,

передачею та аналізом інформації. У загальному вигляді, відповідно до [9] структуру, що здійснює обробку та передачу інформації у стандартній медичній ІТС можна представити таким чином (рис. 1.13).

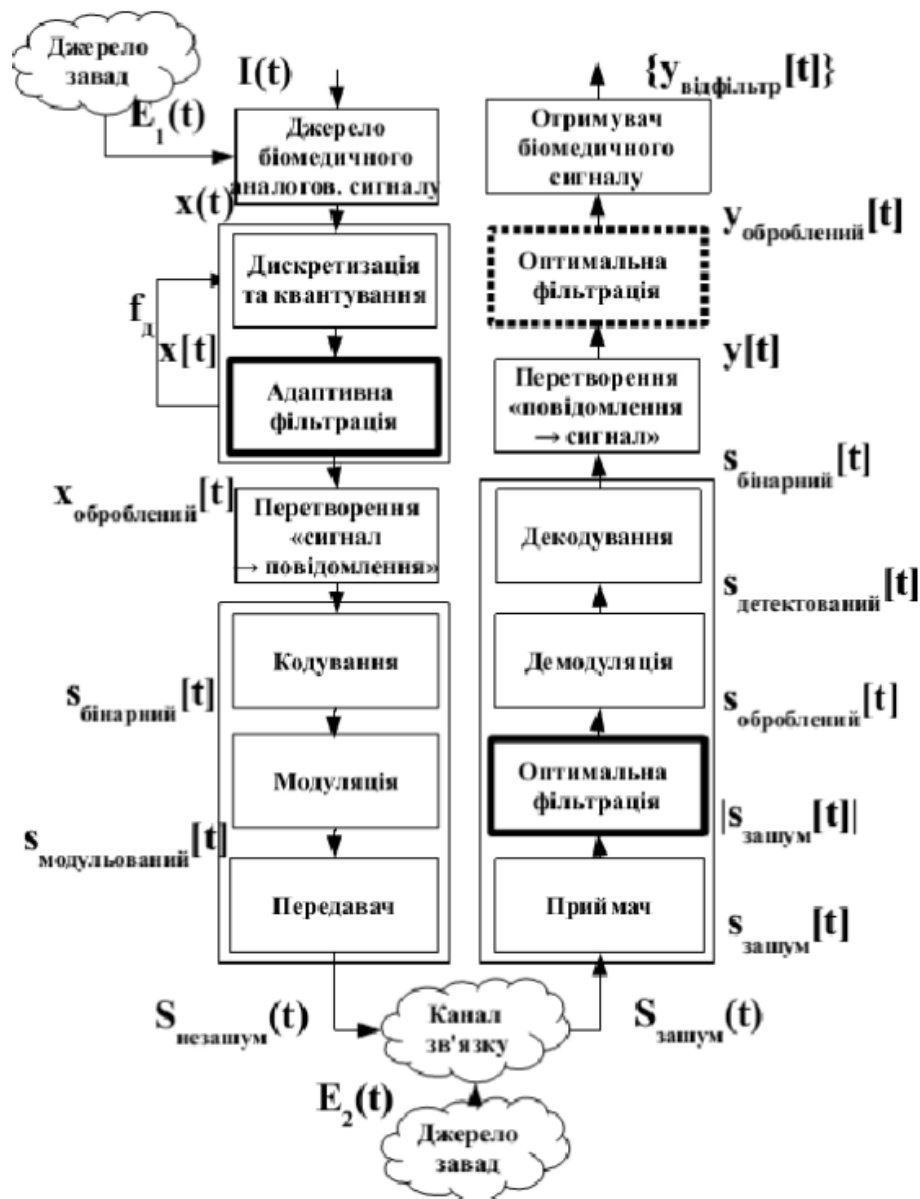


Рисунок 1.13 – Структурно-аналітична модель технології обробки інформації в ІТС медичного призначення

На вхід медичної ІТС поступає аналоговий відео- або аудіосигнал з довільного інформаційного джерела (апаратура діагностування, сканери). Сигнал дискретизується з урахуванням частотних характеристик обладнання та мережі, квантується, приймає цифровий вигляд та підлягає завадостійкому кодуванню та стисненню, в залежності від вимог до швидкості передачі даних. Далі сигнал у цифровій формі, подається на пристрій обробки повідомлень,

що включає оптимальну фільтрацію та аналіз основних характеристик переданого медичного сигналу. Поширюючись по каналу передачі даних модульований інформаційний сигнал спотворюється завадами штучного або природного походження. Зазначені завади мають, як флуктуаційну, зосереджену, так і імпульсну складову та спотворюють інформаційне повідомлення. Підвищення ефективності передачі, обробки, зберігання та аналізу медичної інформації за надзвичайних умов, при суттєвому впливі завад та шуму, є важливою науково-практичною задачею. Враховуючи, що сигнал при передачі і обробці деформується, обов'язковим для ІТС є використання в приймальному пристрої блоків завадостійкого декодування та оптимальної фільтрації. Дані процеси характеризують ефективність функціонування медичних ІТС та їх спроможність по наданню якісних медичних сервісів в умовах високих рівнів завад.

1.4 Характеристики каналів зв'язку передачі медичної інформації

З метою надання якісних медичних сервісів на базі медичних ІТС впроваджуються сучасні канали зв'язку на основі стандартних та спеціалізованих комунікаційних протоколів передачі даних. Розрізняють базові типи протоколів транспортного і прикладного рівнів, що використовуються для організації сучасних медичних ІТС з урахуванням передачі даних на великі відстані: TCP/IP, UDP, DHCP, ARP, FTP, Telnet, HTTP, HTTPS, SOAP і XML [20-21]. ІТС медичного призначення використовують для передачі інформації комутовані або некомутовані технології, такі як: Ethernet, Token Ring, ArcNet, FDDI (табл. 1.2) [9]

Найбільш перспективним підходом до побудови систем передачі медичної інформації, безумовно, являється застосування мобільного Інтернету. В регіонах країни поширення набув 3G зв'язок, а в регіональних центрах, активно впроваджується бездротовий доступ четвертого покоління 4G, який дає можливість передавати сигнали з частотою дискретизації близько 2 ГГц й точністю до 24 біт (див. табл. 1.3) [9].

Таблиця 1.2 Порівняння технічних характеристик технологій ЛКМ

Характеристики	FDDI	Ethernet	Token Ring	ArcNet
Швидкість передачі	100 Мбіт/с	10 (100) Мбіт/с	16 Мбіт/с	2,5 Мбіт/с
Топологія	кільце	шина	кільце/зірка	шина, зірка
Середовище передачі	оптоволокну, вита пара	коаксіальний кабель, вита пара, оптоволокну	вита пара, оптоволокну	коаксіальний кабель, вита пара, оптоволокну
Метод доступу	маркер	CSMA/CD	Маркер	Маркер
Максимальна протяжність мережі	100 000 м	2500 м	4000 м	6000 м
Максимальна кількість вузлів	500	1024	260	255
Максимальна відстань між вузлами	2000 м	2500 м	100 м	600 м

Таблиця 1.3 Порівняння технічних характеристик бездротових технологій передачі медичної інформації

Технологія	Стандарт	Мережа	Пропускна спроможність	Радіус дії	Частоти
Wi-Fi	802.11a	Локальна	до 54 Мбіт/с	300 м	5,0 ГГц
	802.11b		до 11 Мбіт/с	300 м	2,4 ГГц
	802.11g		до 54 Мбіт/с	300 м	2,4 ГГц
	802.11n		до 450 Мбіт/с	300 м	2,5-5,0 ГГц
WiMAX	802.16d	Регіональна	до 75 Мбіт/с	25-80 км	1,5-11 ГГц
	802.16e		до 40 Мбіт/с	1-5 км	2,3-13,6 ГГц
Bluetooth	802.15.1	Персональна	до 1 Мбіт/с	10 м	2,4 ГГц
	802.15.3		до 2,1 Мбіт/с	100 м	2,4 ГГц
	802.11		від 3 Мбіт/с до 24 Мбіт/с	100 м	2,4 ГГц

З метою вибору технології передачі даних достатньої для застосування в складі медичних ІТС, виконано огляд існуючих комунікаційних технологій і

проведене їх порівняння за наступними параметрами: – гранична швидкість передачі інформації - визначає обсяг даних, що можна передати у режимі реального часу, як портативним так і стаціонарним медичним обладнанням; – дальність передачі медичних даних – визначає мінімальну відстань між вузлами медичної ІТС в зазначеному регіоні; – поширеність технології – визначає можливість масового впровадження розроблених технологій, методів та моделей; – надійність передачі інформації – визначає ефективність використання ІТС на фоні завад; – вартість впровадження – визначає ринкову ціну обладнання та її економічну привабливість. Для наочного порівняння представлених технологій і стандартів доступу до глобальних мереж, представлено зведену таблицю 1.4, що відображає в кількісній і якісній мірі параметри та технічні характеристики сучасних технологій передачі інформації в ІТС. У дужках в графі - «швидкість», вказана реальна швидкість передачі даних, доступна користувачам відповідної технології. Відмінність в реальній і теоретичній швидкостях пояснюється існуванням різних стандартів в рамках використання однієї технології. Однак, зрозуміло, що в реальних умовах на швидкість передачі даних впливають такі показники, як: завантаженість мережі, кількість клієнтів сервісу, рівень завад, віддаленість від точки доступу і т. ін.

Висновок до розділу 1

Базовою задачею ефективного функціонування медичних ІТС та їх складових є підвищення рівня завадостійкості каналів передачі даних та, особливо, критичної інформації в умовах впливу як природних завад, так і створюваних супротивником штучних завад в кризових ситуаціях. Одна з основних концепцій підвищення рівня завадостійкості, полягає в розробці сучасних методів та моделей оптимальної фільтрації спрямованої на якісне виділення інформаційного сигналу в умовах малих співвідношень сигнал/шум. Спираючись на обрану проблематику та сучасні концепції підвищення ефективності функціонування ІТС на фоні високого рівня завад, можна зробити висновок, що задача аналізу/автоматизації синтезу

оптимальних систем цифрової фільтрації при апріорно невизначених характеристиках каналів передачі медичних даних є актуальною задачею.

РОЗДІЛ 2 МОДЕЛЬ ОПТИМАЛЬНОЇ ЦИФРОВОЇ ФІЛЬТРАЦІЇ

2.1 Методи оптимальної цифрової фільтрації різнотипних сигналів в інформаційно-телекомунікаційних системах медичного призначення

Задача створення медичних ІТС будь-якої складності супроводжується розв'язанням ряду задач, серед яких реєстрування, збереження, передавання та оброблення медичної та супроводжувальної інформації [9, 12]. Підвищення ефективності функціонування мереж пов'язане з пошуком компромісу між зазначеними задачами, при цьому умови їх виконання багато в чому визначаються широким класом обмежень для задач реєстрування та передачі даних.

Якщо розглядати класифікацію біомедичних сигналів, то згідно [13] прийнято класифікувати по фізичній природі джерела, їх частотно-часовій характеристиці та предметній області застосування.

По фізичній природі джерела біомедичних сигналів можна розділити на групи [9, 13]:

- біоелектричні – пов'язані з активністю нервових і м'язових клітин;
- імпедансні – пов'язані зі зміною імпедансу тканин при пропусканні змінних струмів з частотами до 1 МГц;
- біоакустичні – генеруються різними фізіологічними процесами людини;
- біомагнітні – пов'язані з випромінюванням людиною надзвичайно слабких магнітних полів;
- біомеханічні – генеруються усіма видами механічних рухів людини;
- біохімічні – є результатом реєстрування хімічних процесів, що відбуваються в тканинах;

- оптичні – пов'язані з реєструванням електромагнітних випромінювань в оптичній області спектру.

Якщо класифікацію біомедичних сигналів проводити за їх частотно-часовими характеристиками, то згідно [13]:

- електрокардіограма (ЕКГ) 0.2-100 Гц (смуга частот), 0.1-5 мВ (амплітудний діапазон);
- електроенцефалограма (ЕЕГ) 0.5-100 Гц, 0.01-0.2 мВ;
- електроміограма (ЕМГ) 10-500 Гц, 0.01-5 мВ;
- електрогастрограма (ЕГГ) 0.05-0.2 Гц, 0.01-5 мВ;
- електроретинограма (ЕРГ) 0.3-100 Гц, 0.1-1 мВ;
- електроокулограма (ЕОГ) 0.5-15 Гц, 0.01-3 мВ.

Розробка оптимальних підсистем ЦОС вимагає значних фінансових і часових ресурсів, оптимізація використання яких можлива завдяки створенню адаптивних систем цифрової фільтрації. Наявність у складі сучасних БМС апаратних і програмних процесорних блоків, дозволяє включати до їхнього складу адаптивні СЦФ здатні адаптуватися під різні характеристики інформаційної й шумової складових спотвореного біомедичного сигналу.

