

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Автоматики і комп'ютеризованих технологій
(повна назва)

Кафедра Проектування та експлуатації електронних апаратів
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

другий (магістерський)

(рівень вищої освіти)

ГЮИК 424425.004 ПЗ

(позначення документа)

"Розробка біотелеметричної системи обробки інформації"

(тема)

Виконав:

здобувач 2 курсу, групи РЕАЗм-21-1

Гусейнов А.Д.

(прізвище, ініціали)

спеціальність 172 "Телекомунікації та радіотехніка"

Тип програми освітньо-професійна

(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма Радіоелектронні апарати та засоби

(повна назва спеціалізації)

Керівник

проф. Чумаков В.І.

(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри ПЕЕА

(підпис)

Хорошайло Ю.Є.

(прізвище, ініціали)

2022 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет Автоматики і комп'ютеризованих технологій

Кафедра Проектування та експлуатації електронних апаратів

Освітньо-кваліфікаційний рівень Другий (магістерський)

Спеціальність 172 Телекомунікації та радіотехніка

(шифр і назва)

Освітньо-професійна програма Радіоелектронні апарати та засоби

(шифр і назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ПЕЕА

Хорошайло Ю.Є.

“ _____ ” _____ 2022 року

ЗАВДАННЯ

НА АТЕСТАЦІЙНУ РОБОТУ

Здобувачеві Гусейнову Антону Джалільовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Розробка біотелеметричної системи обробки інформації

затверджені наказом по університету від 14.11.2022 р. № 1475 Ст.

2. Термін подання студентом роботи 02.12.2022

3. Вихідні дані до роботи САПР Компас 3D, MATLAB

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

4.1 Вступ

4.2 Аналіз основних принципів побудови телеметричних систем

4.3 Аналіз джерел перешкод в телеметричних системах

4.4 Причини виникнення перешкод в телеметричних системах

4.5 Алгоритм усунення імпульсних перешкод на сигнальних шумів

4.6 Спектральний метод обробки біотелеметричної інформації

4.7 Охорона праці

4.8 Висновки

4.9 Перелік джерел посилань

4.10 Додаток А

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка: 70 с., 17 рис., 4 табл., 15 джерел.

СПЕКТРАЛЬНІ ПЕРЕТВОРЕННЯ, БІОТЕЛЕМЕТРИЧНА
ІНФОРМАЦІЯ, УЗГОДЖЕНИЙ ФІЛЬТР, ПУЛЬСОМЕТР,
ІНДИВІДУАЛЬНА ТЕЛЕМЕДИЦИНА, ІМПУЛЬСНІ ПЕРЕШКОДИ

Об'єкт дослідження – розробка та аналіз алгоритмів обробки біотелеметричної інформації.

Метою кваліфікаційної роботи є розробка та розрахунок біотелеметричної системи, методів її обробки, усунення в ній імпульсних перешкод та флуктуаційних шумів.

Проаналізовано існуючі види біотелеметричних систем, їх особливості, принципи їх побудов, причини перешкод, які в них виникають. Проведено експериментальні дослідження, за результатами яких досягнуто способу уникнення та усунення імпульсних перешкод та шумів в біотелеметричних системах. Також розраховано спектральний метод, за якого можлива зчитування та обробка біотелеметричної інформації.

Отримані графіки досліджень математична можуть бути застосовані для вирішення оптимізаційних задач щодо поліпшення розуміння принципів роботи та проектування біотелеметричної РЕА.

Кваліфікаційна робота виконана згідно з ДСТУ 3008-15 [1].

ABSTRACT

Explanatory note: 70 pages, 17 figures, 4 tables, 15 sources.

SPECTRAL TRANSFORMATIONS, BIOTELEMETRIC INFORMATION,
MATCHED FILTER, HEART RATE MONITOR, INDIVIDUAL
TELEMEDICINE, IMPULSE INTERFERENCE

Object of research – development and analysis of algorithms for processing biotelemetric information.

The purpose of certification work is the development and calculation of biotelemetric system, methods of its processing, elimination of impulse interference and fluctuation noise in it.

The existing types of biotelemetric systems, their features, principles of their construction, causes of interference that arise in them are analyzed. Experimental studies have been carried out, which resulted in a way to avoid and eliminate pulse interference and noise in biotelemetric systems. Also calculated spectral method, which is possible to read and process biotelemetric information.

The obtained mathematical research schedules can be used to solve optimization problems to improve understanding of the principles of operation and design of biotelemetric REA.

Qualification work was performed in accordance with DSTU 3008-15 [1].

ЗМІСТ

Перелік скорочень, умовних познач, одиниць і термінів.....	7
Вступ.....	8
1. Аналіз основних принципів побудови телеметричних систем.....	10
1.1 Поняття біотелеметричних систем.....	10
1.2 Історія розвитку телеметрії.....	11
1.3 Будова систем біотелеметрії в залежності від етапу розвитку.....	12
1.3.1 Загальні принципи побудови біотелеметричних систем.....	12
1.3.2 Будова систем першого етапу розвитку.....	13
1.3.3 Особливості побудови другого та третього етапу розвитку систем.....	16
1.3.4 Будова біотелеметричних систем четвертого етапу розвитку.....	18
1.3.5 Новітні біотелеметричні системи п'ятого етапу розвитку.....	20
2. Аналіз джерел перешкод в телеметричних системах.....	22
2.1 Використання телеметричних систем у діагностичних обстеженнях.....	22
2.1.1 Електроенцефалографія.....	22
2.1.2 Електрокардіографія.....	28
2.2 Перешкоди, виникаючі під час вимірювання біопотенціалів.....	32
2.2.1 Біопотенціали, та методи їх реєстрації.....	32
2.2.2 Причини виникнення перешкод в телеметричних системах.....	36
3 Розрахункова частина.....	39
3.1 Алгоритм усунення імпульсних перешкод на сигнальних шумів.....	39
3.2 Спектральний метод обробки біотелеметричної інформації.....	49
4. Охорона праці.....	59
4.2 Методи менеджменту системою охорони здоров'я за допомогою телемедичних систем.....	59
Висновки	66
Перелік джерел посилань	67
Додаток А – Демонстраційний матеріал представлений у форматі презентації PowerPoint (*.ppt).....	69

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

АВ – атріовентрикулярний;

БТМ – біотелеметрія;

ЕЕГ – електроенцефалограма;

ЕКГ – електрокардіограма;

ЕМГ – електромагніт;

ЕРС – електрорушійна сила;

ЛНПГ – ліва ніжка пучка Гіса;

ЛП – ліве передсердя;

ЛШ – лівий шлуночок;

МДС – метод двовимірного сканування;

ПНПГ – права ніжка пучка Гіса;

ПП – праве передсердя;

ПШ – правий шлуночок;

ОБ – орієнтований базис;

ОП – операційний підсилювач;

РЕА – радіоелектронна апаратура;

ТМ – телеметрія;

ТМС – телеметрична система;

ЧСС – частота серцево-судинних скорочень.

ВСТУП

У сучасному світі важко уявити медицину без використання інформаційно-комунікаційних технологій, при чому як в конкретному місці, так і на відстані.

З появою телемедицини помітно збільшилося підвищення ефективності медичного обслуговування й поліпшення доступу до медико-санітарної допомоги, особливо у віддалених районах, для інвалідів і осіб літнього віку.

Сучасна телемедицина включає до себе різноманітні процедури, які спрямовані на вирішення різних клініко-організаційних завдань.

Найпоширенішою в даний час процедурою є телемедичне консультування (дистанційне обговорення клінічного випадку), яке забезпечує наближення кваліфікованої допомоги, швидку підтримку клінічних рішень та покращує якість та доступність медико-санітарної допомоги.

Також важливою опцією телемедицини є телеметрія або телемоніторинг. Телеметрія є більш глобальним явищем і використовується в війсьній, аерокосмічній медицині та медицині катастроф.

На даний час основними трендами розвитку телемедицини є телеприсутність (з телеманіпулюванням) та індивідуальна телемедицина.

Ці системи забезпечують постійне медичне спостереження та контроль за пацієнтами на амбулаторному етапі, повноцінну участь експерта в процесі надання медичної допомоги (особливо невідкладної) у віддаленому медичному закладі [2].

В своїй роботі я би хотів звернути увагу на такий розділ телемедицини як біотелеметрія (біорадіотелеметрія) – дистанційна реєстрація динаміки фізіологічних параметрів. Термін «біотелеметрія» був уведений академіком Василем Париним на початку 1960-х років.

Біотелеметрія (або медична телеметрія) передбачає застосування телеметрії в біології, медицині та інших сферах охорони здоров'я для дистанційного спостереження за різними життєвими ознаками амбулаторних пацієнтів. Найбільш поширене використання для біотелеметрії – у спеціальних телеметричних підрозділах для серцевої допомоги або у відділеннях етапного лікування лікарень. Хоча може передаватися практично будь-який фізіологічний стан, застосування, як правило, обмежується моніторингом серцевої діяльності пацієнта.

Біотелеметрія все частіше використовується для розуміння тварин та дикої природи шляхом дистанційного вимірювання фізіології, поведінки та енергетичного статусу. Вона може бути використана для розуміння того, як тварини мігрують, а також – навколишнього середовища, яке вони відчують, вимірюючи абіотичні змінні, і як це впливає на їх фізіологічний статус, визначають такі біотичні змінні як, частота серцевих скорочень і температура. Системи телеметрії можуть бути прикріплені зовні до тварин, або розміщені всередині, з типами передачі для пристроїв, що залежать від навколишнього середовища, в якому тварина рухається. Наприклад, для вивчення руху тварин що плавають часто використовуються сигнали радіопередачі або ультразвукової передачі, для наземних або тварини що літають можна використати GPS та супутникові передавання.

Типова система біотелеметрії включає: датчики, відповідні певним сигналам, що підлягають моніторингу; трансмітери, що носять пацієнти(живляться від батареї); радіоантена та приймачі; блок з дисплеєм, здатний одночасно виводити інформацію від багатьох пацієнтів [3].

Пояснювальна записка містить у собі аналіз принципів побудови таких систем, аналіз джерел перешкод для них, та розрахунки щодо електромагнітної сумісності біотелеметричної РЕА.

1 АНАЛІЗ ОСНОВНИХ ПРИНЦИПІВ ПОБУДОВИ ТЕЛЕМЕТРИЧНИХ СИСТЕМ

1.1 Поняття біотелеметричних систем

Біотелеметрична (БТМ) система – це комплекс засобів для дистанційного вимірювання різноманітних показників досліджуваного організму.

Телемоніторинг – тривале спостереження, оцінка й прогнозування перебігу патологічних процесів на основі даних постійної біотелеметрії. Телемоніторинг по суті і являє собою клінічну біотелеметрію.

Біотелеметрія забезпечує дистанційне дослідження біологічних явищ і вимір біологічних показників. На досліджуваному об'єкті зміцнюються датчики, сигнали яких, що характеризують різні фізіологічні процеси (кровообіг, дихання, рухи й т.д.), передаються по каналах зв'язку (звичайно – радіо) і реєструються на пункті прийому інформації. Також за допомогою біотелеметричних систем можлива передача сигналів про процеси, що відбуваються у внутрішніх органах об'єкта, для цього використовуються мініатюрні імплантати або радіозонди (радіокапсули).

Мета телемедицини – надання якісної медичної допомоги будь-якій людині незалежно від його місцезнаходження та соціального становища. Предмет телемедицини – передача за допомогою телекомунікацій і комп'ютерних технологій всіх видів медичної інформації між віддаленими один від одного пунктами (медичними установами, пацієнтами та лікарями, представниками охорони здоров'я і т.д.).

Критично важливою функцією біотелеметрії є можливість реєстрації динаміки фізіологічних параметрів об'єкта в процесі виконання ним довільної активності (трудової, спортивної, повсякденної й т.д.).

Найбільше часто БТМ системи застосовуються в аерокосмічній, військовій, клінічній і спортивній медицині, при вивченні професійних захворювань, у медицині катастроф [2].