З наведеної вище різноманітності характеристик біомедичних сигналів і необхідності їх комбінованого аналізу в БМС, стає очевидною проблема, яка полягає в необхідності розроблення методу у складі технології адаптивної фільтрації, використання якої забезпечить збільшення продуктивності БМС, а також ефективності ІТС різного призначення.

Цифрова фільтрація. Ключове місце в усьому процесі обміну інформацією (при реєстрації, передачі та обробленні) займає оптимальна фільтрація. Різноманіття біомедичних сигналів по частотам та магнітудам та варіювання їх значень для різноманітних приладів суттєво ускладнює оптимальну фільтрацію сигналів різної форми в одному медичному приладі, збільшує елементну базу, зменшує якість та швидкість оброблення. Цифрова фільтрація, у порівнянні з аналоговою, має ряд переваг, серед яких: точність, яка обмежена довжиною слова; завадостійкість, яка визначається кількістю бітів квантування; гнучкість представлення цифрової інформації. По

розв'язуваних задачах системи цифрової фільтрації (СЦФ) можна розділити на кілька груп [9-15]:

- частотно-вибіркові системи;
- цифрові погоджені фільтри;
- амплітудні й фазові коректори.

У вузькому розумінні СЦФ – частотно-вибіркова система, яка забезпечує фільтрацію частини частотного спектра спотвореного сигналу.

Виділяють два класи СЦФ:

- нерекурсивні, без зворотного зв'язку, з кінцевою імпульсною характеристикою;
- рекурсивні, зі зворотним зв'язком, з нескінченною імпульсною характеристикою.

Нерекурсивні фільтри завжди стійкі, тому що відфільтрований сигнал є кінцевою сумою обмеженої кількості значень спотвореного сигналу. Задачу фільтрації інформаційного сигналу можна розділити на два підкласи: за наявності зразкового сигналу та за його відсутності. За відсутності зразкового сигналу вирішується задача сліпої фільтрації інформаційного сигналу, для якої характеристики інформаційної та шумової складових спотвореного сигналу є апіорно невизначеними. Цілком справедливо можна говорити про методи адаптивної цифрової фільтрації, як про найважливіші компоненти забезпечення ефективного функціонування медичних ІТС в умовах, коли не відома інформація про характеристики шуму й інформаційного сигналу.

Проведено аналіз статей по методам фільтрації, зокрема двох оглядових статей по методам лінійної й нелінійної фільтрації дискретних спотворених стаціонарних (сума чотирьох гармонік) та нестаціонарних (ЕКГ, ЕЕГ) форм. На рис. 2.1 зображені основні типи систем цифрової фільтрації (СЦФ).

У статті [19] описується підхід до фільтрації спотворених сигналів за допомогою фільтра Савицького-Голя на базі сингулярної декомпозиції спотвореного сигналу. Спотворення сигналу може бути викликане різними факторами, такими як шум, інтерференція, або нелінійні ефекти. Фільтрація

спотворених сигналів є важливою задачею в багатьох областях, таких як обробка сигналів, телекомунікації, і медицина.

Спочатку спотворений сигнал представлення у вигляді матриці Ханкеля. Далі до матриці застосовується оператор сингулярної декомпозиції (singular value decomposition, SVD) на сигнальний та шумовий підпростори. Після формування підпросторів спотвореного сигналу, вони обробляються за допомогою адаптивного фільтра Савицького-Голя. Після фільтрації проводиться зворотне заповнення матриці Ханкеля та формування відфільтрованого сигналу. Даний підхід призначений для роботи в часовій області й націлений на максимальне зменшення шумової складової й, як наслідок, підвищення значення відношення сигнал-шум (ВСШ, signal-to-noise ratio, SNR), а також максимального збереження форми та характеристик інформаційного сигналу.



Рисунок 2.1 – Системи цифрової фільтрації

Фільтр Савицького-Голя (SGF) є ефективним алгоритмом для фільтрації спотворених сигналів. SGF є фільтром з адаптивною шириною смуги, який може бути налаштований для відновлення сигналу без спотворень.

Сингулярна декомпозиція (SVD) є математичним методом, який дозволяє розкласти сигнал на суму декількох ортонормальних складових. СВД може бути використана для виявлення і видалення спотворень сигналу.

У цьому підході до фільтрації спотворених сигналів використовується комбінація фільтра SGF і сингулярної декомпозиції. Спотворений сигнал розкладається на суму декількох ортонормальних складових за допомогою SVD. Фільтр SGF потім використовується для відновлення сигналу без спотворень.

Алгоритм фільтрації складається з наступних кроків:

1. Спотворений сигнал розкладається на суму декількох ортонормальних складових за допомогою SVD.
2. Фільтр SGF налаштовується для відновлення сигналу без спотворень.
3. Фільтр SGF використовується для відновлення сигналу.

Налаштування фільтра SGF

Фільтр SGF налаштовується на основі спектру сигналу. Спектр сигналу може бути розрахований за допомогою SVD.

Ширина смуги фільтра SGF визначається на основі спектру сигналу. Ширина смуги фільтра повинна бути достатньою для відновлення сигналу без спотворень, але не повинна бути занадто великою, щоб не пропускати спотворень.

Відновлення сигналу

Фільтр SGF використовується для відновлення сигналу шляхом відновлення кожної ортонормальної складової сигналу.

Для відновлення ортонормальної складової сигналу фільтр SGF використовується як фільтр з адаптивною шириною смуги. Ширина смуги фільтра визначається на основі спектру ортонормальної складової.

Дослідження

Підхід до фільтрації спотворених сигналів за допомогою фільтра SGF на базі сингулярної декомпозиції був досліджений на ряду експериментальних даних. Результати досліджень показали, що підхід є ефективним для фільтрації різних типів спотворень сигналу.

Переваги підходу

Підхід до фільтрації спотворених сигналів за допомогою фільтра SGF на базі сингулярної декомпозиції має ряд переваг:

- Підхід є ефективним для фільтрації різних типів спотворень сигналу.
- Підхід є адаптивним, тобто ширина смуги фільтра може бути налаштована для відновлення сигналу без спотворень.
- Підхід є стійким до шуму.

Недоліки підходу

Підхід до фільтрації спотворених сигналів за допомогою фільтра SGF на базі сингулярної декомпозиції має ряд недоліків:

- Підхід може бути складним для реалізації.
- Підхід може бути повільним для обробки великих сигналів.

Застосування підходу

Підхід до фільтрації спотворених сигналів за допомогою фільтра SGF на базі сингулярної декомпозиції може бути використаний в різних областях, таких як обробка сигналів, телекомунікації, і медицина.

Ось деякі приклади застосування підходу:

- Фільтрація шуму в сигналах зображень.
- Фільтрація інтерференції в радіосигналах.
- Фільтрація нелінійних спотворень в сигналах серцебиття.

Підхід до фільтрації спотворених сигналів за допомогою фільтра SGF на базі сингулярної декомпозиції є ефективним методом для відновлення сигналу без спотворень.

Залежно від області аналізу існуючі методи адаптивної фільтрації можна розділити на три групи: частотні, часові й частотно-часові. Автором статті раніше був запропонований частотно-часовий підхід для зменшення шуму на базі сингулярної декомпозиції [20]. Запропонований метод продемонстрував помітне зменшення шуму як для стаціонарних, так і для нестаціонарних сигналів, однак у нього було кілька 30 недоліків, серед яких тривалий час аналізу в частотно-часовій області [2]. У частотній області запропоновано ряд підходів [22-24], які засновані на видаленні окремих частотних складових спотвореного сигналу при умові стаціонарності шумової складової. Серед методів фільтрації сигналів у часовій області автори виділяють оптимальний фільтр Вінера, в якому спотворений сигнал обробляється оптимізованим лінійним фільтром з кінцевою імпульсною характеристикою (КИХ фільтр), значення вагових коефіцієнтів якого розраховуються шляхом мінімізування середньоквадратичної помилки між моделлю інформаційного сигналу та його оцінкою за умови стаціонарності шуму. Автори підкреслюють, що

оптимальний фільтр Вінера здатен досить добре зменшувати шумову складову, однак це часто супроводжується викривленням форми інформаційного сигналу. На тестовому прикладі автори показали, що при SNR спотвореного сигналу менших 4 дБ застосування оптимального фільтра Вінера призводить тільки до зміни характеристик шумовий складової, але не до зменшення рівня шуму. Слід зазначити, що неоптимальність роботи лінійного оптимального фільтра Вінера відома й долається застосуванням двокрокового адаптивного фільтра Вінера з вейвлет-перетворенням спотвореного сигналу [25].

У підході адаптивного фільтра Савицького-Голея, автори формують матрицю Ханкеля зі значень спотвореного часового ряду. Спотворений сигнал у загальному випадку можна представити як суперпозицію інформаційної й шумовий складових [26]:

$$x_{\text{спотв}}[k] = x_{\text{неспотв}}[k] + \varepsilon_{\text{завада}}[k], \quad (1)$$

де $[k]$ – номер відліку,

$x_{\text{спотв}}[k]$ – значення спотвореного сигналу,

$x_{\text{неспотв}}[k]$ – значення неспотвореного сигналу,

$\varepsilon_{\text{завада}}[k]$ – значення шуму.

Для поділу спотвореного сигналу на сигнальний та шумовий підпростори, до матриці Ханкеля застосовують оператор [9, 25]:

$$H = (U_{\text{сигнал}} U_{\text{шум}}) \begin{bmatrix} M_{\text{сигнал}} & 0 \\ 0 & M_{\text{шум}} \end{bmatrix} \begin{pmatrix} V_{\text{сигнал}}^T \\ V_{\text{шум}}^T \end{pmatrix}, \quad (2)$$

$$X_{\text{сигнал}} = U_{\text{сигнал}} U_{\text{сигнал}}^T H = H V_{\text{сигнал}} V_{\text{сигнал}}^T, \quad (3)$$

$$E_{\text{шум}} = U_{\text{шум}} U_{\text{шум}}^T H = H V_{\text{шум}} V_{\text{шум}}^T, \quad (4)$$

де $M_{\text{сигнал}}$ - матриця сингулярних значень сигналу (сигнальний підпростір),
 $M_{\text{шум}}$ - матриця сингулярних значень шуму (шумовий підпростір),
 $U_{\text{сигнал}}$ - лівосторонні сингулярні вектори сигналу,
 $U_{\text{шум}}$ - лівосторонні сингулярні вектори шуму,
 $V_{\text{сигнал}}$ - правосторонні сингулярні вектори сигналу,
 $V_{\text{шум}}$ - правосторонні сингулярні вектори шуму,
 $X_{\text{сигнал}}$ - вектор сигналу,
 $E_{\text{шум}}$ - вектор шуму.

Для сформованих сингулярних значень застосовується фільтр Савицького-Голя із заданим значенням вікна фільтрації й ступенем фільтруючого багаточлена, які оптимізуються за допомогою заданого порогу гладкості результату фільтрації. Для визначення порога шуму в даному підході наближено оцінюються значення сингулярних чисел, отриманих при розкладанні вихідної матриці даних, і розраховується граничне значення шуму. Граничне значення необхідне для поділу сингулярних чисел на дві категорії. Числа з меншими значеннями (відносно граничного значення) прирівнюються до нуля. Граничне значення автори пропонують розраховувати по крутизні кривої сформованої зі нормованих сингулярних значень. Оскільки після розкладання матриці на сингулярні числа деяка частина шуму залишається в сингулярних векторах, для фільтрації сингулярних значень застосовується фільтр Савицького-Голя, що здійснює згладжування даних у часовій області.

У фільтрі Савицького-Голя кожне значення ряду замінюється новим значенням, які доповнюються з сусідніх значень (для багаточлена $2k+1$). Параметр k рівний або більший, ніж порядок багаточлена. Головна перевага цього фільтра в порівнянні з іншими методами фільтрації за допомогою усереднення сусідніх значень - те, що він зберігає характеристики розподілу значень інформаційного сигналу [27]. У запропонованому підході ступінь зменшення шуму залежить від параметрів фільтра Савицького-Голя, тобто розміру вікна й ступеня фільтруючого багаточлена, які визначаються заздалегідь. Після проведення серії експериментів автори констатують, що

оптимальність фільтрації багато в чому залежить від правильного вибору вікна фільтрації.

Автори виділяють чотири головні параметри запропонованого в [28] підходу фільтрації: кількість рядків у матриці Ханкеля (N), оптимальне граничне значення для зменшення шуму в сингулярних значеннях ($p_{\text{порог}}$), степінь фільтруючого багаточлена (d) розмір вікна фільтра Савицького-Голя $m_{\text{фільтр}}$. Для визначення значення перерахованих параметрів автори використовують генетичний алгоритм і цільову функцію, яка заснована на оцінці відмінності значень спотвореного й відфільтрованого сигналів і обліку гладкості відфільтрованого сигналу:

$$J(N, p_{\text{порог}}, d, m_{\text{фільтр}}) = (1 - \alpha) \sum_{k=1}^N |x_{\text{відфільтр}}[k] - x_{\text{спотв}}[k]| + \alpha \sum_{k=1}^N |x_{\text{відфільтр}}[k+1] - x_{\text{відфільтр}}[k]|, \quad (5)$$

де k - номер відліку,

$x_{\text{спотв}}$ - значення спотвореного сигналу,

$x_{\text{отфільтр}}[k]$ - значення відфільтрованого сигналу,

α - фактор гладкості задається апіорно в межах від 0 до 1.

Після визначення оптимальних параметрів за допомогою генетичного алгоритму, значенням індексів сингулярної матриці менше встановленого порога прирівнюються нульові значення, при цьому для значень сингулярних векторів виконується згладжування за допомогою фільтра Савицького-Голя. Виконано порівняння результатів фільтрації спотвореного сигналу стаціонарної форми на прикладі суми чотирьох гармонік за допомогою методів фільтрації: фільтр Баттерворта, оптимальний фільтр Вінера, фільтр Савицького-Голя на базі сингулярної декомпозиції. Оцінювання ефективності розглянутих методів фільтрації виконано за відстанню Евкліда для значень відфільтрованого та спотвореного сигналів представимо:

$$D(\{x_{\text{незашум}}[k]\}, \{y_{\text{відфільтр}}[k]\}) = \sqrt{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{незашум}}[k] - y_{\text{відфільтр}}[k])^2}, \quad (6)$$

де k – порядковий номер відліку, $x_{\text{неспотв}}[k]$ – значення неспотвореного сигналу, $u_{\text{відфільтр}}[k]$ – значення відфільтрованого сигналу, N – загальна кількість відліків (дискретних значень).

Результати виконаної серії експериментів по фільтрації стаціонарного сигналу з різними значенням SNR показали: фільтрація за допомогою ФНЧ Баттерворта досить добре зменшує значення шуму, однак супроводжується викривленням амплітуди та фази інформаційного сигналу, при цьому степінь викривлення пропорційна розміру вікна фільтра; лінійний фільтр Вінера досить добре відтворює форму інформаційного сигналу, однак при малих значеннях SNR (тобто високому рівні шуму) фільтрація призводить лише до видозміни характеристик шумовий складової, однак не до її зменшення [29]; підхід адаптивної фільтрації на базі сингулярного розкладання дозволяє зберегти форму інформаційного сигналу та є стійким до значних рівнів шуму (при $\text{SNR} \sim 0$ дБ), однак вимагає значних обчислювальних витрат, застосування оператора сингулярної декомпозиції та пошуку оптимальних багаточленів високих степенів.

2.2 Порівняння методів адаптивної фільтрації на прикладі спотвореного нестаціонарного сигналу

Порівняння методів адаптивної фільтрації на прикладі спотвореного нестаціонарного сигналу

Адаптивна фільтрація є ефективним методом для відновлення спотворених сигналів. Адаптивна фільтрація дозволяє налаштувати фільтр для відновлення сигналу в залежності від його спектральних характеристик.

Найпоширенішими методами адаптивної фільтрації є:

- Фільтри на основі ехохвилі
- Фільтри на основі мінімізації середньоквадратичного відхилення (МСК)
- Фільтри на основі аналізу спектра

Фільтри на основі ехохвилі використовують ехо для оцінки спектральних характеристик сигналу. Ехо сигналу є відлунням сигналу, яке повертається від спотворень.

Фільтри на основі ехохвилі є ефективними для фільтрації стаціонарних сигналів, але вони можуть бути менш ефективними для фільтрації нестаціонарних сигналів.

Фільтри на основі МСК використовують алгоритм МСК для оцінки спектральних характеристик сигналу. Алгоритм МСК мінімізує середньоквадратичне відхилення між сигналом і його оцінкою.

Фільтри на основі МСК є ефективними для фільтрації різних типів сигналів, включаючи нестаціонарні сигнали.

Фільтри на основі аналізу спектра використовують аналіз спектра для оцінки спектральних характеристик сигналу. Фільтри на основі аналізу спектра є ефективними для фільтрації нестаціонарних сигналів, але вони можуть бути більш складними для реалізації, ніж фільтри на основі МСК.

Для порівняння методів адаптивної фільтрації на прикладі спотвореного нестаціонарного сигналу було використано наступний експеримент.

Сигналом, який піддавався спотворенням, був сигнал серцебиття. Спотворений сигнал був отриманий шляхом додавання до сигналу серцебиття шуму і інтерференції.

Для фільтрації спотвореного сигналу були використані фільтри на основі ехохвилі, МСК і аналізу спектра.

Результати експерименту показали, що фільтри на основі МСК забезпечують найкращу якість відновлення спотвореного сигналу. Фільтри на основі ехохвилі забезпечують меншу якість відновлення, ніж фільтри на основі МСК, але вони все ж ефективніші, ніж фільтри на основі аналізу спектра.

Висновок. Фільтри на основі МСК є ефективним методом для фільтрації різних типів сигналів, включаючи нестаціонарні сигнали. Фільтри на основі ехохвилі забезпечують меншу якість відновлення, ніж фільтри на основі МСК, але вони все ж ефективніші, ніж фільтри на основі аналізу спектра.

При огляді існуючих підходів, була розглянута стаття [40], у якій розглянуто підхід до фільтрації спотвореного сигналу електрокардіограми (ЕКГ) на базі локальної адаптивної фільтрації (ЛАФ). У статті також проведено порівняння результатів фільтрації ФНЧ Баттерворта й адаптивного фільтра Вінера на базі вейвлет-перетворень.

Автор на початку статті підкреслює, що оптимальність фільтрації біомедичних сигналів не завжди є прийнятною і вимагає розробки нових методів для підвищення ефективності фільтрації. Автором зазначається, що для фільтрації спотворених сигналів складної форми краще підходять нелінійні методи, серед яких особливе місце займає адаптивний фільтр Вінера за умови статистичної незалежності інформаційної й шумової складових спотвореного сигналу [31]. Автором зазначається, що ефективність адаптивного фільтра Вінера багато в чому залежить від правильного вибору (оцінки) моделі інформаційного сигналу, а також виконання умови стаціонарності шуму. Ідея розрахунку оптимального фільтра Вінера полягає в мінімізуванні середньоквадратичної помилки між значеннями моделі інформаційного сигналу й значеннями відфільтрованого сигналу. Оптимальним вважається такий фільтр Вінера (лінійний оператор фільтрації), який відповідає мінімуму середньоквадратичної помилки. Оптимальний лінійний оператор можна представити у наступному вигляді:

$$H_{\text{фільтрВінера}} = R_{\text{сигнал}}(R_{\text{сигнал}} + \sigma^2 I)^{-1}, \quad (8)$$

$$R_s = E(ss^T), \quad (9)$$

де R_s - автокореляційна матриця,

$\sigma^2 I$ - діагональна автокореляційна матриця ідеального білого шуму,

I - одинична матриця.

Оскільки в більшості випадків моделі інформаційної й шумової складових є невідомими, **необхідним є виконання двоетапного оцінювання спотвореного сигналу.**

На першому етапі визначається модель інформаційного сигналу; далі для спотвореного сигналу розраховується спектр за допомогою вейвлет-

перетворення. До розрахованого спектра застосовується гранична фільтрація, при якій частина спектральних коефіцієнтів не перевищуючих апріорно заданий поріг доводиться до нуля, що відповідно зменшує шумову складову. При розрахунку керуючої оцінки виконується зворотне вейвлет-перетворення відфільтрованого сигналу. Для розрахованої оцінки виконується друге вейвлет-перетворення W_2 , відмінне від першого W_1 .

На другому етапі розраховується спектр для результату другого вейвлет-перетворення. Далі застосовується оптимальний фільтр Вінера, функція якого розраховується на базі отриманої на першому етапі оцінки спектра інформаційного сигналу.

Для формування інформаційного сигналу виконується зворотне вейвлет-перетворення модифікованих спектральних коефіцієнтів на виході оптимального фільтру Вінера. Автором [9] запропонована група методів локально-адаптивної нелінійної стійкої фільтрації. Фільтрація заснована на базі рухомого вікна в межах якого оцінюється поведінка спотвореного сигналу й рівень шуму (для n -го відліку розраховуються параметри локальної адаптації (ПЛА)), після чого по апріорно заданим граничних значеннях ПЛА виконується вибір оптимального типу й параметрів нелінійного фільтра [32]. Автором [9] було обрано три типи нелінійних фільтрів на базі оператора сортування: екстраполюючого КІХ-гібридного медіанного фільтра з лінійними субапертурами (ЕКГМФ), α - урізаного КІХ-гібридного фільтра (АКГФ), КІХ-гібридного фільтра на базі порядкових статистик (КГФОС).

Припустимо, що ЕКГМФ інформаційний сигнал екстраполюється по попереднім k і k наступним значенням спотвореного сигналу, то:

$$y^{\text{ЭКГМФ}}[k] = \text{med}\{\hat{x}_{fw}^1[k], \hat{x}_{fw}^0[k], x[k], \hat{x}_{bw}^0[k], \hat{x}_{bw}^1[k]\}, \quad (10)$$

$$\hat{x}_{fw}^0[k] = \sum_{i=1}^n \frac{x[k-i]}{n}, \quad (11)$$

$$\hat{x}_{fw}^1[k] = \sum_{i=1}^n h[i]x[k-i], \quad (12)$$

$$\hat{x}_{bw}^0[k] = \sum_{i=1}^n \frac{x[k+i]}{n}, \quad (13)$$

$$\hat{x}_{bw}^1[k] = \sum_{i=1}^n h[i]x[k+i], \quad (14)$$

$\hat{x}_{fw}^0[k]$ - вихідне значення КІХ-субапертури 0-го порядку для попередніх n відліків,
 $\hat{x}_{fw}^1[k]$ - вихідне значення КІХ-субапертури 1-го порядку для попередніх n відліків,
 $\hat{x}_{bw}^0[k]$ - вихідне значення КІХ-субапертури 0-го порядку для наступних n відліків,
 $\hat{x}_{bw}^1[k]$ - вихідне значення КІХ-субапертури 1-го порядку для наступних n відліків,
 $N = 2n + 1$ - розмір рухомого вікна,
 $x[k]$ - центральний відлік у рухомому вікні,
 $h[i]$ - коефіцієнт екстраполяції 1-го порядку,
 n - відносна кількість відліків.

Як бачимо, ЕКГМФ добре зберігає форму трикутних сигналів і забезпечує високу ефективність зменшення шуму в околиці рухомого вікна [33].

В АКГФ фільтрація здійснюється по апріорно заданому граничному значенню α :

(15)

$$y^{\text{АКГФ}}[k] = \frac{\sum_{j=[\alpha N]+1}^{N-[\alpha N]} X^{(j)}}{N-2[\alpha N]},$$

(16)

$$X = \{\hat{x}_{fw}^1[k], 2 * \hat{x}_{fw}^0[k], x[k], 2 * \hat{x}_{bw}^0[k], \hat{x}_{bw}^1[k]\},$$

де k - номер відліку,

$X^{(1)} \dots \leq X^{(j)} \leq \dots X^{(N)}$ - упорядковані елементи множини X у вікні розміром N , $[\alpha N]$

- параметр урізання, що визначає кількість відкидаємих порядкових статистик у межах вікна фільтра $\alpha < 0.5$.

АКГФ добре зберігає форму поліноміальних кривих при високому рівні шуму й забезпечує високу ефективність обробки трикутних сигналів (піків, переламів) [34]. У КГФОС фільтрація здійснюється на базі апріорно заданих вагових коефіцієнтів c_m :

$$y^{\text{КГФОС}}[k] = \sum_{m=1}^M c_m X^{(m)}, \quad (17)$$

$$X = \{\hat{x}_{fw}^1[k], 2 * \hat{x}_{fw}^0[k], x[k], 2 * \hat{x}_{bw}^0[k], \hat{x}_{bw}^1[k]\}, \quad (18)$$

$$\sum_{m=1}^M c_m = 1, \quad (19)$$

де k – номер відліку,

M – розмір упорядкованої множини X , що включає центральний елемент вікна й вихідні значення КІХ-субапертур,

c_m – вагові коефіцієнти.