1.2 Історія розвитку телеметрії

Телемедицина є галуззю сучасної медицини, яка забезпечує дистанційне надання медичної допомоги та обмін спеціалізованої медичної інформацією на основі використання сучасних телекомунікаційних технологій. Поява і розвиток телемедицини безпосередньо пов'язано з винаходом і вдосконаленням технічних засобів зв'язку (телефонія, радіо, телебачення), однак до появи сучасних комунікаційних технологій телемедична практика обмежувалась проведенням дистанційних медичних консультацій по телефонії або радіозв'язку, телеметрії фізіологічних показників у військовій або космічній медицині, в рідкісних випадках – передаванням медичних зображень по телевізійним каналам. Розробка і вдосконалення комп'ютерних технологій в практичній медицині в поєднанні з мережними технологіями сучасного цифрового зв'язку уможливили реалізацію телемедицини в її сучасному розумінні. В еволюції телемедичних систем до теперішнього часу можна виділити п'ять основних етапів:

- телемедичні системи першого покоління (1940 – 1990 рр.) спочатку телефонні лінії передач, системи мали просту конфігурацію, передавали лише сигнали без їх зберігання та обробки;

- телемедичні системи другого покоління (1990 – 1996 рр.) розроблялися на базі відеоконференцій і забезпечували передачу якісних статичних та динамічних медичних зображень з функціями архівування медичної інформації;

- третій етап розвитку (1999 – 2005 рр.) пов'язаний з впровадженням багатоканальної передачі медичної інформації, спільної роботи віддалених користувачів з медичними зображеннями, появою можливостей роботи з

будь-якими каналами зв'язку; відбувається поступове злиття телемедичних та медичних інформаційних систем в єдині функціональні комплекси;

– четверте покоління телемедичних систем (2005 – 2010 рр.) характеризується розвитком каналів зв'язку, які забезпечують можливості віддаленого обміну медичною інформацією в обсязі, достатньому для повноцінного надання якісної медичної допомоги відповідно до сучасних вимог;

– п'ятий етап розвитку (2010 р. – тепер. час) характеризується розвитком технології Інтернету Речей, яка передбачає автоматизацію бізнес процесів цифрових технологій охорони здоров'я. Наприклад передачу, обробку біомедичних сигналів, зберігання інформації в хмарах та ін [4].

1.3 Будова систем біотелеметрії в залежності від етапу розвитку

1.3.1 Загальні принципи побудови біотелеметричних систем

З технічної точки зору біотелеметричні системи мають наступні особливості (за Спиридоновим, 1994 р.):

- елементи (датчики) біотелеметричної системи впливають на людину;
- наявність додаткових перешкод (фізіологічні, артефактні й т.д.);
- малогабаритність;
- завадостійкість.

У загальному виді класична біотелеметрична система складається із трьох компонентів:

- «приладу пацієнта»;
- «приладу дослідника»;
- лінії зв'язку.

«Прилад пацієнта» (передавальний пристрій) містить у собі датчики, шифратори, іноді датчик географічного позиціонування, підсилювачі й власне передавальний блок (радіо, Wi-Fi, bluetooth, SMS і т.д.). Основні вимоги до

«приладу пацієнта»: мала вага й об'єм, надійність при тривалому безперервному використанні, відсутність перешкод виконанню обов'язкових і повсякденних дій, можливість тривалої клейової фіксації датчиків, стійкість до дії динамічних факторів діяльності. «Прилад дослідника» (приймальня станція) містить у собі приймаючий пристрій, дешифратори, аналізатори, засоби відображення. У сучасних біотелеметричних системах «прилад дослідника» це по суті персональний комп'ютер із прийомним пристроєм, оснащений спеціальним програмним забезпеченням (база даних, засоби фільтрації сигналу, графічний інтерфейс, засоби аналізу й прогнозування розвитку й т.д.).

Передавальний пристрій закріплюється на обстежуваному. Установлюється постійний або періодичний зв'язок між «приладом пацієнта» і прийомною станцією, обстежуваний виконує певний вид діяльності. Передавальний пристрій здійснює постійну фіксацію певних фізіологічних параметрів, їхнє шифрування й пересилання, «прилад дослідника» здійснює прийом, дешифрування й обробку отриманої інформації (накопичення, виведення на монітор, математичний і експертний аналіз і т.д.) [5].

1.3.2 Будова систем першого етапу розвитку

Алгоритм роботи та побудови біотелеметричних систем відрізняється в залежності від етапу їх розвитку. Розглянемо особливості роботи систем для кожного етапу окремо:

У 40-50-ті роки у зв'язку з успіхами радіотехніки біотелеметричні методи лікарського контролю і фізіологічних досліджень стали широко використовуватися в авіаційній, космічній та інших галузях медицини. Великий вплив на розвиток біотелеметрії в частині вдосконалення методів отримання біологічної інформації, вдосконалення датчиків, електронних вимірювальних пристроїв, методів кодування, передачі, запису та автоматичної обробки результатів вимірювання зробила космонавтика.

Біотелеметрія дозволила отримувати кількісну інформацію безпосередньо з досліджуваного об'єкта і реєструвати динаміку зміни фізіологічних процесів безперервно протягом тривалого часу в реальному навколишньому середовищі, характерної для його виробничої або іншої 17 діяльності, як в нормі, так і в патології. Тому з'явилася можливість застосування біотелеметрії для вивчення реакцій найважливіших фізіологічних систем здорового організму на різні зовнішні впливи при мінімальному порушенні комфортності і рухливості, а також для діагностики і динамічного контролю за станом хворих. Принцип побудови біотелеметричної системи першого етапу представлений на рисунку 1.1.

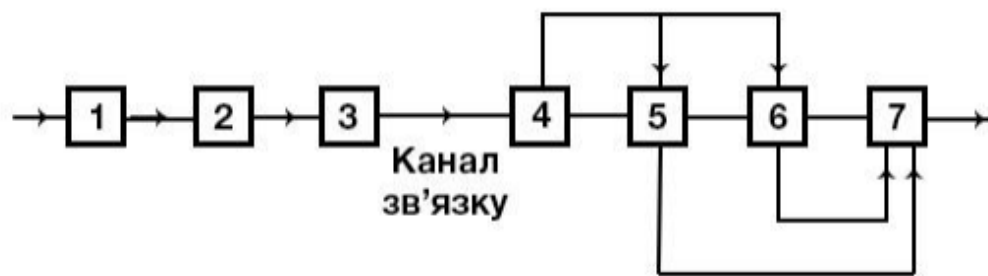


Рисунок 1.1 – Спрощена структурна схема біотелеметричної системи (1 – сенсори біологічної інформації; 2 – електронні перетворюючі пристрої; 3 – телеметричний передавач; 4 – телеметричний приймач; 5 – пристрої запису інформації; 6 – вимірювальні пристрої автоматичної обробки; 7 – пристрої автоматичної обробки).

Біотелеметрична система складається з двох частин. Перша, передавальна частина встановлюється на об'єкті досліджень або в безпосередній близькості від нього. Передавальна частина може вводитися також всередину об'єкта, наприклад у разі застосування ендорадіозонда.

До складу другої приймально-вимірювальної (стаціонарної) частини входять телеметричний приймач лінії зв'язку, пристрої запису інформації по

каналах, вимірювальні пристрої та пристрої автоматичної обробки результатів вимірювання, включаючи комп'ютер. Залежно від призначення біотелеметричної системи можуть бути введені або виключені окремі ланки системи. Інформація з датчиків і перетворювачів послідовно проходили через кілька передавачів і приймачів (ретрансляція інформації).

Передавальна частина біотелеметричної системи може також включати в себе пристрої первинної обробки інформації з метою зменшення її надмірності і пристрої для зберігання даних в залежності від умови експлуатації і технічних особливостей системи.

Передача інформації від об'єкта досліджень до вимірювальних пристроїв здійснювалася за різними високо- або низькочастотних лініями зв'язку. Використовували телефон, а також високочастотні радіолінії з застосуванням ультракороткого хвильового діапазону. Для передачі інформації в водному середовищі знаходять застосування гідроакустичні, електромагнітні або оптичні лінії зв'язку. Під час першого етапу сенсори постійно модернізували. З'явилася можливість перетворювати біологічну інформацію і передавати її у відповідних одиницях виміру, наприклад величину артеріального і венозного тиску – в мм рт. ст., тони серця – в акустичних одиницях, механічні переміщення в сантиметрах, електрокардіографічні, електроенцефалографічні електричні сигнали – в мікрівольтах, мілівольтах. З виходу датчиків електричний сигнал у вигляді амплітуди струму або напруги, пропорційних вищенаведеним біологічній величині, надходить на вхід перетворюючого електронного пристрою каналів з телеметричним передавачем лінії зв'язку.

Для забезпечення можливості передачі інформації про декілька вимірюваних величин за радіолінією зв'язку в біотелеметричних системах застосовували частотне або часове розділення каналів.

Основними медико-технічними вимогами до передавальної частини біотелеметрії було: надійне перетворення вимірюваної величини в сигнал, що передається і надійне виділення в сигналі вимірюваного параметра з безлічі

інших сигналів шуму (сигнал/шум $> 1/50$), похибка телевимірювання від 1% до 10%, забезпечення мінімальних габаритів, ваги і енергоспоживання. Стаціонарна приймальна частина системи біотелеметрії мала менш жорсткі обмеження по вазі, габаритам і енергоспоживання.

1.3.3 Особливості побудови другого та третього етапу розвитку систем

Другий та Третій етапи характеризувалися передачею і архівуванням медичних зображень, під час третього етапу почалося поступове злиття телемедичних та медичних інформаційних систем в єдині багатофункціональні комплекси (рис. 1.2).

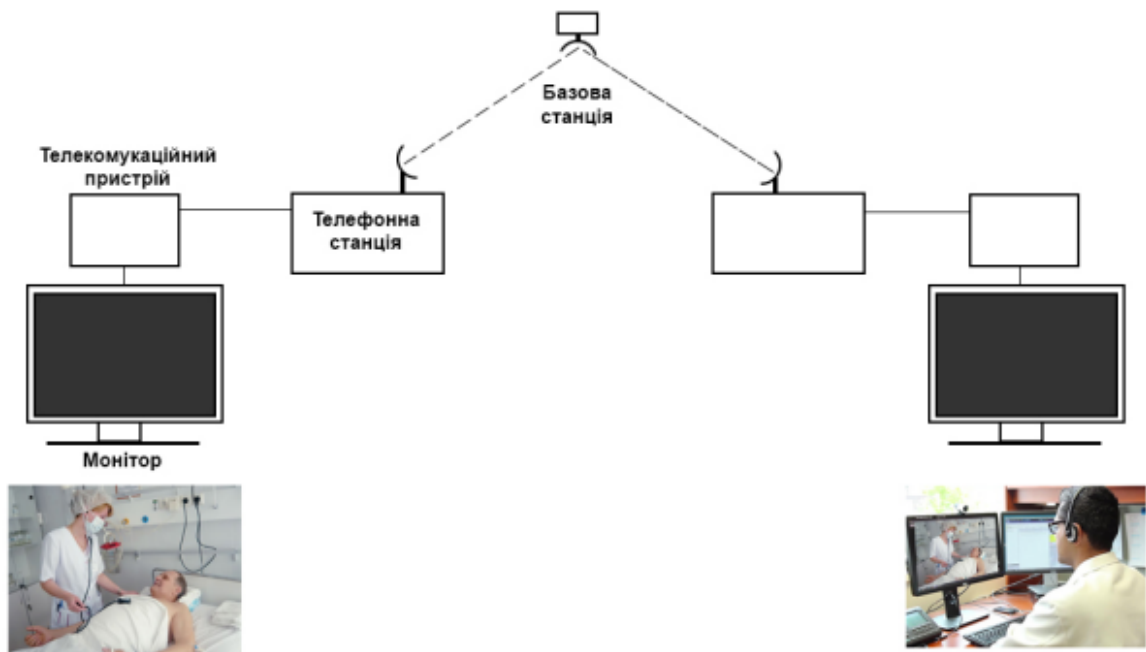


Рисунок 1.2 – Структурна схема телемедичної системи третього покоління

Подібні системи здійснюють телеметрію таких показників: частота серцево-судинних скорочень (ЧСС), 1-3-канальна електрокардіограма (ЕКГ), частота дихання, температура тіла, рухова активність, положення тіла в

просторі, сатурація, гальванічна реакція шкіри, географічні координати положення.

Для передачі даних у подібних системах використовуються: радіо, bluetooth і SMS-повідомлення. Відзначимо, що в якості передавального пристрою (з комплекту «прилад пацієнта») може застосовуватися спеціальний радіопередавач або звичайний мобільний телефон (точніше смартфон). Подібна універсальність передавальних пристроїв полегшує інтеграцію телеметричних систем у діяльність служб порятунку, пожежників, парамедиків, служб охорони правопорядку й т.д.