Значення вагових коефіцієнтів розраховуються залежно від параметра нелінійності $p \in [0; 1]$, якщо $p = 0$, то всі вагові коефіцієнти $c_m = 1/M$, що відповідає операції усереднення. Якщо $p = 1$, то $c_{(M+1)/2} = 1$, то розраховується медіанна оцінка. Загальну формулу розрахунку значень вагових коефіцієнтів можна представити наступним чином:

$$c_m[p] = c'_m[p] / \sum_{j=1}^M c'_j[p], \quad (20)$$

$$c'_m[p] = 2p\{(M+1)/2 - |(M+1)/2 - m|\} + 4p + M(1 - 2p) - 3, \quad (21)$$

де p – параметр не лінійності $\in [0; 1]$,

M – розмір упорядкованої множини X ,

m – номер вагового коефіцієнта.

Параметри локальної адаптації розраховуються наступним чином:

$$Z[k] = \frac{\sum_{n=k-(N-1)/2}^{n=k+(N-1)/2} y_f[n] - x[n]}{\sum_{n=k-(N-1)/2}^{n=k+(N-1)/2} |y_f[n] - x[n]|}, \quad (22)$$

де k – номер відліку в центрі вікна,

$x[n]$ – значення сигналу з завадами,

n – номер відліку у вікні,

$y_f[n]$ – значення відфільтрованого сигналу,

N – розмір вікна фільтрації.

Оцінювання ефективності розглянутих методів фільтрації можна виконати за відношенням сигнал-шум (SNR) для значень відфільтрованого сигналу

$$\text{SNR}_{\text{відфільтр}} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{незашум}}[k])^2}{\sum_{k=0}^{N-1} (y_{\text{відфільтр}}[k] - x_{\text{незашум}}[k])^2} \right), \quad (23)$$

де k – порядковий номер відліку,

N – загальна кількість часових відліків (дискретних значень),

$x_{\text{нешум}}[k]$ – значення неспотвореного сигналу,

$y_{\text{відфільтр}}[k]$ – значення відфільтрованого сигналу.

2.3 Порівняння методів адаптивної фільтрації на прикладі спотвореного хаотичного сигналу

Раніше для фільтрації переважно використовувалися лінійні методи фільтрації, у результаті чого розвиток одержали методи маніпулювання спектром сигналу на тлі завад, призначені для мінімізації пропускнуої смуги частот. При цьому нелінійні підходи протягом довгого часу були дуже важкими для реалізації, наприклад, внаслідок елементної бази.

Конкретні цілі зменшення шуму варіюються для різних прикладних задач, серед яких необхідність оптимізації енергії інформаційного сигналу, поліпшення якості цифрового зв'язку (зменшення частоти появи помилкових бітів), поліпшення якості аудіо передачі або відновлення складної форми інформаційного сигналу. Оцінювання ефективності розглянутих методів фільтрації виконано за різницею SNR відфільтрованого та спотвореного сигналів:

(25)

$$\Delta \text{SNR} = \text{SNR}_{\text{відфільтр}} - \text{SNR}_{\text{спотв}},$$

де

$$\text{SNR}_{\text{відфільтр}} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{неза шум}}[k])^2}{\sum_{k=0}^{N-1} (y_{\text{відфільтр}}[k] - x_{\text{неза шум}}[k])^2} \right), \quad (26)$$

$$\text{SNR}_{\text{спотв}} = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{неза шум}}[k])^2}{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{за шум}}[k] - x_{\text{неза шум}}[k])^2} \right), \quad (27)$$

Висновки до розділу 2

Результат аналізу деяких сучасних методів адаптивної фільтрації свідчить про те, що вони забезпечують оптимальну фільтрацію лише для окремих характеристик інформаційних та шумових складових спотвореного

сигналу, що суттєво зменшує область застосування цих методів в медичних ІТС.

Отже можна сформулювати основне завдання даної роботи: дослідження нових методів та моделей оптимальної та адаптивної фільтрації різноманітних типів цифрових стаціонарних та нестаціонарних (ЕКГ, ЕЕГ) сигналів, за умов відсутності значень зразкового інформаційного сигналу, використання яких забезпечить підвищення якості обробки, зменшення елементної бази СЦФ, забезпечить скорочення часу фільтрації

РОЗДІЛ 3 ЕКСПЕРЕМЕНТАЛЬНА ЧАСТИНА

3.1 Дослідження уточненого методу оптимальної цифрової фільтрації

Метод полягає у комбінованій обробці спотвореного сигналу за допомогою системи цифрової фільтрації (СЦФ) «просте рухоме середнє» (ПРС) та системи цифрової апроксимації (СЦА) «кусково-лінійна регресія» (КЛР). СЦФ призначена для низькочастотної фільтрації спотвореного сигналу й специфікується параметром m , який визначає кількість спотворених значень в інтервалі («вікні») рухомої фільтрації. СЦА призначена для низькочастотної апроксимації за допомогою кускової апроксимації та специфікується параметром n , який визначає кількість спотворених значень в інтервалах локальних апроксимацій, що не перекриваються. Оптимальною вважається така комбінація параметрів m і n , при якій для фіксованого параметра m СЦФ підібрано такий параметр n СЦА, якому відповідає найменше значення заданої міри відмінності оброблених сигналів. Локальні мінімальні значення міри відмінності формують перелік локальних оптимальних систем фільтрації (СЦФ) та апроксимації (СЦА). Глобальною оптимальною вважається комбінація з найменшим значенням міри відмінності серед усіх 42 оптимальних комбінацій параметрів m СЦФ та n СЦА.

3.2 Умови задачі оптимальної фільтрації, що вирішується

Отже, задача оптимальної фільтрації – це задача обчислення найкращої оцінки для невідомого сигналу $x(t)$ за даними вимірювань $y(t)$, які є сумою сигналу $x(t)$ і випадкового шуму $v(t)$:

$$y(t) = x(t) + v(t)$$

Оптимальна оцінка – це така оцінка, яка мінімізує певну міру помилки.

Умови задачі оптимальної фільтрації:

- Сигнал $x(t)$ і шум $v(t)$ є випадковими процесами.

- Сигнал $x(t)$ є невідомою функцією, але його розподіл ймовірності відомий.

- Шум $v(t)$ є незалежним від сигналу $x(t)$.

Задачі оптимальної фільтрації можна класифікувати за такими ознаками:

- За типом сигналу:

- лінійні фільтри: сигнал $x(t)$ є лінійним випадковим процесом.
- нелінійні фільтри: сигнал $x(t)$ є нелінійним випадковим процесом.

- За типом шуму:

- білий шум: шум $v(t)$ має постійну спектральну густину.
- кольоровий шум: шум $v(t)$ має нерівномірну спектральну густину.

- За типом критерію оптимальності:

- критерій мінімальної середньоквадратичної помилки (MSE).
- критерій мінімального середнього відхилення (MAE).
- критерій мінімального ризику Байеса.

Розв'язання задачі оптимальної фільтрації залежить від конкретних умов задачі. Для лінійних фільтрів з білим шумом існують загальні методи розв'язання, які не залежать від конкретного розподілу ймовірності сигналу $x(t)$. Для нелінійних фільтрів і фільтрів з кольоровим шумом розв'язання задачі, як правило, є більш складним і залежить від конкретного розподілу ймовірності сигналу $x(t)$ і шуму $v(t)$.

За умовою вирішуваної задачі спотворений сигнал сформовано із суми інформаційної, завадової та шумової частотних складових.

Спектр інформаційної складової включає низькочастотні гармоніки. Завадова складова постійна й складається з гармонік, розташованих вище спектра інформаційної складової. Шумова складова займає весь спектр частот ω $[-\pi; +\pi]$, дисперсія постійна, розподіл Гаусса.

При оцінюванні рівня деформації інформаційного сигналу розраховується «відношення сигнал/шум» (ВСШ, signal-to-noise ratio, SNR), яке можна записати у вигляді дробу [33]:

$BCIII = 10 \cdot \log_{10} \left(\frac{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{деформ}}[k])^2}{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{деформ}}[k] - x_{\text{інформ}}[k])^2} \right),$	(28)
---	------

де k – порядковий номер відліку,

N – загальна кількість відліків,

$x_{\text{інформ}}[k]$ – значення інформаційного сигналу,

$x_{\text{деформ}}[k]$ – значення деформованого сигналу.

В експериментальних цілях імпортовано цифровий нестационарний біомедичний сигнал електрокардіографії (ЕКГ) зареєстрований з частотою дискретизації $f_d = 500$ Гц та згенеровано його деформовану копію з $SNR_{\text{деформ}} = 1$ дБ, сформовану з суми частотних складових:

- інформаційної – сигналу ЕКГ, розмах сигналу 0.75 В;
- завадової – сигнал синусоїдальної форми, $f_{\text{завад}} = 50$ Гц, $A_{\text{завад}} = \text{розмах інформаційного сигналу} \times 0.1$ В;
- шумової – білий шум з розподілом Гаусса, $\mu = 0$, $\sigma = A_n$.

Зокрема, на рис. 3.1 зображені значення відліків частотних складових деформованого 43 сигналу у часовій області.

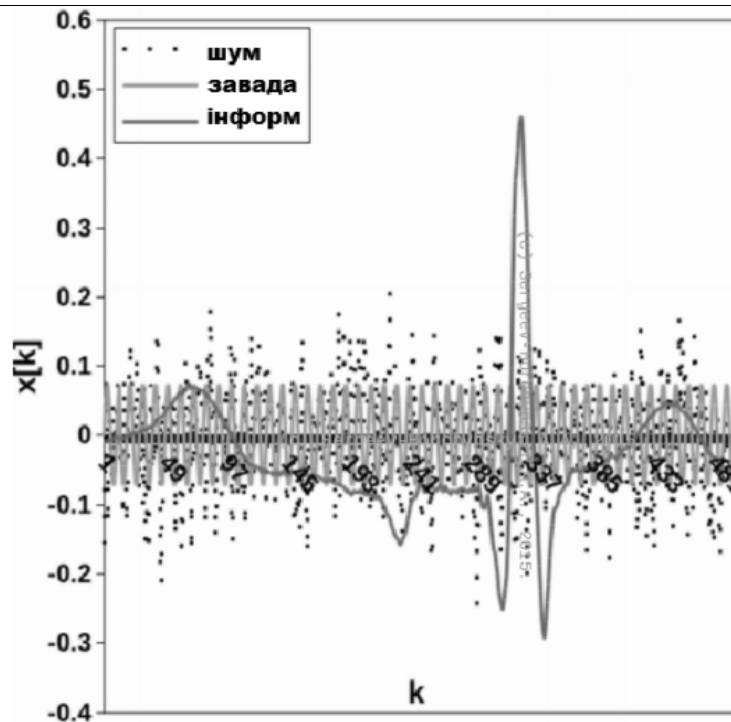


Рисунок 3.1 – Значення частотних складових деформованого сигналу

Значення деформованого та інформаційного сигналів зображені на рис. 3.2.

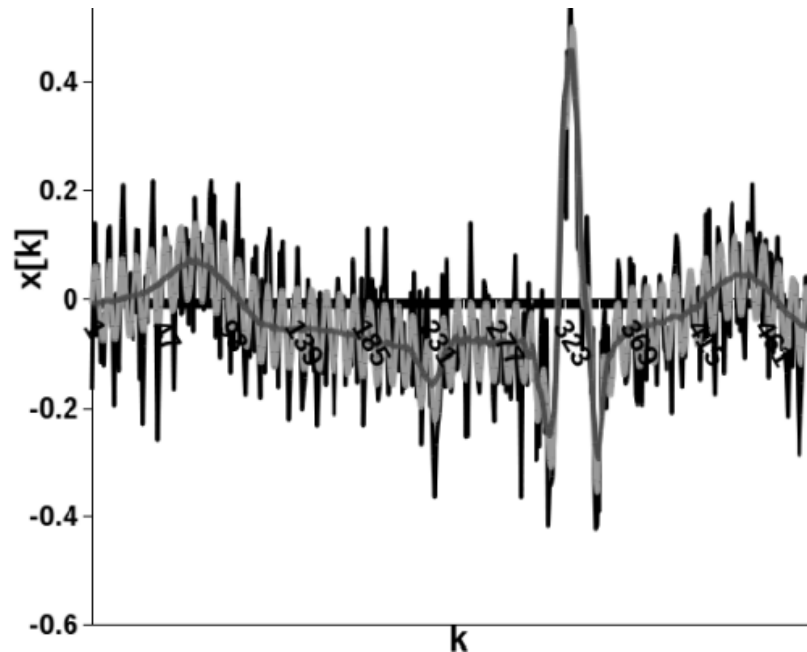


Рисунок 3.2 – Деформований та інформаційний сигнали

Розроблений метод пошуку оптимальних комбінацій параметрів m СЦФ ПРС і n СЦА КЛР дозволяє автоматично сформувати перелік оптимальних параметрів СЦФ ПРС і СЦА КЛР для деформованого сигналу.