На рисунку 1.3 наведена типова універсальна телеметрична система третього покоління, що може використовуватися в цивільній (домашня, індивідуальна телемедицина), спортивній, військовій медицині, а також у службі медицини катастроф (рятувальники, пожежники, парамедики й т.д.).



Рисунок 1.3 – Універсальна телеметрична система третього покоління (а – датчик, б – пояс для кріплення додаткових датчиків і передавального пристрою, в – передавальне радіо-пристрій, г – фіксація датчика на тілі.

1.3.4 Будова біотелеметричних систем четвертого етапу розвитку

На четвертому етапі біотелеметричні системи інтегруються в комплекси домашньої (індивідуальної) телемедицини для тривалого моніторингу в реальному часі електрокардіограми, сатурації, дихальних функцій; при цьому широко застосовуються бездротові канали передачі даних, а прилади пацієнта виконуються на основі мобільних телефонів (смартфонів). Відзначимо, що прилад пацієнта у даних системах розділений на дві частини: перша – це набір датчиків і бездротовий передавач, друга – мобільний телефон (смартфон) зі спеціальним програмним забезпеченням (для фільтрації, посилення й аналізу сигналу) (рис.1.4).

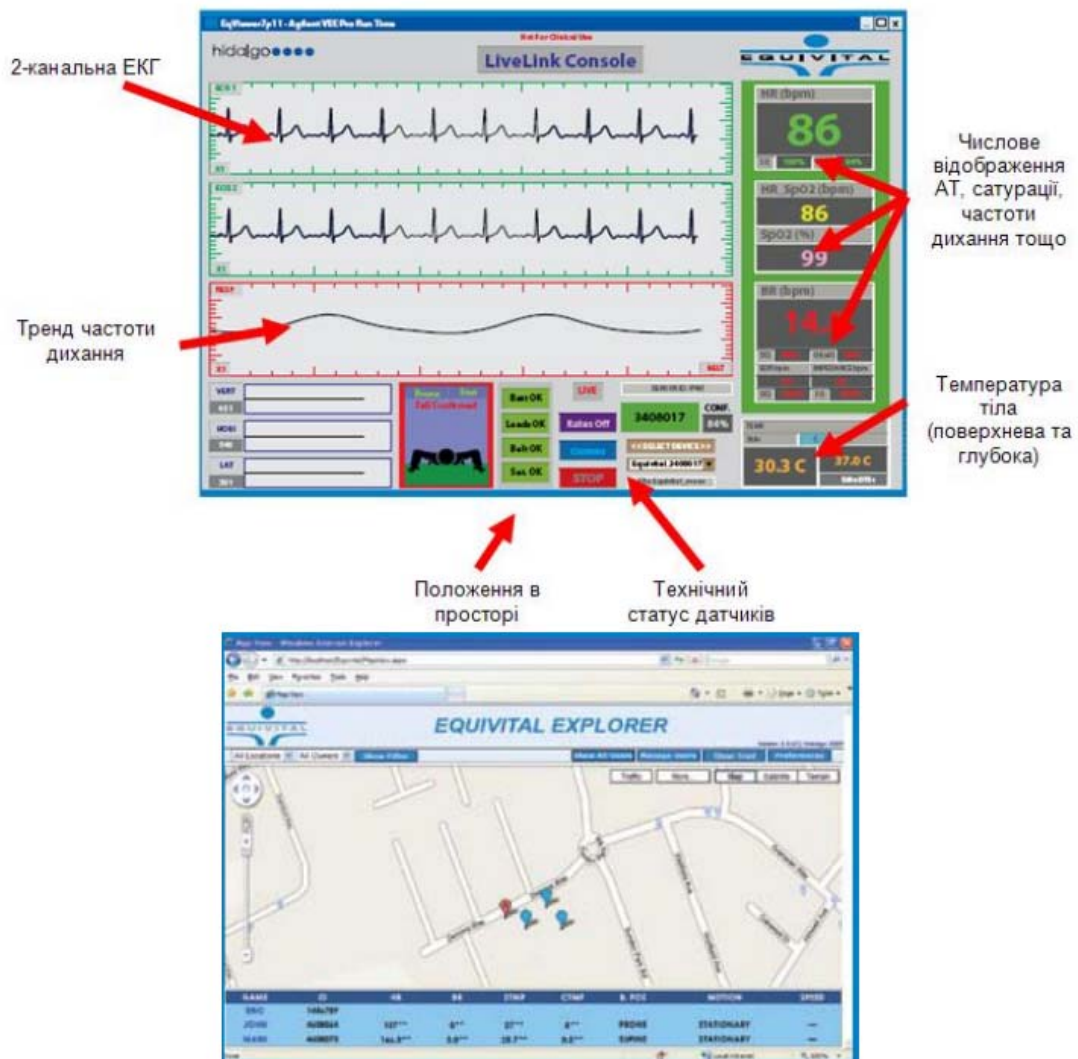


Рисунок 1.4 – Робочі вікна програмного забезпечення «дослідника»

На цих робочих вікнах ми можемо бачити індивідуальну інформацію про даного «пацієнта» та інтеграцію карти місцевості й локалізації відстежуваного пацієнта (колірні характеристики дозволяють управляти процесом медичної евакуації поранених).

У подібних індивідуальних біотелеметричних системах бездротова передача даних здійснюється для обміну даними як усередині приладу пацієнта, так і між ним і прийомною станцією в медичному центрі. Бездротова біотелеметрична система як компонент домашньої, індивідуальної телемедицини зображена на рисунку 1.5.



Рисунок 1.5 – Загальний вид бездротової біотелеметричної системи четвертого етапу

Окремо варто згадати біотелеметричні модулі, що імплантуються, які являють собою мініатюрні аналізатори (вагою близько 5 г), які живляться в організм лабораторної тварини й за допомогою спеціальних датчиків, приєднаних до внутрішніх органів, знімають фізіологічні показання. Сигнали, що потрапляють, обробляються мікропроцесором аналізатора й по радіоканалу передаються на прийомний пристрій і на сервер для накопичення й обробки. Даний вид біотелеметрії прийшов на зміну радіозондам, які використовувалися в середині ХХ століття. У наш час подібні системи використовуються в основному в наукових біологічних дослідженнях, однак у міру вдосконалювання технології (наприклад, одержання електроживлення за рахунок рухової активності м'язів, перистальтики кишечника й т.д.) вони повинні широко увійти в арсенал клінічної медицини.

1.3.5 Новітні біотелеметричні системи п'ятого етапу розвитку

П'ятий етап характеризується доповненням і частково заміною звичайних технологій телемедицини інтернет технологіями, а саме технологією Інтернету Речей. Також розширилась мета телемедицини: з'явилася ціль і можливість структурно та автоматично зберігати та обробляти велику кількість медичних даних і в подальшому аналізувати їх та будувати точні прогнози. В основному за концепцією Інтернету Речей інформація зберігається в хмарних середовищах. Такі нововведення характеризуються підвищеними вимогами. Наприклад, є вимоги та стандарти по зберіганню та обробці медичних даних пацієнтів. Типова система п'ятого покоління представлена на рисунку 1.6.



Рисунок 1.6 – Структурна схема телемедичної системи п'ятого покоління

Таким чином, підсумовуємо, що такі системи повинні бути захищеними від несанкціонованого доступу і від перешкод. Більш детально розглянемо джерела таких перешкод та як їм можна завадити у другому розділі [5].

2 АНАЛІЗ ДЖЕРЕЛ ПЕРЕШКОД В ТМ СИСТЕМАХ

Для того щоб зрозуміти природу та небезпеку джерел перешкод, порушуючих роботу телеметричної радіоелектронної апаратури (РЕА), потрібно з'ясувати в яких найголовніших спеціальних апаратних обстеженнях вона використовується.

2.1 Використання телеметричних систем у діагностичних обстеженнях

2.1.1 Електроенцефалографія

В нинішній час одним з найбільш інформативних методів вивчення мозку людини з позицій його цілісної системної діяльності є метод електроенцефалографії [6].

Електроенцефалографія (ЕЕГ) – засіб реєстрації електричних процесів, що виникають при діяльності головного мозку людини [6].

Під поняттям „ритм” на ЕЕГ розуміється певний тип електричної активності, що відповідає деякому певному стану мозку і пов’язаний з певними церебральними механізмами. В клінічних дослідженнях звичайно виділяють чотири типи ритмів послідовно зростаючої частоти: дельта-, тета-, альфа- і бета-ритми.

Найбільш виражений в ЕЕГ ритм називають домінуючим. Якщо амплітуда хвиль ритмічної активності поступово наростає, а потім спадає, то ритмічна активність називають веретеноподібною.

Зменшення амплітуд коливань потенціалів без зміни їх частотної характеристики називають депресією ритму. Процес, що виражається у формуванні регулярної, упорядкованої ритмічної активності і наростаючої амплітуди коливань, називають синхронізацією ритму.

Порушення ритмічності протікання хвильових процесів ЕЕГ з заміщенням впорядкованої синхронної хвильової активності коливаннями, які є менш регулярними, різної частоти і меншої амплітуди, називають десинхронізацією.

Альфа-ритм (α -ритм) – ритм з частотою від 8 Гц до 13 Гц і амплітудою до 100 мкВ є основним для попереднього виявлення відхилень від норми і реєструється у діапазоні від 85% до 95 % здорових дорослих в спокійному розслабленому стані з закритими очима. Найкраще виражений в потиличних

(зорових) відділах, у напрямку до лоба амплітуда його поступово зменшується і комбінується з β -ритмом. В лобних відділах реєструється дуже слабо виражений α -ритм і β коливання однакової з ним амплітуди.

Бета-ритм (β -ритм) – ритм з частотою від 14 Гц до 40 Гц і амплітудою до 15 мкВ є провідним ритмом активного безсоння і краще всього реєструється в області передніх центральних звивин, однак поширюється і на задні центральні та лобні звивини. β -ритм пов'язаний з соматичними, сенсорними, руховими корковими механізмами і дає реакцію на рухову активацію або тактильну стимуляцію. При виконанні або навіть розумовому поданні руху β -ритм зникає в зоні відповідної коркової проєкції. Нерідко розрізняють два діапазони β -ритму: β_1 з частотою від 14 Гц до 18 Гц і β_2 з частотою від 18 Гц до 40 Гц. Звичайно β -ритм виражений достатньо слабо (від 3 мкВ до 7 мкВ) і може маскуватися шумами електромагніту (ЕМГ).

Повільні ритми (дельта, тета (δ -ритм, θ -ритм) – тета-ритм з частотою від 4 Гц до 6 Гц і дельта-ритм з частотою від 0,5 Гц до 3 Гц мають амплітуду від 40 мкВ до 300 мкВ і в нормальному стані характерні для деяких стадій сну.

δ і θ коливання можуть в невеликій кількості і при амплітуді, яка дещо перевищує амплітуду α -ритму, зустрічатися на ЕЕГ дорослої людини, що не спить. В цьому випадку вони вказують на певне зниження рівня функціональної активності мозку. Патологічними вважають ЕЕГ, що містять δ і θ коливання, які перевищують за амплітудою 40 мкВ і що займають більше 15 % від загального часу реєстрації.

Спайк – це різкий сплеск гострої форми, тривалістю від 5 мс до 50 мс і амплітудою до сотень або навіть тисяч мікрвольт. Спайки можуть мати і менші амплітуди, що залежить від розміру і глибини залягання джерела цих коливань і орієнтації цього джерела відносно реєстрованих електродів. Спайки мають поверхнево-негативну фазу, тобто під електродом, під'єднаним до інвертуючого входу підсилювача, джерело цього типу потенціалів дасть на записі пік з загостреною вершиною, направленою вгору.

Спайки найчастіше групуються в короткі або довші пачки, утворюючи феномен, що носить назву „множинні спайки”.

Графічне зображення основних ритмів приведено на рисунку 2.1.