3.3 Складові методу оптимальної фільтрації

Як зазначено вище, ідея розробленого методу основа на комбінуванні системи фільтрації (СЦФ) і системи апроксимації (СЦА), з метою пошуку оптимальних комбінацій параметрів m і n , що забезпечують обробку деформованого сигналу з найменшим значенням обраної міри відмінності оброблених сигналів.

У якості систем обробки були обрані СЦФ «просте рухоме середнє» (ПРС) та СЦА «кусково-лінійна регресія» (КЛР).

У СЦФ ПРС відфільтроване значення можна прирівняти кожному з m відліків у вікні фільтрації, індекс відфільтрованого відліку визначається

параметрами m_1 (кількість відліків ліворуч) і m_2 (кількість відліків праворуч) ([33, Р. 18]). У СЦА КЛР деформований сигнал моделюється набором кусково-лінійних регресійних рівнянь із фіксованою кількістю відліків і різними значеннями коефіцієнтів апроксимації b_0 (точка перетину прямої регресії з віссю ординат) і b_1 (тангенс кута нахилу прямої регресії відносно додатного напрямку осі абсцис) ([49, С. 106]).

3.4 Розробка структурно-аналітичної моделі оптимальної цифрової фільтрації

На базі методу оптимальної фільтрації можна запропонувати модель визначення оптимальних параметрів системи фільтрації (СЦФ) «просте рухоме середнє» (ПРС) і системи апроксимації (СЦА) «кусково-лінійна регресія» (КЛР) за критерієм мінімальності міри відмінності відфільтрованого й апроксимованого сигналів.

СЦФ ПРС має ряд важливих особливостей:

- перевищує усі типи цифрових фільтрів при обробці інформації, представленої у часовій області [34, С. 316];
- має широке застосування завдяки простоті реалізації [34, С. 316];
- є оптимальною для усунення білого шуму [34, С. 317];
- характеризується найкращим зменшенням шуму серед усіх лінійних фільтрів [34, С. 318-319].

Оскільки й фільтрація рухомим середнім, і кусково-лінійна регресійна апроксимація призначені для зменшення випадкової складової деформованого сигналу, було запропоновано об'єднати методи фільтрації й апроксимації в єдину модель «оптимальна система фільтрації» (ОСФ).

На рис. 3.3 можемо зобразити аналітичну модель оптимальної фільтрації.

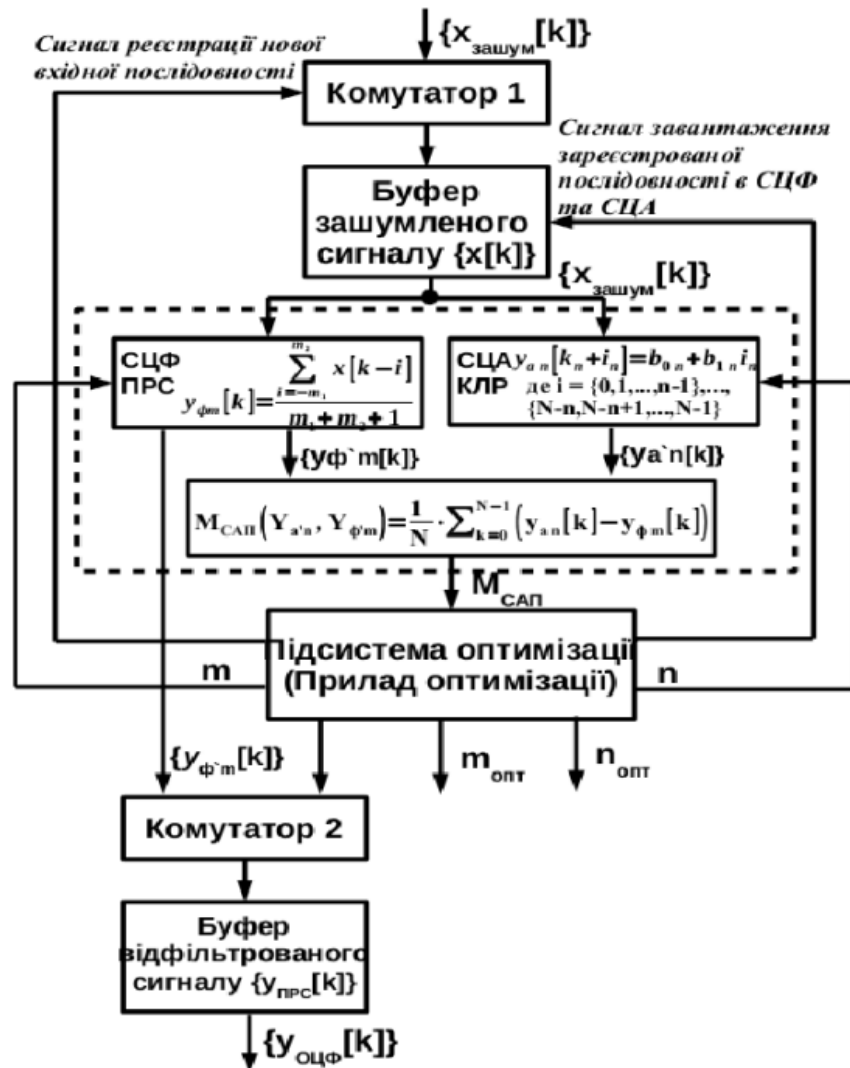


Рисунок 3.3 – Структурно-аналітична модель оптимальної фільтрації

На рис. 3.3 позначені відповідно:

1. СЦА – система апроксимації; 2. СЦФ – система фільтрації; 3. ПРС – просте рухоме середнє; 4. КЛР – кусково-лінійна регресія; 5. САП – середня абсолютна помилка; 88 6. Підсистема оптимізації – ініціює завантаження даних у СЦФ ПРС та СЦА КЛР, встановлює параметри m та n , мінімізує САП;
7. $\{x[k]\}$ – деформований цифровий сигнал; 8. m – кількість відліків у рухомому вікні ПРС; 9. n – кількість відліків в окремих інтервалах апроксимації КЛР; 10. $\{y_{\text{ф}}[k]\}$ – результат рухомої фільтрації (ПРС); 11. $\{y_{\text{а}}[k]\}$ – результат кускової апроксимації (КЛР); 12. $M_{\text{САП}}$ – міра відмінності результатів фільтрації та апроксимації 13. $m_{\text{опт}}$ та $n_{\text{опт}}$ – оптимальні параметри при найменшому $M_{\text{САП}}$; 14. $\{y_{\text{оцф}}[k]\}$ – результат оптимальної фільтрації.

В ОСФ деформований цифровий сигнал представлений послідовністю відліків $\{x[k]\}$ реєстрації, що зберігається в буфері деформованого сигналу. Реєстрація нового деформованого сигналу здійснюється при подачі сигналу комутації на Комутатор 1.

Зареєстрований цифровий сигнал надходить на вхід підсистеми фільтрації «просте рухоме середнє» (ПРС) і на вхід підсистеми апроксимації «кусково-лінійна регресійна апроксимація» (ПРА).

Після обробки зареєстрованого сигналу проводиться порівняння значень відфільтрованого $\{y_{ПРС}[k]\}$ і апроксимованого $\{y_{ПРА}[k]\}$ сигналів для розрахунку значення міри їх відмінності. Після здійснення процесу оптимізації (знаходження найменшої локальної відмінності між результатами обробки в СЦФ ПРС та СЦА ПРА) зареєстрований (деформований) сигнал повторно обробляється підсистемою СЦФ ПРС із оптимальним параметром і пропускається через Комутатор 2 (при подачі відповідного сигналу на комутатор з підсистеми оптимізації) у буфер відфільтрованого сигналу.

Процедура роботи підсистеми оптимізації припускає пошук комбінацій параметрів фільтрації і апроксимації з локальним найменшим значенням «середньої абсолютної помилки» (САП) для оброблених сигналів.

3.5 Програмне забезпечення вдосконаленої технології обробки різнотипних сигналів в інформаційно-телекомунікаційних системах медичного призначення

Програмне забезпечення технології адаптивної дискретизації включає сукупність програм, процедур і правил призначених для безпосереднього використання в розробленій технології. Для програмної реалізації технології була обрана мова програмування C++, перевага використання якої пояснюється високою швидкістю виконання програмного коду.

Структура ПЗ тестового середовища розробленої структурно-аналітичної моделі адаптивної дискретизації зображена на рис. 3.4.

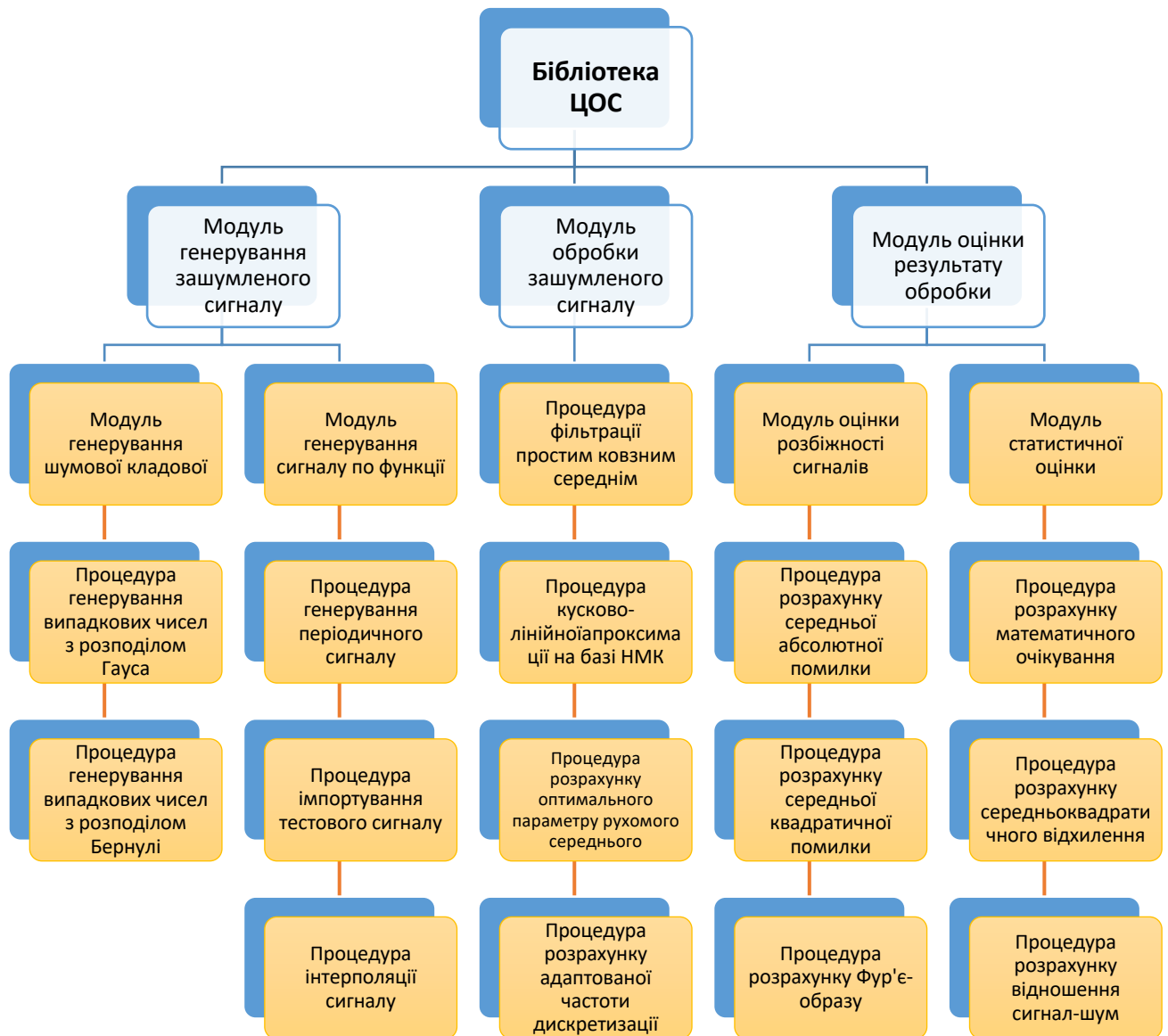


Рисунок 3.4 – Структура ПЗ тестового середовища цифрової обробки сигналів

«Модуль генерування сигналу» призначений для генерування періодичних сигналів і включає генерування корисного низькочастотного сигналу й шумової складової.

«Модуль генерування сигналу по функції» реалізує програмне генерування сигналів наступних форм: синусоїдального, трикутного, прямокутного, пилоподібного. Програмна реалізація (програмний метод) надає можливість налаштування амплітуди, частоти й фази сигналу, а також імпорту сторонніх сигналів (наприклад, біомедицинських сигналів).