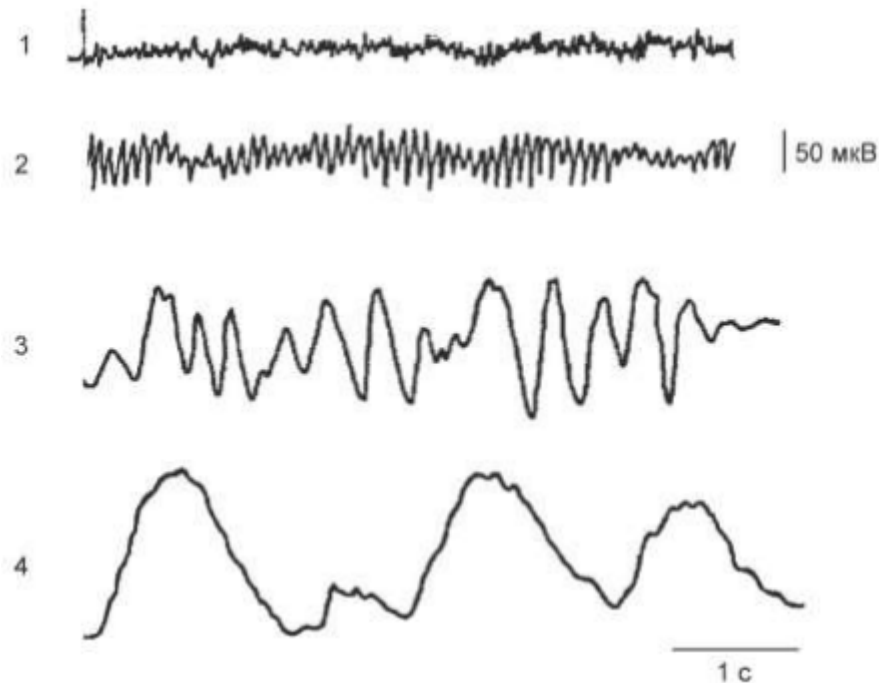


Рисунок 2.1 – Основні ритми ЕЕГ: 1 – β -ритм; 2 – α -ритм; 3 – θ -ритм;
4 – δ -ритм

В нинішній час метод ЕЕГ є одним з найбільш інформативних методів вивчення мозку людини з позицій його цілісної системної діяльності. Цей метод заснований на реєстрації сумарної електричної активності нейронів головного мозку, що відводиться з поверхні шкіри голови – ЕЕГ. Електроенцефалографія дає можливість якісного та кількісного аналізу функціонального стану головного мозку і його реакцій при дії подразників. Запис ЕЕГ широко застосовується в діагностичній та лікувальній роботі (особливо часто при епілепсії), в анестезіології, а також при вивченні діяльності мозку, пов'язаної з реалізацією таких функцій, як сприйняття, пам'ять, адаптація та інші.

Найбільш інформативною є реєстрація ЕЕГ хворих з епілептичними випадками. В першу чергу ЕЕГ допомагає відрізнити епілептичні напад від неепілептичних і класифікувати їх.

За допомогою ЕЕГ можна:

- встановити ділянки мозку, що беруть участь в провокуванні нападів;
- стежити за динамікою дії лікарських препаратів;
- вирішити питання про припинення лікарської терапії;
- ідентифікувати ступінь порушення роботи мозку в міжприступні періоди.

У кількох відсотків практично здорових дорослих людей зустрічаються порушення біоелектричної активності мозку у вигляді різних "епіфеноменів", умовно – епілептиформні активності. Можливо, такий тип реакції є уродженою особливістю, що дає носіям відповідних генів деякі біологічні переваги. Про це, наприклад, свідчить те, що у пілотів вищого класу, що володіють найбільш швидкою реакцією, на ЕЕГ часто зустрічаються розряди епілептиформного типу.

У дітей без клінічних проявів епілепсії, але з психопатією, з агресивним характером і навіть просто у невротиків виявляють "епіфеномени" на ЕЕГ ще частіше. Така реакція звичайно зникає в міру дорослішання без усякого лікування. Однак у від 14% до 15% дітей згодом розвивається епілептична хвороба.

Велике значення в діагностиці уражень мозку мають функціональні проби: переривчасте світлове роздратування (фотостимуляція), посилене глибоке дихання від 2 хв до 3 хв (гіпервентиляція), звукове роздратування, дослідження після безсонної ночі (депривація сну) і ін. При використанні функціональних проб у 90% хворих на епілепсію вдається виявити зміни ЕЕГ.

ЕЕГ використовується і в діагностиці новоутворень. Якщо пухлина розташовується близько до поверхні мозку і впливає переважно на кору і підкіркові структури, на ЕЕГ виникають зміни на стороні поразки.

Відзначаються локальні патологічні зміни в зоні проєкції пухлини – пригнічення альфа ритму, збільшення амплітуди дельта-хвиль.

Внутрішньомозкові пухлини викликають значні загальні зміни ЕЕГ, що маскують осередкові порушення біопотенціалів. При пухлинах скроневої локалізації ЕЕГ діагностика із зазначенням вогнища патологічної електричної активності в скроневої області найбільш точна (до 90%).

Як правило, при цьому спостерігається осередкова бета-активність.

За сучасними стандартами ЕЕГ-дослідження може бути рекомендоване як скринінгове дослідження при підозрі на новоутворення. За рахунок нешкідливості, відносної доступності та швидкості проведення при сумніві лікаря в діагнозі ЕЕГ може підказати йому чи варто направляти пацієнта на додаткове (частіше – томографічне) дослідження.

ЕЕГ при судинних захворюваннях і після травм. Для раннього періоду після струсу головного мозку характерна наявність іритативних змін, подібних з порушеннями при судинних захворюваннях. У віддаленому періоді черепно-мозкової травми особливістю ЕЕГ є наявність синхронності ритмів в різних відведеннях, часто – низькоамплітудних характеристик ЕЕГ. Характерні зниження або інверсія лобно-потиличного градієнта альфа-активності.

За допомогою ЕЕГ можна:

- стежити за динамікою дії лікарських препаратів;
- оцінити ступінь порушення роботи мозку;
- дослідити функціональний стан мозку у людей;
- при повторних дослідженнях ЕЕГ допомагає оцінити швидкість і повноту зникнення ознак порушення роботи мозку.

Які ж переваги ЕЕГ? Деякі з них очевидні: ЕЕГ проста у використанні, не пов'язана з впливом на випробуваного (неінвазивна). ЕЕГ може бути зареєстрована біля ліжка пацієнта і використовуватися для тривалого моніторингу мозкової активності. ЕЕГ може показати один з основних параметрів роботи нервової системи – властивість ритмічності, яка

відображає узгодженість роботи різних структур мозку. Це допомагає виявити схему процесів, задіяних мозком, показуючи не тільки «де», а й «як» інформація оброблена в мозку. Саме ця можливість робить ЕЕГ унікальним і, безумовно, цінним методом діагностики.

2.1.2 Електрокардіографія

Одним із найпоширеніших діагностичних методів у медичній практиці є реєстрація електричної активності серця – електрокардіографія (ЕКГ). Це один із основних методів дослідження активності серця та діагностики захворювань серцево-судинної системи. Це незамінний метод для діагностики порушень ритму серця і провідності, ішемічної хвороби серця, він дає можливість точно говорити про локалізацію вогнищевих змін м'язової тканини серця, глибину ураження та час появи. За допомогою ЕКГ можна діагностувати дистрофічні та склеротичні зміни в міокарді.

Електрокардіограма – графічне вираження змін у часі електричної активності серця. Сам метод, за допомогою якого відбувається графічна реєстрація різниці потенціалів електричного поля серця, що виникає при його діяльності називають електрокардіографією. За допомогою електрокардіографії проводиться оцінка та аналіз основних функцій серця: автоматизму, збудливості та провідності.

Електрокардіографи – прилади, що реєструють зміни різниці потенціалів між двома точками в електричному полі серця під час його збудження.

Вимірювання електрокардіограми проводиться у 12 відведеннях. Відведення – це реєстрація різниці потенціалів електричного поля серця з двох точок поверхні тіла. 12 відведень, за допомогою яких записують ЕКГ складаються з трьох двополюсних відведень – стандартних та дев'яти однополюсних, трьох однополюсних посилених відведень від кінцівок і шести однополюсних грудних відведень.

Сучасні електрокардіографи відрізняються високим рівнем технічної досконалості та точності, та дозволяють проводити як одноканальний так і багатоканальний запис електричної активності серця [7].

На рисунку 2.2 зображено результат ЕКГ дорослої людини.

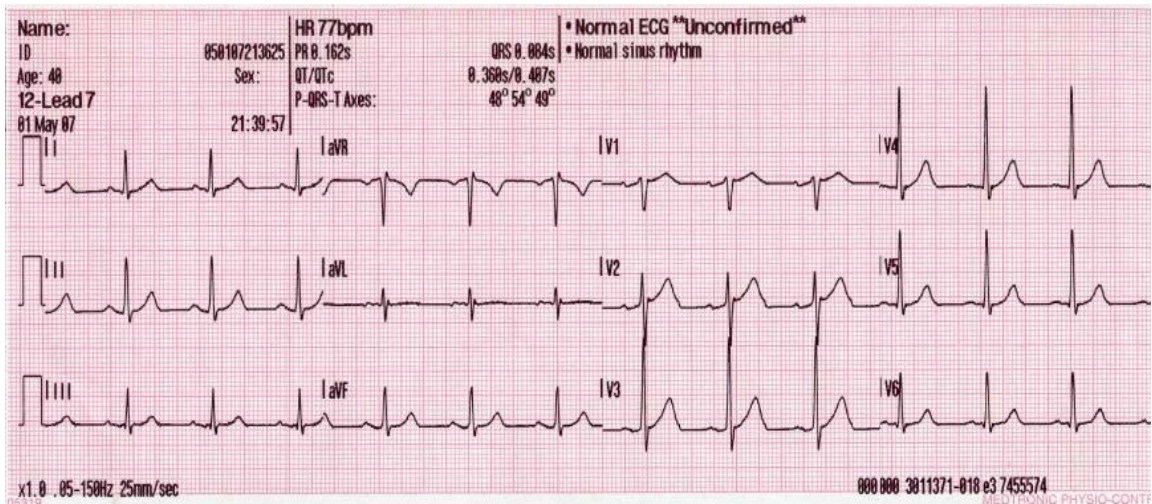


Рисунок 2.2 – ЕКГ пацієнта

Механізм виникнення електричного імпульсу у серцевому м'язі полягає у переміщенні через зовнішню мембрану клітини міокарду іонів калію, натрію, кальцію, хлору та ін. Клітинна мембрана, з точки зору електрохімії – це наповнена електролітом оболонка з вибірковою проникністю для різних іонів.

Розглянемо електричні явища, що пов'язані з діяльністю серця, прийнято на прикладі окремого м'язового волокна. Умовно його можна розділити на 5 фаз (0-5):

– нульова фаза – різка деполяризація: швидка деполяризація починається після досягнення мембранного потенціалу певного порогу (приблизно від -70 мВ до -60 мВ). Це призводить до активації натрієвих каналів та швидкого припливу Na^+ та відповідного швидкого збільшення потенціалу дії;

– перша фаза – рання різка реполяризація: відразу після швидкої відбувається рання швидка реполяризація – початкове відновлення вихідного заряду мембран за рахунок різноманітних іонних потоків;

– друга фаза – плато: фаза плато являє собою рівний приплив та витік іонів у клітину або поза нею, що створює стабільний мембранний потенціал. Ця фаза плато переважно спостерігається в потенціалі дії шлуночків. Повільний вихід іонів калію з клітини та вхід іонів кальцію;

– третя фаза – кінцева різка реполяризація: Кінцева реполяризація в основному викликається інактивацією Ca^{2+} каналів, зменшуючи приплив позитивних іонів. Продовжується реполяризація мембрани;

– четверта фаза – спонтанна діастолічна деполяризація: під час 4 фази дії потенціал внутрішньоклітинної та позаклітинної концентрації іонів відновлюється. Залежно від типу клітин потенціал мембрани спокою становить від -50 мВ до -95 мВ. Синусовий вузол і вузлові клітини мають більш високий потенціал мембрани у стані спокою (від -50 мВ до -60 мВ та від -60 мВ до -70 мВ відповідно) порівняно з передсердними та шлуночковими кардіоміоцитами (від -80 мВ до -90 мВ) [7].

Генераторами електричного імпульса серця в нормі є Р-клітини синоартеріального вузла, адже вони мають найвищий рівень автоматизму. Автоматизм – це здатність міокарда (м'язового волокна серця) ритмічно скорочуватись без впливу зовнішніх подразників, лише від імпульсів, що виникають у самому м'язовому волокні (здатність міокарда до спонтанної діастолічної деполяризації).