«Модуль генерування шумової складової» додано для генерування шуму з різним імовірнісним розподілом. У модулі реалізовані методи

генерування флуктуаційної (розподіл Гаусса), зосередженої та імпульсної (комбінація розподілів Гаусса та Бернуллі) завад.

Для мінімізації шуму створено «Модуль обробки сигналу». У модулі реалізовані наступні методи: фільтрації простим рухомим середнім (ПРС); лінійної апроксимації (ПРА); оптимального розрахунку порядку ПРС топтиміз, який мінімізує значення САП для відфільтрованого (ПРС) і апроксимованого (ПРА) сигналів; оптимального розрахунку порядку ПРС топтимал, який мінімізує значення САП для відфільтрованого (ПРС) і неспотвореного сигналів.

«Модуль оцінки фільтрації» реалізує програмні методи оцінювання результату фільтрації: розрахунок «середньої квадратичної помилки» СКП (міри відмінності сигналів); розрахунок САП «середньої абсолютної помилки» (міри відмінності сигналів); розрахунок математичного очікування; розрахунок коефіцієнта кореляції; розрахунок середнього квадратичного відхилення.

Модулі бібліотеки об'єднані в технологію, яка дозволяє автоматизовано генерувати спеціалізовані СЦФ ПРС для різних характеристик завад.

3.6 Оцінка зменшення адитивного шуму

До напрямів застосування методів адаптивної фільтрації можна віднести фільтрацію біомедичних сигналів. У завданнях обробки біомедичних сигналів можна виділити три типи відхилень: шуми різної фізичної природи; інформативні сигнали сторонніх джерел; завади, викликані різними небажаними сторонніми явищами ([35]). Для оцінки оптимальності розробленого методу адаптивної фільтрації була виконана серія експериментів по фільтруванню сигналів складної нестационарної форми з різними характеристиками шумової складової. Перша серія експериментів по оптимальній фільтрації була виконана для спотворених сигналів, сформованих при додаванні до інформаційних біомедичних сигналів ЕКГ й ЕЕГ білого шуму з нормальним розподілом і $SNR_{\text{спотв}} = 5$ дБ. Оцінку збільшення SNR при

оптимальній фільтрації було виконано за різницею SNR відфільтрованого та спотвореного сигналів:

$$\Delta \text{SNR} = \text{SNR}_{\text{відфільтр}} - \text{SNR}_{\text{спотв}}, \quad (4.1)$$

де

$$\text{SNR}_{\text{відфільтр}} = 10 * \log_{10} \left(\frac{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{незашум}}[k])^2}{\sum_{k=0}^{N-1} (y_{\text{відфільтр}}[k] - x_{\text{незашум}}[k])^2} \right), \quad (4.2)$$

$$\text{SNR}_{\text{спотв}} = 10 * \log_{10} \left(\frac{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{неспотв}}[k])^2}{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{зашум}}[k] - x_{\text{спотв}}[k])^2} \right), \quad (4.3)$$

та k – номер відліку;

N – загальна кількість відліків;

$x_{\text{неспотв}}[k]$ – значення неспотвореного сигналу;

$y_{\text{відфільтр}}[k]$ – значення відфільтрованого сигналу;

$x_{\text{спотв}}[k]$ – значення спотвореного сигналу;

3.7 Оцінка результатів фільтрації стаціонарного сигналу

Представимо виконання та порівняння результатів фільтрації спотвореного сигналу стаціонарної форми на прикладі суми чотирьох гармонік за допомогою наступних методів: адаптивна оптимізована система фільтрації (АОСФ), фільтр Баттерворта, оптимальний фільтр Вінера, адаптивний фільтр Савицького-Голея на базі сингулярної декомпозиції.

Оцінювання ефективності методів адаптивної фільтрації виконано за відстанню Евкліда для значень відфільтрованого та спотвореного сигналів:

$$D(\{x_{\text{незашум}}[k]\}, \{y_{\text{відфільтр}}[k]\}) = \sqrt{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{\text{незашум}}[k] - y_{\text{відфільтр}}[k])^2} \quad (4.4)$$

де k – порядковий номер відліку;

$x_{\text{неспотв}}[k]$ – значення неспотвореного сигналу;

$y_{\text{відфільтр}}[k]$ – значення відфільтрованого сигналу;

N – загальна кількість відліків (дискретних значень).

У серії експериментів (що занесено в таблицю 4.1), з метою порівняння й оцінки існуючих методів адаптивної фільтрації, було згенеровано тестовий сигнал стаціонарної форми за наступною функцією:

$$x[k] = 0.2 \sin(2\pi(f)k) + \sin(2\pi(3f)k) + 0.5 \cos(2\pi(5f)k) + 1.5 \cos(2\pi(7f)k) + \varepsilon[k] \quad (4.5)$$

де k – номер відліку;

f – частота сигналу (25 Гц);

$x[k]$ – значення спотвореного сигналу,

ε – значення шумової складової.

Таблиця 3.1 Порівняння результатів фільтрації стаціонарного сигналу

$SNR_{\text{спотв, дБ}}$	Метод	Частота дискретизації	$SNR_{\text{відфільтр, дБ}}$	Початкова відстань Евкліда	Кінцева відстань Евкліда
5	Вінера	2 кГц	12,04	245	128
	ФНЧ Батерворта	2 кГц	7,22	245	231
	Заснований на SVD метод	2 кГц	18,56	245	76
	АОСФ	40 кГц	19,81	245	49,5
0	Вінера	2 кГц	-28,3	465	5628
	ФНЧ Батерворта	2 кГц	2,08	465	325
	Заснований на SVD метод	2 кГц	8,13	465	156
	АОСФ	40 кГц	14,84	465	87,52

Результати виконаної серії експериментів по фільтруванню стаціонарного сигналу з різними значеннями $SNR_{\text{спотв}}$ показали: фільтрація за допомогою ФНЧ Баттерворта досить добре зменшує значення шуму, однак супроводжується відхиленням амплітуди та фази інформаційного сигналу, при цьому степінь відхилень пропорційна розміру вікна фільтра; лінійний фільтр Вінера досить добре відтворює форму інформаційного сигналу, однак при малих значеннях SNR , тобто високому рівні шуму, фільтрація призводить

лише до видозміни характеристик шумовий складової, однак не до зменшення її рівня [29]; підхід адаптивної фільтрації на базі сингулярної декомпозиції дозволяє зберегти форму інформаційного сигналу та є стійким при $\text{SNR}_{\text{спотв}} \sim 0$ дБ, однак вимагає значних обчислювальних витрат, застосування оператора сингулярної декомпозиції та пошуку оптимальних багаточленів високих степенів.

На рис. 3.5 представлені результати фільтрації спотвореного сигналу при $\text{SNR}_{\text{спотв}} = 5$ дБ та $\text{SNR}_{\text{спотв}} = 0$ дБ.

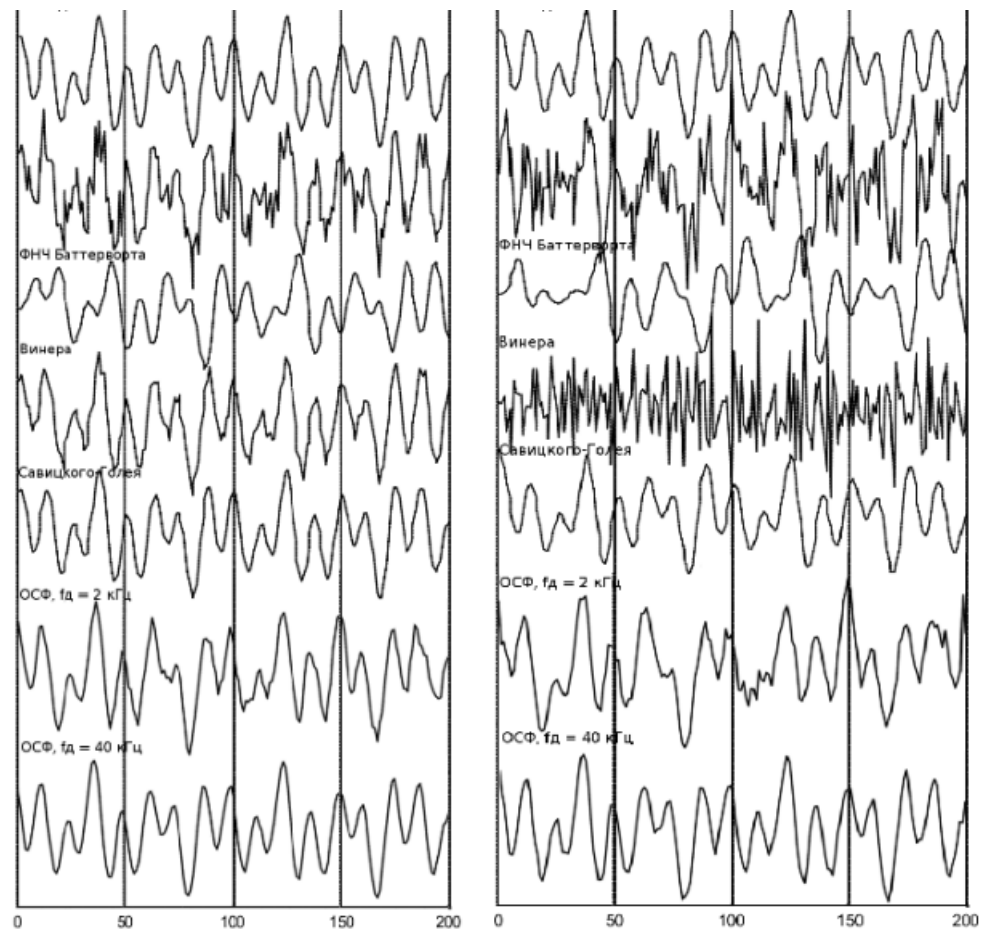


Рисунок 3.5 – Результати фільтрації тестового сигналу при $\text{SNR}_{\text{спотв}} = 5$ дБ та $\text{SNR}_{\text{спотв}} = 0$ дБ

Запропонована в роботі адаптивна оптимізована системи фільтрації (АОСФ) продемонструвала кращий результат фільтрації, аніж оптимізована система фільтрації (ОСФ), внаслідок адаптивного визначення оптимальної частоти дискретизації спотвореного сигналу.

При $\text{SNR}_{\text{спотв}} = 5$ дБ та базовій частоті дискретизації $f_0 = 2$ кГц розроблений метод АОСФ продемонстрував кращий результат фільтрації $d_{\text{евкл}}$

= 49.5 при адаптованій частоті дискретизації 40 кГц у порівнянні з результатами фільтра Баттерворта $d_{евкл} = 231$, оптимального фільтра Вінера $d_{евкл} = 128$, адаптивного фільтра Савицького-Голея $d_{евкл} = 76$.

При $SNR_{спотв} = 0$ дБ та базовій частоті дискретизації $f_{\delta} = 2$ кГц, метод АОСФ продемонстрував кращий результат фільтрації $d_{евкл} = 87$ при адаптованій частоті дискретизації 40 кГц у порівнянні з результатами фільтра Баттерворта $d_{евкл} = 325$, оптимального фільтра Вінера $d_{евкл} = 5628$, адаптивного фільтра Савицького-Голея $d_{евкл} = 156$.

3.8 Оцінка результатів фільтрації нестационарного сигналу

Виконано порівняння результатів фільтрації спотвореного нестационарного сигналу електрокардіографії (ЕКГ) за допомогою методів фільтрації: адаптивна оптимізована система фільтрації (АОСФ), фільтр Баттерворта, адаптивний фільтр Вінера на базі вейвлет-перетворень, метод локально-адаптивної фільтрації (ЛАФ). Оцінювання ефективності розглянутих методів фільтрації виконано за відношенням сигнал-шум (SNR) для значень відфільтрованого сигналу:

$$SNR_{відфільтр} = 10 * \log_{10} \left(\frac{\sum_{k=0}^{N-1} (x_{незашум}[k])^2}{\sum_{k=0}^{N-1} (y_{відфільтр}[k] - x_{незашум}[k])^2} \right),$$

та k – номер відліку;

N – загальна кількість відліків;

$x_{неспотв}[k]$ – значення неспотвореного сигналу;

$y_{відфільтр}[k]$ – значення відфільтрованого сигналу;

З метою порівняння методів адаптивної фільтрації було згенеровано спотворений біомедичний сигнал ЕКГ (рис. 3.6).

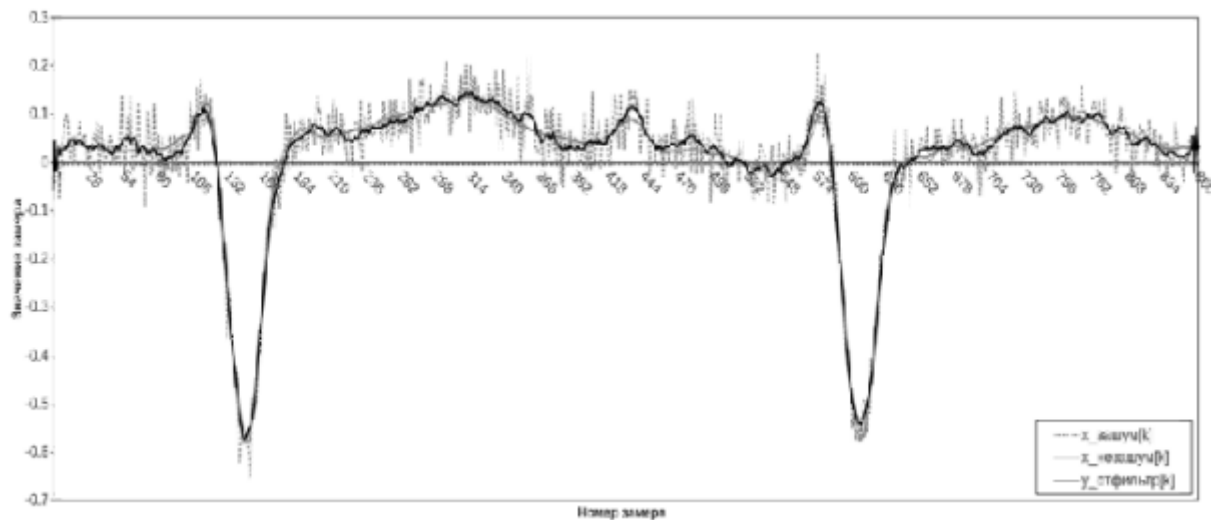


Рисунок 3.6 – Тестовий інформаційний, спотворений та відфільтрований сигнали ЕКГ, білий шум з розподілом Гаусса, $\text{SNR}_{\text{спотв}} = 10$ дБ, $f_d = 400$ Гц

Результати експериментів представлені у таблиці 3.2 відтворюють інформацію з [30] та доповнені результатами експериментів, виконаних у даній роботі (рис. 3.6).

Таблиця 3.2

Тип фільтра	$\text{SNR}_{\text{відфільтр}}$, дБ
Фільтрація ЕКГ при частоті 400 Гц	
$\text{SNR}_{\text{спотв}} = 10$ дБ	
Фільтр Баттерворда	14,8
Адаптивний фільтр Вінера на базі вейвлет-перетворень	18,9
Локально-адаптивний фільтр	19,5
АОСФ ($f_d=1000$ кГц)	20,3

Результати виконаної серії експериментів по фільтруванню сигналу ЕКГ показали, що при $\text{SNR}_{\text{спотв}} = 10$ дБ і базовій частоті дискретизації $f_d = 400$ Гц, запропонований метод АОСФ забезпечує кращий результат фільтрації $\text{SNR}_{\text{відфільтр}} = 20,3$ дБ при адаптованій частоті дискретизації 1000 Гц у порівнянні з результатами фільтра Баттерворта $\text{SNR}_{\text{відфільтр}} = 14,8$ дБ, адаптивного фільтра Вінера $\text{SNR}_{\text{відфільтр}} = 18,9$ дБ, ЛАФ $\text{SNR}_{\text{відфільтр}} = 19,5$ дБ.

Адаптивний фільтр Вінера на базі вейвлет-перетворень забезпечує високу ефективність зменшення шуму в ЕКГ при цьому характеризується

деякими особливостями: невисока ефективність при непрогнозованих змінах форми інформаційного сигналу, умова стаціонарності шуму, виконання вейвлет-перетворень, виконання аналізу спектру відфільтрованого сигналу.

ЛАФ виключно адаптований під фільтрацію окремих частин сигналу ЕКГ й виконує фільтрацію на базі трьох типів фільтрів: екстраполюючого КІХ-гібридного медіанного фільтра з лінійними субапертурами (ЕКГМФ), α -урізаного КІХ-гібридного фільтра (АКГФ), КІХ-гібридного фільтра на базі порядкових статистик (КГФОС). Запропонований метод АОСФ показав кращий результат при менших обчислювальних витратах, відсутності застосування трьох типів фільтрів, необхідності виконання вейвлет-перетворень та аналізу відфільтрованого сигналу у частотній області.

3.9 Впровадження розроблених методів та моделей

Стрімкий розвиток сучасних інформаційно-комунікаційних систем (ІТС), у тому числі медичного призначення, та їх широке застосування в різних сферах людської життєдіяльності обумовлене різким збільшенням обсягів інформаційних потоків спеціалізованого та загального призначення, що потребує впровадження наукоємних технологій та застосування нових апаратних засобів з використанням сучасних методів і систем оброблення інформації. Завдання створення медичних ІТС будь-якої складності супроводжується розв'язанням широкого спектру науково-прикладних задач, серед яких реєстрація, передавання та оброблення інформації.

Ключове місце в задачах підвищення ефективності використання ІТС в процесах обробки та обміну інформацією займає завдання оптимальної фільтрації. Різноманіття біомедичних сигналів по частотам та магнітудам, присутність штучних або природних завад, а також варіювання їх значень для різноманітного устаткування ІТС, суттєво ускладнює процедуру оптимальної фільтрації сигналів різної форми в одному медичному приладі, впливає на збільшення елементної бази, зменшує якість та швидкість оброблення даних.

Цілком справедливо можна говорити про методи адаптивної фільтрації, як про один з найважливіших компонентів забезпечення ефективного функціонування ІТС медичного призначення.

Специфіка застосування приладів передачі медичної інформації, як для стаціонарних процесів лікування та надання консультацій, так і для мобільного застосування в умовах кризових ситуацій вимагає від устаткування різноманіття форм передачі критичної інформації про пацієнта з заданою якістю. Робота лікарів в умовах географічного віддалення та при наявності дестабілізуючих факторів передбачає організацію медичних ІТС з урахуванням можливості передачі максимально точних даних в діагностичні центри.

Дану можливість може забезпечити запропонована технологія, методи і моделі побудови ІТС медичного призначення на базі адаптивної оптимальної фільтрації.

Важливо зауважити, що перспективи застосування запропонованих методів, зумовлені швидким розвитком технічних можливостей різноманітних мереж загального призначення: Wi-Fi, WiMAX, LTE, супутниковий канал поєднаний із стандартами LAN, IEEE - 1394, IEEE - 802.11, USB, COM, Bluetooth, S - video, RCA і т.д. Останніми роками все більше впроваджуються високошвидкісні види мобільного доступу, такі як 4G і 5G, що дозволяє передавати і обробляти медичні дані з кількісними показниками швидкості, які наближаються до характеристик комутованих каналів зв'язку. На даний момент, реальна пропускна спроможність бездротових каналів передачі даних різноманітних мереж, складає близько 100-200 Мбіт/с. Дана загальна швидкість, теоретично дозволяє організувати передачу інформаційного потоку даних від пацієнта і його лікаря до лікаря консультанта або шпиталю із швидкістю, що задовольняє обмін та обробку даних у реальному часі.

Сучасне технічне устаткування надає можливість передачі потокової медичної інформації між трьома і більше базовими точками для здійснення консультацій у режимі реального часу. Впровадження нових технологій

зв'язку в медичних ІТС обумовлене специфікою галузі та технічними можливостями мереж передачі даних.

Зазначимо, що пропонується використання найбільш поширених з технічної та економічної точки зору стандартів, а саме - GPRS, EDGE, 4G, а також медичних стандартів обміну даними: ASTM, ASC X12, IEEE/MEDIX, NCPDP, HL7, DICOM (мультимедійні системи - SIP (Session Initiation Protocol серії H.320 - H.32xx). Дані стандарти підтримуються практично усіма операторами мобільного зв'язку, а площа покриття мережі сприяє її застосуванню для широкого спектру територіально рознесених інформаційних об'єктів.

Стандарт DICOM дозволяє організувати цифровий зв'язок між різним діагностичним і терапевтичним медичним устаткуванням різних виробників: комп'ютерними (КТ) і магнітно-резонансними томографами (МРТ), електронними мікроскопами, УЗІ-сканерами. На основі DICOM за допомогою стандартного протоколу, наприклад TCP/IP, медичне устаткування може інтегруватися в єдину медичну ІТС з віддаленим доступом. Стандарт DICOM дозволяє проводити різні медичні дослідження в територіально-розподілених діагностичних центрах з можливістю збору і обробки інформації в умовах кризових ситуацій.

Для передачі бітових повідомлень запропоновано модулювати низькочастотні бінарні значення за допомогою високочастотних вібраційних коливань генерованих вібраційним мотором (установленим у діагностуючому приладі) і реєстрованих за допомогою акселерометра (установленого в медичному обладнанні) (рис. 3.7).

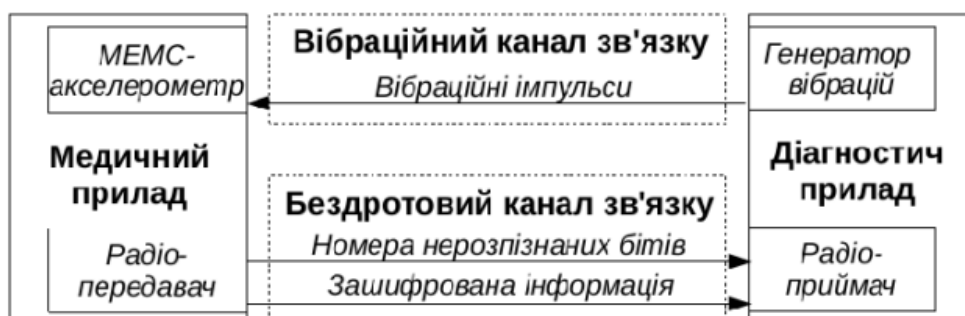


Рисунок 3.7 – Схема вібраційного каналу зв'язки

Змінними каналу зв'язку є наступні характеристики:

- 1) відстань між діагностуючим та медичним обладнанням;
- 2) потужність вібраційного імпульсу;
- 3) кількість імпульсів, що кодують один біт інформації;
- 4) частота дискретизації акселерометра;
- 5) рівень апаратних шумів;
- 6) розташування акселерометра в просторі.

Технічне впровадження сучасного мобільного медичного комплексу, повинно включати до свого складу, по перше: базовий потужний сервер, різноманітне медичне устаткування, в тому числі засоби для проведення відео-конференцзв'язку, системи віддаленого бездротового зв'язку, систем адаптивної передачі та прийому даних з використання антенно-фідерних пристроїв, системи адаптивної фільтрації медичних сигналів різних класів на фоні завад.

Такими комплексами доцільно оснащувати бригади підрозділів мобільної медицини, медичні формування збройних сил країни, що задіяні в зонах катастроф, кризових ситуацій та антитерористичних операцій.

3.10 Структурно-аналітична модель вдосконаленої технології обробки інформації

Будь-яка сучасна медична ІТС складається з множини приладів об'єднаних в єдину мережу за допомогою різноманітних засобів телекомунікаційного зв'язку. Практично усе телекомунікаційне обладнання є багатофункціональним, багаторежимним та побудованим за модульним принципом, задля надання можливості адаптації його параметрів для конкретних умов застосування. Функціонування більшості медичних ІТС в реальних умовах не є абсолютно надійним через існування аномалій в лініях зв'язку та помилок в роботі медичного та телекомунікаційного обладнання.

Умова максимальної ефективності роботи медичних ІТС зумовлює необхідність протидії виникненню логічних конфліктів, аномалій, збоїв та

помилки при передаванні та прийманні медичної інформації. На рис. 3.8 наведена структурно-аналітична модель застосування запропонованих у роботі методів та моделей адаптивної дискретизації та оптимальної фільтрації цифрових біомедичних сигналів (виділені блоки) у тракті передачі цифрової інформації.

Через різноманіття характеристик медичного та телекомунікаційного обладнання більшість параметрів переданих сигналів є невідомими та під дією штучних чи природніх факторів стають випадковими на приймальній стороні.

З розгляду загальної постановки задачі оптимального прийому сигналів стає очевидним, що головною операцією є фільтрація. Існує три основних підходи до оптимальної лінійної фільтрації випадкових сигналів на фоні завад у каналі зв'язку: за визначенням частотних характеристик, за визначенням імпульсних характеристик, за розв'язанням диференціального рівняння з коефіцієнтами заданими статистикою сигналу повідомлення, що і запропоновано в роботі.