Серце – це своєрідний насос, керований електричним імпульсом. Зазвичай електричне збудження серця починається в синусовому (синоартеріальному) вузлі. Він розташований в правому передсерді (ПП) біля гирла верхньої порожнистої вени. Цей вузол складається зі спеціалізованих клітин, здатних автоматично виробляти електричний імпульс. Від синусового вузла імпульс поширюється на ПП, а потім на ліве передсердя (ЛП). У нормі саме синусовий вузол є водієм ритму серця. Перша стадія активації

серцевого м'яза – електричне збудження ПП і ЛП. Це, в свою чергу, сигнал для скорочення передсердь, які одночасно забезпечують надходження крові через тристулковий та мітральний клапани в правий шлуночок (ПШ) і лівий шлуночок (ЛШ). Далі електричний імпульс поширюється на спеціалізовану провідну тканину в атріовентрикулярному (АВ) з'єднанні, яке включає АВ вузол і пучок Гіса. Після цього імпульс переходить на ліву ніжку пучка Гіса (ЛНПГ) і праву ніжку пучка Гіса (ПНПГ), а потім до міоцитах шлуночків.

АВ-з'єднання – своєрідний електричний «міст», що з'єднує передсердя і шлуночки. Він розташований в міжпередсердній перегородці і поширюється на міжшлуночкову перегородку. Верхня (проксимальна) частина АВ-з'єднання – АВ-вузол (іноді терміни «атріовентрикулярний вузол» і «атріовентрикулярно з'єднання використовують як синоніми). Нижню (дистальну) частину АВ-з'єднання називають пучком Гіса по імені описав його фізіолога. Пучок Гіса ділиться на дві частини: праву ніжку, по якій імпульси надходять до ПШ, і ліву ніжку, по якій імпульси надходять до ЛШ.

Електричний імпульс одночасно поширюється по ЛНПГ і ПНПГ на міокард шлуночків за допомогою спеціалізованих проводять клітин (волокон Пуркін'є), які розташовані в міокарді шлуночків. Пучок Гіса, його гілки і відходять від них волокна відносять до системи Гіса-Пуркін'є. У нормі АВ-вузол і система Гіса-Пуркін'є – єдиний шлях, по якому електричний імпульс проходить від передсердь до шлуночків. Порушення проведення імпульсу по цих структурах призводить до АВ-блокаді. У нормі, коли збудження серця починається в синусовому вузлі (нормальний синусовий ритм), АВ-з'єднання передає електричний імпульс на шлуночки. Однак при деяких обставинах АВ-з'єднання може діяти як незалежний водій ритму серця (наприклад, якщо функція синусового вузла порушена, воно може стати джерелом ектопічного ритму). У таких випадках замість синусового ритму виникає ритм АВ-з'єднання, що добре видно на електрокардіограмі. Поширення електричних імпульсів по передсердях призводить до скорочення передсердь, а поширення по шлуночках – до скорочення шлуночків. В результаті кров

надходить до легенів і в системний кровотік. Скорочення серця після його електричного збудження можна розглядати як електромеханічне спряження. В основі цього механізму лежить надходження іонів кальцію в міоцити передсердь і шлуночків при поширенні електричного імпульсу. ЕКГ здатна реєструвати лише досить потужні електричні імпульси, що виробляються при скороченні клітин міокарда. Сигнали меншої амплітуди, що подаються синусовим і АВ-вузлами, таким шляхом не виявляються. Процес деполяризації області пучка Гіса можна вивчати тільки внутрисерцево за допомогою спеціальних електрофізіологічних досліджень серця [8].

2.2 Перешкоди, виникаючі під час вимірювання біопотенціалів

Обговорюючи тему різноманітних телеметричних обстежень не можна не згадати біоелектричні явища, які відбуваються в нервових тканинах людини.

2.2.1. Біопотенціали та методи їх реєстрації

Біоелектричні явища в тканинах – це різниця потенціалів, яка виникає в тканинах у процесі нормальної життєдіяльності. Ці явища можна реєструвати, використовуючи трансмембранний спосіб реєстрації. При цьому один електрод розташовується на зовнішній поверхні клітини, інший – на внутрішній [9].

За такого способу реєструються:

- потенціал спокою або мембранний потенціал;
- потенціал дії.

Загальноприйнятою теорією виникнення біопотенціалів є мембранно-іонна теорія. Згідно з нею причиною виникнення різниці потенціалів є нерівномірний розподіл іонів по обидва боки клітинної мембрани (у системі

цитоплазма – навколишнє середовище). Автори цієї теорії: В. Ю. Чаговець – 1896 р., Бернштейн 1902 – 1903 рр., Ходжкін, Хакслі, Кац.

Існує мембранно-іонна теорія біопотенціалу. Особливості будови та властивості мембрани пояснюють нерівномірний розподіл іонів. Клітинна мембрана – зовнішня поверхня збудливої клітини, яка є носієм подвійного електричного заряду. Будова клітинної мембрани описана в 1935 р. Данієллі та Доусоном. Товщина мембрани від 7 нм до 10 нм. Клітинна мембрана складається з 3-х шарів: подвійний шар фосфоліпідів і шар білків (всередині).

Шар фосфоліпідів є переривчастим, білки клітинної мембрани рухливі та вільно плавають у ліпідному гелі. Ці білкові молекули по різному занурені в мембрану. Але завжди зберігають контакт із навколишнім середовищем за допомогою полярної групи. На внутрішній поверхні мембрани білків більше, ніж на зовнішній.

Функції білків клітинної мембрани:

- структурна;
- рецепторна: білки зовнішньої поверхні клітини мають активний центр, який має спорідненість до різних речовин (гормонів, біологічно активних речовин тощо);
- ферментативна активується під впливом різних чинників;
- транспортна – повністю занурені в ліпідний гель білки утворюють канали, через які проходять різні речовини.

Виявлено канали для всіх потенціал-утворювальних іонів: K^+ , Na^+ , Ca^{2+} , Cl^- . Канали можуть бути відкриті або закриті завдяки воротам.

Існують 2 види воріт:

- активаційні (у глибині каналу);
- інактиваційні (на поверхні каналу).

Ворота можуть перебувати в одному з 3-х станів:

- відкритий стан (відкриті обидва види воріт);
- закритий стан (закриті активаційні ворота);
- інактиваційний стан (закриті інактиваційні ворота).

Існують 2 види клітинних каналів залежно від причини їхнього відкриття:

- потенціалзалежні - відкриваються при зміні різниці потенціалів;
- потенціалнезалежні (гормонрегульовані, рецепторрегульовані) – відкриваються під час взаємодії рецепторів із речовинами.

Розглянемо методи реєстрації біопотенціалів.

Електроенцефалографія – метод реєстрації електричної активності (біопотенціалів) головного мозку. Різниця потенціалів, що виникає в тканинах мозку, дуже мала (не більше 100 мкВ), і тому її можна зареєструвати і виміряти тільки за допомогою спеціальної електронно-підсилювальної апаратури – електроенцефалографів.

Електроенцефалографічні дослідження, що проводяться на сучасних багатоканальних електроенцефалографах, дають змогу записувати одночасно біоструми, одержувані від багатьох відділів головного мозку. Виявлені порушення електричної активності мозку мають різний характер за тих чи інших патологічних станів і нерідко допомагають під час діагностики епілепсії, пухлинного, судинного, інфекційного та інших патологічних процесів у головному мозку. Застосування електроенцефалографії допомагає визначити локалізацію патологічного вогнища, а нерідко і характер захворювання.

У "спонтанній" ЕЕГ здорової дорослої людини, яка перебуває в стані неспання, розрізняють два види ритмічних коливань потенціалу – альфа- і бета-активність. Крім того, розрізняють тета- і дельта-активність, гострі хвилі і піки, пароксизмальні розряди гострих і повільних хвиль.

Ознаками патології на ЕЕГ спокою вважаються такі зміни:

- десинхронізація активності в усіх ділянках мозку, зникнення або значне зменшення альфа-ритму та переважання бета-активності високої частоти й низької амплітуди;
- гіперсинхронізація активності, що виявляється домінуванням регулярних альфа-, бета-, тета-ритмів надмірно високої амплітуди;

– порушення регулярності коливань біопотенціалів, що виявляється наявністю альфа-, бета- і тета-ритмів, неоднакових за тривалістю й амплітудою, які не формують регулярного ритму;

– поява особливих форм коливань потенціалів високої амплітуди - тета- і дельта-хвиль, піків і гострих хвиль, пароксизмальних розрядів зазвичай на середині або між верхньою і середньою третиною катакrotичної фази РЕГ.

Реовазографія – метод вивчення судинної системи з використанням високочастотного змінного струму для визначення опірності ділянок тіла. У момент припливу крові опір збільшується і реєструється крива, що збігається зі сфігмограмою (записом пульсу), але відрізняється від останньої формою. У неврологічній практиці часто проводять реовазографію кінцівок (у разі радикуліту, невриту, невралгії, поліневриту тощо).

Ехоенцефалографія (ЕхоЕГ) є важливим методом діагностики об'ємних процесів головного мозку (пухлини, кісти, епі- і суб-дуральні гематоми, абсцеси) і ґрунтується на принципі ультразвукової локації – спрямовані в мозок короткі ультразвукові імпульси відбиваються від його внутрішніх структур і реєструються.

ЕхоЕГ отримують за допомогою ехоенцефалографа, оснащеного спеціальним п'єзоелектричним датчиком, який працює в подвійному режимі випромінювача і приймача ультразвукових імпульсів, що реєструються після повернення на екрані осцилографа.

Хвилі ультразвуку, поширюючись, можуть відбиватися, поглинатися і проходити через різні середовища.

У діагностиці використовують такі властивості ультразвукових коливань:

– ультразвукові коливання поширюються з різною швидкістю залежно від фізичних властивостей середовищ;

– ультразвук, проходячи через досліджуваний об'єкт, частково відбивається на межі розділу середовищ;

– сигнал може бути зареєстрований у тому разі, якщо поверхня, що відбиває, утворює з напрямками ультразвукового променя кут, близький до прямого.

Практичне значення в діагностиці об'ємних утворень порожнини черепа (пухлина, абсцес, гематома, кіста) має сигнал (М-ехо), відбитий від серединно розташованих структур (III шлуночок, епіфіз, прозора перегородка, серп великого мозку). У нормі М-ехо розташоване по середній лінії, відхилення його більш ніж на 2 мм вказує на патологію.

Електроміографія – це метод реєстрації коливань біопотенціалів м'язів для оцінки стану м'язів і нейродвигунного апарату в стані спокою, під час активного розслаблення, а також під час рефлекторних і довільних рухів. За допомогою електроміографії можна виявити, чи пов'язана зміна електричної активності з ураженням мотонейрона або синаптичних і надсегментарних структур.

Електроміографічні дані широко використовують для уточнення топічного діагнозу й об'єктивізації патологічних або відновлювальних процесів. Висока чутливість цього методу, що дає змогу виявляти субклінічні ураження нервової системи, робить його особливо цінним.

У період функціональної активності нервів і м'язів виникають надзвичайно слабкі (від мільйонних до тисячних часток вольт), швидкі (тисячні частки секунди) і часті коливання електричного потенціалу.

Електроміографію широко застосовують не тільки в неврологічній практиці, а й під час вивчення ураження інших систем, коли виникають вторинно зумовлені порушення рухової функції (серцево-судинні, обмінні, ендокринні захворювання) [10].

2.2.2 Причини виникнення перешкод в телеметричних системах

При використанні електродів для знімання інформації з біооб'єктів слід мати на увазі велику кількість факторів – артефактів, що впливають на одержувану інформацію, включаючи явища, які виникають на ділянках шкірно-електродного контакту, що й мають не біофізичну природу.

Перешкоди, що генеруються електродами, можна умовно розділити на 3 групи [11]:

- електродні потенціали й міжелектродні напруги, що виникають на границях розділу фаз (обмін зарядженими частками) при протіканні основних реакцій електрохімічної рівноваги, контактні потенціали;

- поляризація електродів, що полягає в зміні стаціонарних (безструмових) електродних потенціалів і відповідних їм міжелектродних напруг при замиканні електричного ланцюга;

- електрокінетичні явища, що виникають через взаємне відносне переміщення фаз уздовж поверхні розділу при механічних рухах; перешкоди цього виду часто називають руховими або шумом руху.

У низці завдань розглядають перешкоди, що створюються незворотними дифузійними процесами, які руйнують електрод.

Таким чином, при проектуванні й експлуатації електродів і електродних систем найчастіше контролюють і досліджують наступні параметри електродів:

- величину електродного потенціалу;
- тимчасові зміни (динаміку) електродного потенціалу;
- рівень шумів руху;
- повний електродний опір;
- час установлення іонної рівноваги між біооб'єктом і контактуючим середовищем.

При реєстрації біопотенціалів виникає низка проблем, пов'язаних із особливістю будови й функціонування біооб'єкту: високий рівень перешкод у широкому діапазоні частот, який зазвичай «охоплює» частотний спектр досліджуваного сигналу й достатньо високий вихідний опір біооб'єкту.

Значний внесок рівень перешкод вносять електроди, які реєструють, що в сукупності дає рівень перешкод на певній ділянці спектра вище, чим рівень корисного сигналу. Ці і низка інших особливостей біооб'єктів висувають особливі вимоги до проектування підсилювачів біопотенціалів (ПБП).

На рис. 2.3 показано варіант еквівалентної схеми взаємодії біооб'єкту через електроди E1 і E2 з ПБП. Для вирішення завдання синтезу схеми ПБП і розрахунку його параметрів зручно класифікувати завади стосовно амплітудно-частотних властивостей корисного сигналу і місця їхнього додатку стосовно біооб'єкту і ПБП.

Сам біооб'єкт стосовно ПБП генерує шуканий корисний сигнал. Сигнали завади за своєю природою можуть бути перешкодою тільки для корисного сигналу. В інших дослідженнях ці сигнали можуть стати шуканими сигналами, а корисний сигнал – перешкодою. До електродів усі ці сигнали подаються через відповідні комплексні опори.

Друга група перешкод пов'язана із властивістю взаємодії біооб'єкта (в основному як електроліту) з електродами. Серед основних перешкод тут виділяють електрорушійну силу (ЕРС) поляризації електродів, напруга дрейфу, напруга електричного шуму, напруга електромеханічного шуму.

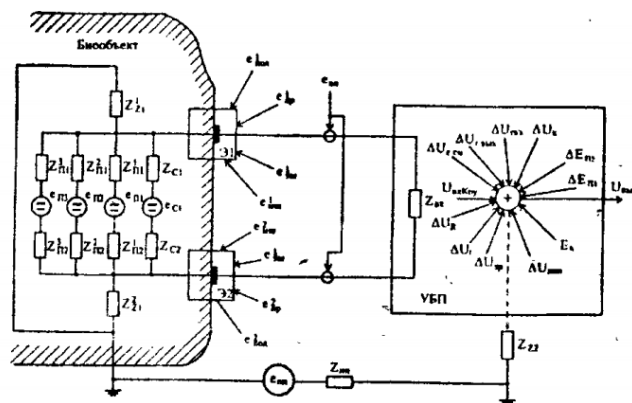


Рисунок 2.3 – Еквівалентна схема підключення біооб'єкта до ПБП із урахуванням перешкод

Третя група перешкод впливає на сполучні проведення між електродами й ПБП, яка названа умовно як ЕРС повітряних перешкод.

Четверта група перешкод пов'язана із властивостями ПБП, і оскільки як ці підсилювачі використовують ОП, то й складові цих погрішностей є погрішностями роботи ОП:

- погрішності від нестабільності джерела харчування;
- погрішність від температурного дрейфу;
- погрішність від операційних підсилювачів;
- погрішність від напруги зсуву;
- погрішність від наявності вхідного струму;
- погрішність від кінцівки коефіцієнта підсилення;
- погрішність від вхідних і вихідних опорів ОП;
- динамічні погрішності роботи ОП [11].

3 РОЗРАХУНКОВА ЧАСТИНА

3.1 Алгоритм усунення імпульсних перешкод та сигнальних шумів

В даному підрозділі розглянемо метод попередньої обробки цифрових даних, отриманих під час реєстрації температури біологічного об'єкта на прикладі пірометра, який дає змогу усунути в корисному сигналі флуктуаційні шуми та імпульсні перешкоди, зумовлені різною регулярною структурою геометрії фотоелектронних елементів оптичної матриці або структурою каналу передачі сигналу.

У сучасних дослідженнях цифрові дані є основним видом інформації. Застосування цифрового обладнання в різних умовах біотелеметричних досліджень може призводити до появи різних ефектів у реєстрованому сигналі, в тому числі шумів. Для ефективного усунення шуму, який зумовлений різною регулярною структурою геометрії фотоелектронних елементів оптичної матриці або структурою каналу передачі сигналу в пірометричній системі, потрібно знати його тип. Існують різні типи шумів, наприклад, гаусовський шум (цифрові зображення з тепловізійних камер), пуасонівський шум (рентгенівські знімки), спеклшум (сигнали сонно- і електроенцефалограм) тощо.

Нині розроблено багато спеціальних методів усунення шумів для випадків, коли відомий тип шуму. Наприклад, метод повної варіації та метод медіанної фільтрації одновимірних сигналів [12], які є відомими та ефективними підходами для усунення гаусовського і пуасонівського шумів [12]. Обидва типи шумів (пуасонівський і гаусовський) добре вивчені, але також важлива їхня комбінація в реєстрованому сигналі, яка часто присутня в біомедичних сигналах і зображеннях, наприклад, у сигналі пірометра та зображеннях електронної мікроскопії.

Традиційний підхід до придушення таких типів шумів пов'язаний із використанням еталонних випромінювачів і корекцією мультиплікативних і адитивних коефіцієнтів оптичної матриці, що забезпечує досить високу по полю зору однорідність інтенсивності випромінювання. Однак цей підхід не позбавлений недоліків, які пов'язані з наступним:

- необхідність використання еталонних оптичних випромінювачів (як мінімум два);
- високі вимоги до однорідності оптичних випромінювачів за полем зору;
- необхідність використання в процесі калібрування декількох еталонних випромінювачів (якщо динамічний діапазон сигналів змінюється в просторі або в часі);
- необхідність періодичного повторення процедури калібрування (якщо змінюється в часі спектральний склад каналів передавання й оброблення сигналів).

У зв'язку з цим останніми роками з'явилася низка робіт, спрямованих на розроблення алгоритмів і практичне застосування ідеї двовимірного сканування і мікросканування для придушення гаусівського та пуасонівського шумів в інформаційних системах [13]. Наприклад, концепція повної варіації для усунення гаусовського шуму було вперше застосовано в роботі на основі використання повної варіації в задачах оброблення зображень (ROF-модель). Ця модель призначена для усунення гаусівського шуму, однак може бути використана для усунення й інших типів шумів.

Як засіб попередньої обробки цифрових даних, досить часто застосовуються на практиці також медіанні фільтри [13]. Характерною особливістю медіанного фільтра є його нелінійність, яка проявляється в вибірковості фільтра по відношенню до послідовності даних вимірювання, що являють собою немонотонну складову сигналу в межах вікна (апертури) фільтра, і різко виділяються на тлі сусідніх відліків. Водночас медіанний

фільтр не діє на монотонну складову сигналу, залишаючи цю послідовність даних без змін.

З урахуванням вище викладеного, для підвищення достовірності контролю температури серця в умовах штучного кровообігу з використанням пірометра, необхідно розробити підхід, що дає змогу усунути імпульсні перешкоди та флуктуаційні шуми у каналі вимірювання температури. Актуальність постановки такого завдання визначається не тільки технічними особливостями оптичної матриці пірометра, а також програмним алгоритмом придушення геометричного шуму за реєстрованими сигналами, що розширює можливості застосування отриманих результатів в інших областях біомедичних досліджень.

На прикладі пірометра розглянемо алгоритм усунення у корисному сигналі флуктуаційних шумів та імпульсних завад, які зумовлені різною регулярною структурою геометрії фотоелектронних елементів оптичної матриці та структурою каналу передачі сигналу.

Реалізація контролю температури в тканинах ізолюваного серця було виконано в умовах, які наближені до умов штучного кровообігу.

В алгоритмі використано реальний сигнал з пірометра після додавання до нього шуму. Якість програмної обробки порівнювалася з іншими методами усунення шуму, наприклад: ROF-модель, модифікована ROF-модель і фільтрація медіаною [13]. Передбачається, що така математична модель одновимірного сигналу повинна ефективно усунути комбінований гаусовський і пуасонівський шуми з урахуванням пропорції цих типів шумів.

Вихідним матеріалом для реалізації методу усунення шумів на основі двовимірного сканування є оптична матриця фотоелектронних елементів пірометра Opris MS Plus (Optris GmbH, Німеччина) з числом елементів у матриці $N = 2^M$, де M – число рядків (стовпців) п'єзоелектричної матриці. Використовувана пірометрична система безконтактного контролю температури на основі пірометра Opris MS Plus забезпечує вимірювання температури на відстані до об'єкта не більше 140 мм у діапазоні температур

від -5°C до 40°C у спектральному діапазоні від 8 мкм до 14 мкм з похибкою не більше $\pm 0,5\%$ або $\pm 0,7^{\circ}\text{C}$ від діапазону температур.

З метою спрощення алгоритму обчислень і виявлення основних особливостей досліджуваного підходу використовувалася така система наближень:

а) оптична матриця пірометра має різну форму та геометричні розміри, проте, з точки зору простоти реалізації моделі, обираємо квадратну форму, з однаковим розміром та орієнтацією п'єзоелементів;

б) крім корисного сигналу реєстровані дані містять флуктуаційні шуми та імпульсні потоки різної інтенсивності з регулярною або хаотичною структурою (гаусовський і пуасонівський шум);

в) під імпульсним шумом розуміють спотворення реєстрованих сигналів великими імпульсними викидами довільної полярності та малої тривалості, причиною яких є як зовнішні імпульсні електромагнітні перешкоди, так і наведення, збої та перешкоди в роботі системи.

Як піддослідний матеріал, використано ізольоване серце вагою до 500 г, яке перебувало в термозберігаючій ємності. У серці було виділено безіменну артерію, по якій у висхідну аорту введено поліетиленову канюль артеріальної магістралі препарату для регіональної перфузії серця. На початку експерименту серце на деякий час було занурене в теплу дистильовану воду, щоб його температура досягла приблизно 25°C . Потім у відокремлену висхідну аорту стовбура легеневої артерії виконано коронарну перфузію. У результаті, поступово температура серця знижувалася до 17°C , що відповідає його температурі в умовах штучного кровообігу.

Розроблений на цій основі програмний алгоритм придушення імпульсних перешкод, флуктуаційного та геометричного шумів в реєстрованому сигналі температури має властивість універсальності в умовах штучного кровообігу.

Застосування медіанного фільтра для усунення суміші шумів є більш ефективнішим порівняно з лінійними фільтрами, оскільки процедури лінійної

фільтрації є оптимальними при рівномірного або гаусового розподілу перешкод, що передбачає спрощення особливостей структури шумів у реальних сигналах. Ефективним застосування медіанного фільтра виявляється під час очищення реєстрованих сигналів від імпульсних шумів під час обробки зображень, акустичних сигналів, передачі сигналів від теплових приймачів випромінювання тощо.

Медіанна фільтрація реалізується у вигляді алгоритму локальної обробки часових відліків у ковзному вікні, яке охоплює певну кількість відліків сигналу. Для кожного положення ковзного вікна, виділені в ньому відліки, ранжуються за зростанням або зменшенням значень. Медіаною в ранжированому списку є група відліку, яка за своїм положенням перебуває в середині списку.

З урахуванням ранжування відліків у списку медіанні фільтри добре пригнічують шуми та перешкоди, протяжність яких становить менше половини ковзного вікна. Корисним сигналом є стабільна послідовність даних (у разі одновимірного сигналу) або масив даних (у разі двовимірного сканування), яка не змінюється під час медіанної фільтрації.

Під час реєстрації температури пірометром і оброблення даних передбачається, що вимірний сигнал $x(t)$ крім корисного сигналу $s(t-0)$ і флуктуаційних шумів $q(t)$ містить також імпульсні потоки $g(t)$ різної інтенсивності з регулярною або хаотичною структурою

$$x(t) = s(t - 0) + g(t) + q(t), \quad (3.1)$$

де $s(t - 0)$ – корисний сигнал, який має невідоме тимчасове положення;

$q(t)$ – флуктуаційні шуми з регулярною або хаотичною структурою (гаусовський і пуассонівський шум);

$g(t) = \sum_k \delta(t - 0)$ – імпульсні потоки різної інтенсивності з регулярною або хаотичною структурою;

k – невідоме тимчасове положення імпульсів.