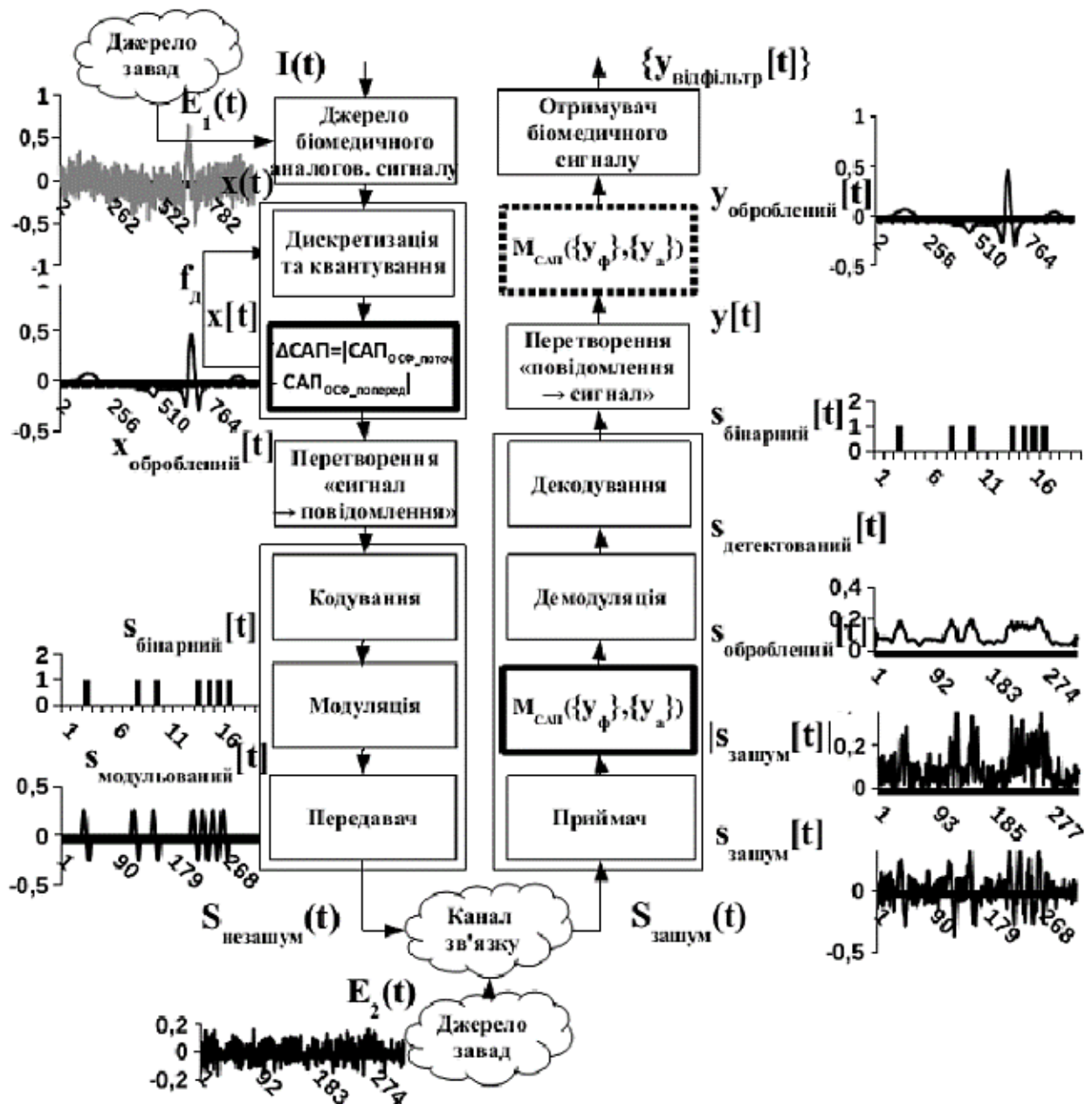


Рисунок 3.8 – Структурно-аналітична модель застосування розроблених методів фільтрації в інформаційному тракті медичної ІТС

Розроблена структурно-аналітична модель та програмно-апаратне забезпечення вдосконаленої технології обробки інформації в ІТС медичного призначення продемонстрували можливість адаптивної дискретизації та оптимальної фільтрації сигналів на фоні високих рівнів завад при різноманітних характеристиках шумової та інформаційної складових. Успішне застосування вдосконаленої технології дозволило зробити висновок про оптимальність та швидкість фільтрації, притаманну для СЦФ ПРС простоту програмно-апаратної реалізації.

ВИСНОВКИ

1. Проведено аналіз структурно-логічних моделей та технічних характеристик сучасних ІТС медичного призначення, методів та моделей оптимальної цифрової фільтрації та визначено основні критерії оцінювання точності відновлення первинного сигналу за наявності шуму. Встановлено необхідність підвищення завадостійкості функціонування ІТС медичного призначення на базі нових методів і моделей оптимальної цифрової фільтрації за відсутності апіорних значень первинного сигналу («сліпої фільтрації», blind signal filtration) та високих рівнів завад (у тому числі за від'ємних SNR)

2. Запропоновано метод та структурно-аналітичну модель оптимальної цифрової фільтрації нестационарних низькочастотних дискретних квантованих сигналів при стаціонарному шумі. Це дозволяє визначити параметр оптимальної цифрової фільтрації за відсутності зразкового сигналу. Експериментально показано достатню близькість значень ΔSNR результатів обробки спотвореного нестационарного сигналу ЕЕГ при оптимальних параметрах m СЦФ ПРС розрахованих відносно неспотвореного сигналу та відносно апроксимованого сигналу.

3. Запропоновано структурно-аналітичну модель адаптивної дискретизації нестационарних низькочастотних аналогових біомедичних сигналів при нестационарному шумі. Це дозволяє визначити оптимальну частоту дискретизації за відсутності зразкового сигналу.

4. Запропоновано структурно-аналітичну модель обробки інформації в ІТС медичного призначення за умов підвищених рівнів завад та малих потужностей первинного сигналу.

ВИКОРИСТАНА ЛІТЕРАТУРА

1. Електронна система охорони здоров'я eHealth. Режим доступу:
<https://www.3mkr.pl.ua/elektrona-systema-ehealth/>
2. Дистанційна діагностика як складова системи Телемедицини.
Режим доступу:
<https://nmt.com.ua/blog/tpost/79gjr8l21-distantina-dagnostika-yak-skladova-sist>
3. 3. Віртуальні платформи - ключова роль у трансформації галузі охорони здоров'я. Режим доступу:
<https://uifuture.org/publications/25237-medicine-future-3d/>
4. 4. Індустрія розробки медичних пристроїв. Режим доступу:
<https://ccr.healthcare/medichni-pristroyi/>
5. 5. «Телеоперації». Режим доступу:
<https://www.vz.kiev.ua/teleoperatsiyi-dopomozhut-zekonomyty-likaryam-i-patsiyentam/>
6. 6. Про найгучніші технологічні інновації зі Світового мобільного конгресу. Режим доступу:
<https://day.kyiv.ua/article/media/telefony-shcho-skladayutsya-ta-operatsiyi-na-vidstani>
7. Coiera E. Guide to medical informatics, the Internet and telemedicine. - Chapman and Hall Medical, 1997. - 376 p.
8. Владзимирский А.В. Медицина в системі менеджменту та організації охорони здоров'я. – Донецьк: Цифрова друкарня, 2018. – 468 с.
9. Сергеев-Горчинський Олексій Олександрович. Методи та моделі підвищення завадостійкості інформаційно-телекомунікаційних систем медичного призначення/ 05.12.02 – телекомунікаційні системи та мережі, 2016
10. Білий В. Я. Проблеми військової охорони здоров'я : зб. наук. пр. Вип. 22 / ред.: В. Я. Білий; Укр. військ.-мед. акад. - К., 2018. - 395 с.
11. Jor Rodrigues. Health Information Systems: Concepts, Methodologies, Tools, and Applications. – USA: IGI Global, 2090. – 1140 p.

12. Jin H., Jiang W. Handbook of Research on Developments and Trends in Wireless Sensor Networks: From Principle to Practice. - M.: IGI Global, 2020. - 600 p
13. Katz E. Implantable Bioelectronics. - USA.: Wiley, 2014. - 500 p.
14. Bronzino J. Biomedical Engineering Handbook, Biomedical Signals: Origin and Dynamic Characteristics; Frequency-Domain Analysis. – USA: CRC Press, 1999. – 1000 p
15. Ярославський Я. Особливості побудови телемедичних мереж і систем/ Ярославський Я., Павлов С., Тітова Н., Тимчик С., Костюк С. // Proceedings of the II International Scientific and Technical Conference “Modern technologies of biomedical engineering”, may 17–19, 2023, Odesa, Ukraine. – С. 87–91.
16. Kurtz S. Opportunities and Challenges for Development of a Mature Concentrating Photovoltaic Power Industry: [Електронний ресурс] / Kurtz S. // Materials of USA National Laboratory of Renewable Energy (USA). – P. 5 (PDF: p. 8). – Retrieved 08 February 2012. – Режим доступу : <http://www.nrel.gov/docs/fyl/losu743208.pdf>
17. Локальні, геоінформаційно-енергетичні мережі на новітніх волоконно-оптичних лініях із спектротрансформаторним живленням / [В.П. Кожем'яко, В.І. Маліновський, Я.І. Ярославський, В.В. Мороз] // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – № 2 (24). – 2012 р. – С. 137–146
18. Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. pp. 336.
19. Zehtabian A., Hassanpour H. A Non-destructive Approach for Noise Reduction in Time Domain, World Applied Sciences Journal, v. 6 (1), 2009: P. 53-63
20. Hassanpour, H., 2008. A Time-Frequency Approach for Noise Reduction. Digital Signal Processing, 18: P. 728-738

21. Barkat, B. and B. Boashash, 2001. A High-resolution Quadratic Time-frequency Distribution for Multi-component Signals Analysis. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 49 (10): P. 2232-2239.
22. Yamashita, K. and T. Shimamura, 2005. Nonstationary Noise Estimation Using Low-Frequency Region for Spectral Subtraction. *IEEE Signal processing letters*, Vol: 12 (6). - P. 510.
23. Martin, R., 2001. Noise power spectral density estimation based on optimal smoothing and minimum statistics. *IEEE Trans. Speech Audio Processing*, 9 (5): P. 504- 512.
24. Yamauchi, J. and T. Shimamura, 2002. Noise estimation using high frequency regions for spectral subtraction. *IEICE transactions on fundamentals of electronics, communications and computer sciences*, E85-A (3): P. 723-727
25. Тулякова Н.О., Методи усунення міографічного шуму в електрокардіограмі, Інститут комунікацій і глобального інформаційного простору НАН України, Комп'ютерні системи та інформаційні технології, Україна, 2014. - С. 85.
26. Vaseghi, S.V., 2006. *Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction*. Third Edition. John Wiley and Sons Ltd. - 700 p.
27. Luo, J., K. Ying and J. Bai, 2005. Savitzky-Golay smoothing and differentiation filter for even number data. *Signal Processing*, 85 (7): P. 1429-1434.
28. Zehtabian A., Hassanpour H. A Non-destructive Approach for Noise Reduction in Time Domain, *World Applied Sciences Journal*, v. 6 (1), 2009: P. 53-63.
29. Chen, J., J. Benesty, Y. Huang and S. Doclo, 2006. New Insights Into the Noise Reduction Wiener Filter. *IEEE Transaction on Audio, Speech and Language Processing*, 14 (4): P. 1218-1234
30. Туляков Н.О. Методи усунення міографічного шуму в електрокардіограмі / Комп'ютерні системи та інформаційні технології. — Україна: ІТГПІ, 2012. — С. 85-92.
31. Gotchev, A. Denoising of electrocardiogram from electromyogram artifacts by combined transform-domain and dynamic approximation method / A.

Gotchev, I. Christov, K. Egiazarian // ICASSP'2002: Proc. of the IEEE Int. Conf. on Acoustics, Speech and Signal Processing, May, 2002. - Orlando (Florida), 2002. - Vol. 4. - P. 3872 – 3875.

32. Lukin V.V., Zelensky A.A., Tulyakova N.O., Melnik V.P., Peltonen S., Kuosmanen P. Locally-adaptive processing of 1-d signals using Z-parameters and filter banks / V.V. Lukin, A.A. Zelensky, N.O. Tulyakova, V.P. Melnik, S. Peltonen, P. 170 Kuosmanen // NORSIG'2000: Proc. of the Nordic Signal Processing Symposium, June 13- 15, 2000. - Kolmarden (Sweden), 2000. - P. 195-197

33. Oppenheim A. Discrete-Time Signal Processing, 3rd ed. – K: Pearson, 2010. – 1100 p.

34. Smith S. Digital Signal Processing / S. Smith. – USA: Elsevier, 2003. – 718 p.

35. Cichocki A., Amari S., Adaptive Blind Signal and Image Processing, John Wiley & Sons, England, 2002. – 500 p., P. 33.