Згідно з теорією ймовірностей, функція розподілу $F(x)$ вимірних величин $x = \text{med}(x_1, \dots, x_n)$ для великих n є приблизно нормальною

$$F(x) = N(m_t, \sigma_n), \quad (3.2)$$

де m_t – теоретична медіана, яка визначається з умови $F(m_t) = 0,5$;

σ_n – дисперсія розподілу;

n – кількість вимірювань величини x .

При цьому дисперсія розподілу медіани визначається як

$$\sigma_n^2 = 1/(n 4f^2(m_t)). \quad (3.3)$$

Якщо випадкові величини x незалежними й однаково розподіленими з нормальним розподілом $N(m, \sigma)$, то $m_t = m$, і формула дисперсії медіани для малих непарних значень n набуває вигляду

$$\sigma_g^2 = \pi\sigma^2/(2n - 2 + \pi). \quad (3.4)$$

Якщо функція $f(x)$ симетрична відносно m , то розподіл медіан буде також симетричним відносно m_t . Таким чином, буде справедливою наступна формула для визначення математичного очікування:

$$M\{\text{med}(x_1, \dots, x_n)\} = M\{x_i\} = m. \quad (3.5)$$

Слід, також, враховувати, що під час медіанної фільтрації сигналу ступінь згладжування функції залежить від розмірів апертури фільтра і форми вікна.

Критерій, відповідно до якого проводиться збільшення розміру ковзного вікна з центральним відліком x_i і виконується наступна ітерація, має вигляд

$$\max [S_n(x_r)] < S_{\text{порог}}, \quad (3.6)$$

де $S_n(x_r)$ – величина відхилення амплітуди сусідніх відліків сигналу $x(t)$, що потрапили в ковзне вікно розміром nt , відносно амплітуди центрального відліку $x(r)$;

$S_{\text{порог}} = [0, T]$ – пороговий коефіцієнт інтенсивності імпульсного потоку.

На рис. 3.1 представлено приклад застосування медіанної фільтрації до модельного сигналу a_k , який складено з детермінованого сигналу s_k і випадкового сигналу q_k , що має нормальний розподіл з поодинокими імпульсними викидами $\delta(t)$ малої тривалості. Вікно медіанного фільтра становить $n_t=5$ відліків. Результат медіанної фільтрації представлений у вигляді відліків b_k .

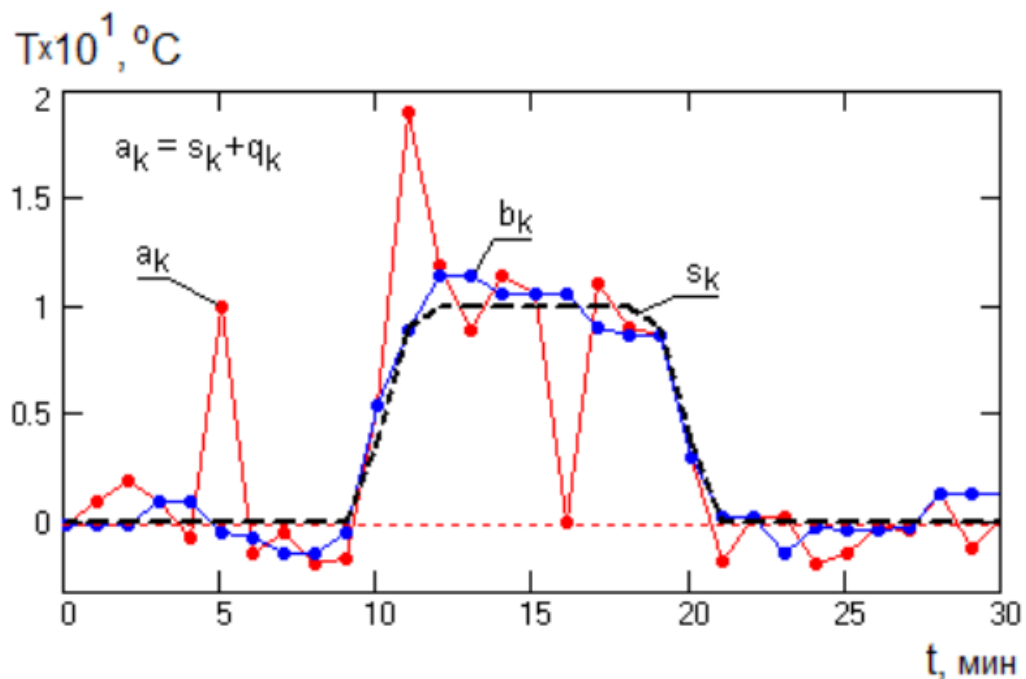


Рисунок 3.1 – Приклад застосування медіанної фільтрації до модельного сигналу: a_k - модельний сигнал, b_k - результат медіанної фільтрації.

Як початкові та кінцеві умови медіанної фільтрації, прийнято враховувати кінцеві значення модельного сигналу a_k або медіана m_t , яку обчислюють для точок, вписаних у межі апертури.

Наведені результати обчислення медіани m_t для сигналу $x(t)$ справедливі як для одновимірної, так і для двовимірної фільтрації, якщо число відліків n вибирати рівним числу точок в апертурі медіанного фільтра.

У даному експерименті, з використанням пірометра Opris MS Plus, реєструвалася температура на поверхні ізолюваного серця в процесі його охолодження та поступового зігрівання, який відносно обраного температурного режиму відповідає умовам штучного кровообігу.

На першому етапі серце було на половину занурене в теплу воду, щоб його температура досягла приблизно 25°C . Потім, було виділено безіменну артерію, по якій у висхідну аорту введено поліетиленова канюля артеріальної магістралі для регіональної перфузії серця (рис. 3.2).

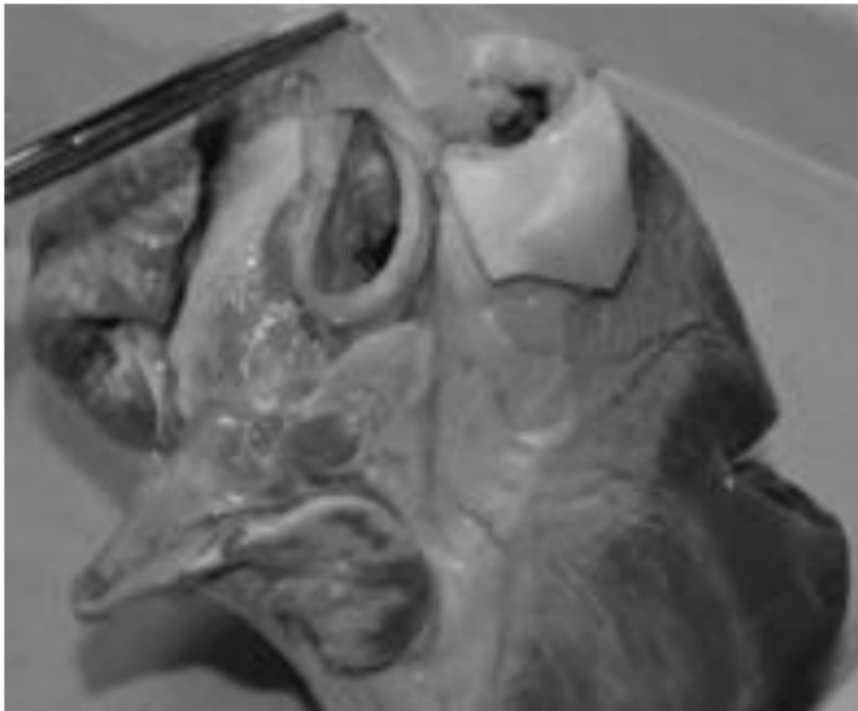


Рисунок 3.2 – Ізолюване серце на етапі регіональної перфузії

На другому етапі експерименту було відокремлено висхідну аорту від загального стовбура легеневої артерії. Над канюлею, яка введена в аорту була затягнута тасьма турнікета і розпочато коронарну перфузію.

На третьому, останньому етапі, після підключення крапельниці до виходів канюлей було розпочато послідовну перфузію за допомогою фізіологічного розчину, який попередньо було охолоджено до 5°C . Поступово температура серця знизилася до 17°C , що відповідає його температурі в умовах штучного кровообігу. Для досягнення такого значення температури охолодження серця були використані два флакони з фізрозчином із крапельниць, по 500 мл кожен.

Для вимірювання температури на поверхні серця були довільно обрано 4 точки. Температурні вимірювання фіксувалися з використанням трьох приладів: ртутного термометра, цифрового термометра, тепловізора.

Вимірювання за чотирма точками фіксувалися протягом часу з 14:57 до 15:34 з інтервалом 1,5 с., склавши загалом послідовно 16 часових відліків. Графіки температур для охолодження серця у часі для температурних даних, які отримані з використанням пірометра і тепловізора в точці візування, представлені на рисунку 3.3.

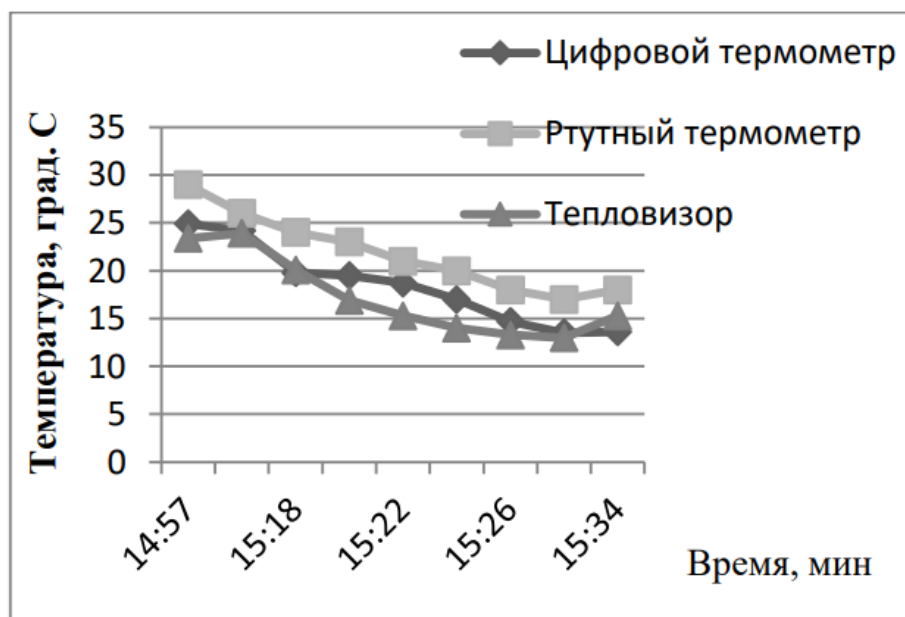


Рисунок 3.3 – Вимірювання температури в процесі охолодження серця

Дані температури з виконаного експерименту, які виміряні в чотирьох точках із застосуванням пірометра і тепловізора, і далі оброблені із застосуванням фільтра шумів на основі методу двовимірного сканування (МДС), наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Температурні дані *

Час	Пірометр, °C		Тепловізор, °C	
	$T \pm \Delta T, ^\circ C$	МДС	$T \pm \Delta T, ^\circ C$	МДС
14:57	$23 \pm 0,5$	23,5	$23 \pm 0,4$	23,4
	$25 \pm 0,7$	25,8	$23 \pm 0,8$	23,7
	$25 \pm 0,9$	25,8	$23 \pm 0,9$	23,9
	$24 \pm 0,3$	24,3	$23 \pm 0,8$	23,6
15:12	$23 \pm 0,9$	23,9	$22 \pm 0,6$	22,6
	$24 \pm 0,3$	24,3	$23 \pm 0,5$	23,4
	$24 \pm 0,2$	24,1	$24 \pm 0,4$	24,1
	$24 \pm 0,5$	24,5	$23 \pm 0,9$	23,8
15:22	$13 \pm 0,2$	13,1	$14 \pm 0,2$	14,1
	$20 \pm 0,5$	20,5	$18 \pm 0,5$	18,5
	$20 \pm 0,4$	20,4	$19 \pm 0,6$	19,6
	$20 \pm 0,8$	20,6	$20 \pm 0,2$	20,1
15:34	$12 \pm 0,9$	12,8	$13 \pm 0,2$	13,1
	$13 \pm 0,8$	13,8	$13 \pm 0,6$	13,5
	$13 \pm 0,9$	13,9	$14 \pm 0,3$	14,1
	$13 \pm 0,9$	13,8	$15 \pm 0,2$	15,1

*Примітка: $p < 0,05$ для даних температури.

У результаті дослідження і застосування до реєстрованих даних температури методу двовимірного сканування для усунення імпульсних

перешкод, флуктуаційних і геометричних шумів, вдалося виявити й усунути випадкову складову сигналу (шум), викликану флуктуаціями приймача теплового випромінювання.

Обговоримо результати розрахунків. У підрозділі проаналізовано проблеми спотворень у теплових та інших зображеннях. Розглянуто проблему зашумлення корисного сигналу під час роботи матричними фотоприймальними пристроями.

Описано підхід до придушення апаратних шумів. Основними видами шуму, які вдається усунути реалізованими методами фільтрації, є тепловий шум, спричинений флуктуаціями температури приймача та шум схеми оптичного зчитування.

Реалізовано математичну модель методу двовимірного сканування для придушення імпульсних перешкод, флуктуаційних і геометричних шумів, яка полягає у введенні процедури малоамплітудного сканування зі спеціально підібраним законом, за яким матриця зміщується щодо зображення під час реєстрації послідовності кадрів.

Таким чином, застосування методу двовимірного сканування для усунення шумів під час обробки даних, які отримані в процесі контролю температури серця за допомогою тепловізора або цифрового пірометра дає змогу підвищити достовірність моніторингу температури в міокарді в умовах штучного кровообігу.

3.2 Спектральний метод обробки біотелеметричної інформації

В даному підрозділі розглянуто спектральні методи обробки біотелеметричної інформації із застосуванням перетворення дискретних функцій в орієнтованому базисі (ОБ). Як приклад обробки біотелеметричної інформації розглянуто аналіз пульсограм. Запропоновано спосіб класифікації пульсограм за їх ОБ-спектрами. Пульсограма, що досліджується, відноситься до одного з відомих шаблонів за значенням коефіцієнта подібності. Для

експрес-аналізу форми пульсограми (норма чи ні) запропоновано застосування узгодженого фільтра, кінцевою імпульсною характеристикою якого є функція зворотного ОБ-перетворення. Показано переваги в швидкодії, як при класифікації пульсограм, так і при експрес-діагностиці стану людини у порівнянні з відомими методами.

В теперішній час ведуться активні розробки по створенню нових засобів медичного забезпечення з використанням комп'ютерної техніки та інформаційних технологій. При цьому значну роль відіграють методи кореляційного і спектрального аналізу. Істотним недоліком сучасних методів є тривалий час аналізу та відповідно невисока швидкодія, а в окремих випадках неможливість працювати в режимі реального часу.

Тому створення нових швидкодіючих методів, орієнтованих на застосування у інформаційно-керуючих системах прийняття рішень щодо визначення фізіологічного стану людини у реальному часі, є надзвичайно актуальною задачею. Одним з аспектів цієї задачі є розробка та застосування методів обробки даних, в тому числі із залученням положень спектрального аналізу.

Типовою задачею обробки біомедичних сигналів є класифікація даних з датчиків з метою діагностування та оцінки важкості стану людини. При цьому необхідно виконати порівняння отриманого сигналу з іншими сигналами, які описують функціональні фізіологічні стани (порушення функціонування, наявність патології, критичний стан). Прискорити обробку даних можна шляхом переходу до спектральної області та побудови узгоджених фільтрів, які дозволяють суттєво підвищити швидкодію обчислення згорткових сум.

Серед спектральних методів найбільш відомим є перетворення Фур'є, яке, однак, не може забезпечити високої швидкодії обчислень при великих обсягах даних внаслідок оперування з комплексними числами та великої кількості значень базисних функцій на інтервалі визначення сигналу. Навіть

застосування швидких перетворень не забезпечує обробку великих обсягів даних у реальному часі, як цього вимагають задачі біотелеметрії.

Альтернативою застосування перетворення Фур'є є спектральні перетворення дискретних функцій модульного аргументу, серед яких – перетворення Уолша, Віленкіна-Крестенсона, симетричне перетворення на кінцевих інтервалах та перетворення в орієнтованому базисі (ОБ) [14]. Найбільш перспективним, з точки зору підвищення швидкодії, є ОБ-перетворення. Це пояснюється тим, що при виборі значення $m = 3$ (інтервалі визначення сигналів $N = 3^n$) операції множення повністю виключаються, оскільки значення базисних функцій прямого і зворотного перетворень приймають лише значення 0, +1, -1, -2. Крім того, серед всіх значень базисних функцій прямого перетворення присутні близько 1/3 нулів, що додатково спрощує обчислення спектрів дискретних функцій. Тому обчислення прямого і зворотного перетворень виконуються лише за допомогою операцій додавання, віднімання і зсуву ліворуч (множення на 2), що значно підвищує швидкість обробки даних в порівнянні з іншими спектральними методами. По швидкодії перетворення в орієнтованому базисі сумірне з перетворенням Уолша, проте на відміну від нього може оперувати з інтервалом, кратним не 2, а будь-якого простому числу m . Обчислювальні операції виключно з цілими числами (при $m = 3$) підвищують точність і швидкодію обробки даних. Ця обставина, а також ортогональність базисних функцій, дозволяють ефективно використовувати нове перетворення в різноманітних системах обробки сигналів, наприклад, в системах, що містять узгоджені фільтри. У завданнях біотелеметрії ОБ-перетворення дає можливість виконати порівняння сигналів, отриманих з датчиків, з медичними шаблонами і елементами баз даних патологічних станів, забезпечуючи при цьому високу швидкодію та експрес-діагностику фізіологічного стану в реальному часі.

Аналіз та дослідження пульсограм є одним з найбільш розповсюджених та інформативних методів діагностики, який дозволяє виявити патологічні та

критичні стани окремих органів та систем, оцінити діяльність серцево-судинної системи та організму в цілому, фізіологічний та психологічний стан людини.

Існуючі методи обробки пульсограм дозволяють, як правило, дати тільки їх якісну оцінку. Однак, для постановки діагнозу необхідно аналізувати послідовність пульсових хвиль, порівнюючи кожна з них з відомими типами – шаблонами пульсових хвиль. При цьому можна діагностувати такі важкі стани, які потребують негайного медичного втручання: недостатність клапанів аорти, різкі коливання артеріального тиску, важка серцева недостатність, гіповолемічний шок, тощо.

З урахуванням степеню вираженості пульсу (сильний-слабкий) та полярності сигналу (позитивний-негативний) виявляють 24 види пульсових хвиль, які потрібно розрізнити між собою.

Послідовність кроків обробки порівняння пульсограм наступна:

а) отримання дискретного (дискретизованого) сигналу пульсової хвилі $y(x) = \{y_0, y_1, \dots, y_{N-1}\}$ та визначення кількості відліків на інтервалі N ;

б) визначення типу полярності сигналу та нормування. За середнім значенням.

$$Y(0) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} y(x). \quad (3.7)$$

Пульсограма відноситься до однієї з 2 категорій: з перевагою позитивної (при $Y(0) \geq 0$) та негативної енергії (при $Y(0) < 0$). Далі дискретизований сигнал нормується за максимальною по модулю амплітудою та за значенням амплітуди його підтип відноситься до сильного або слабкого. Таким чином, задача ідентифікації типу пульса приводиться до аналізу форми кривої нормованої пульсограми;

в) аналіз форми пульсограми залежить від медичної задачі. Так, пульсові сигнали променевої артерії, що відображають наявність

артеріальної гіпертензії в дитячому та підлітковому віці, поділяються на 6 типів. Типи експериментально отриманих пульсограм наведено у першій колонці табл. 3.2 показано, що перші два типи найбільш вірогідні при артеріальної гіпертензії, останні два – найменш вірогідні. Аналіз полягає в обчисленні ОБ-спектрів шаблонів та визначення ступеню схожості сигналу, що досліджується, з шаблонами. ОБ-спектри обчислюються за формулою:


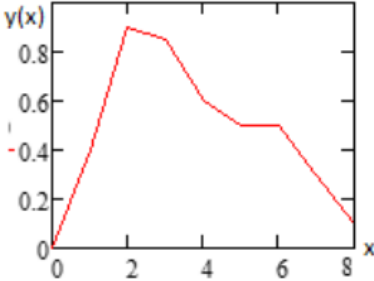
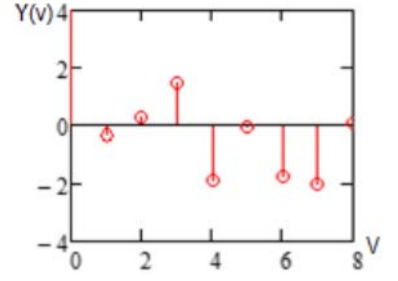
$$Y(v) = F_d u(x), \quad (3.8)$$

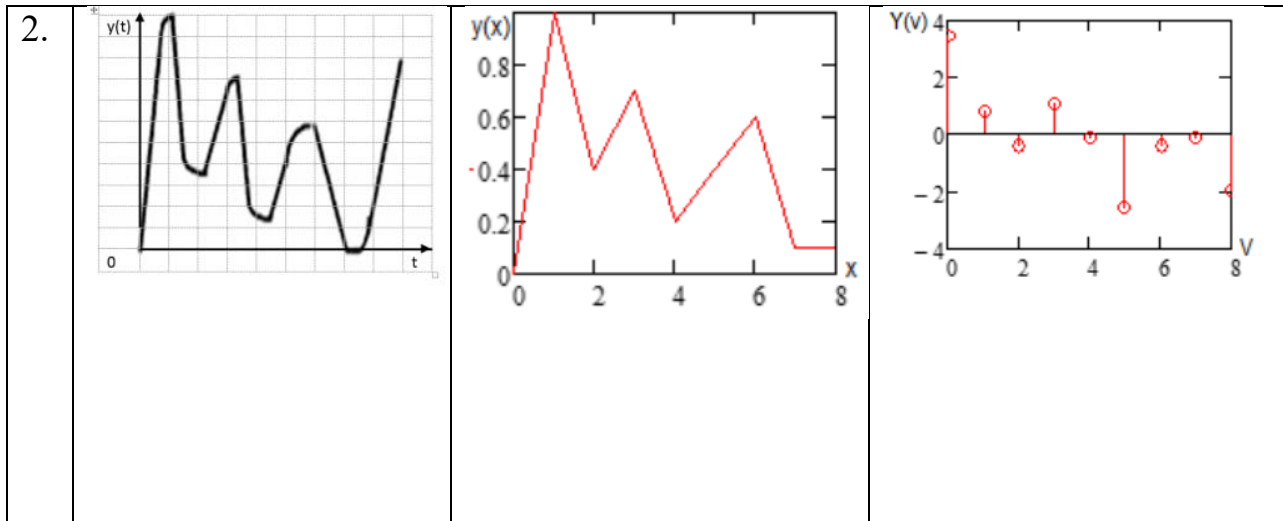
де F_d – матриця базисних функцій прямого ОБ-перетворення, кожний рядок якої являє собою одну функцію $\varphi_d(v, x)$ (аналогічно матриця базисних функцій зворотного перетворення F_r – складається з функцій $\varphi_d(v, x)$);

$u(x)$ – відліки дискретного нормалізованого сигналу.

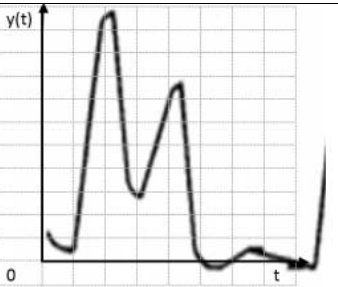
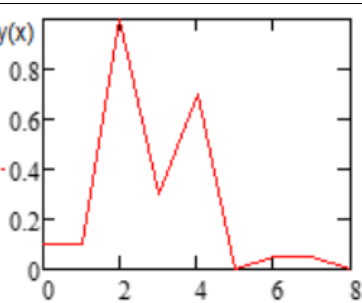
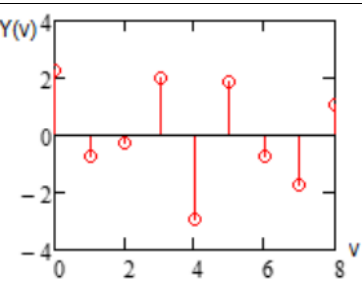
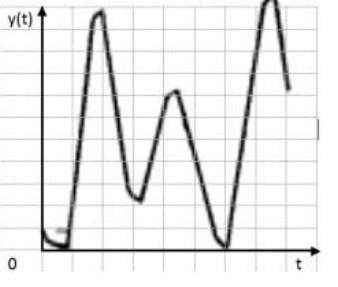
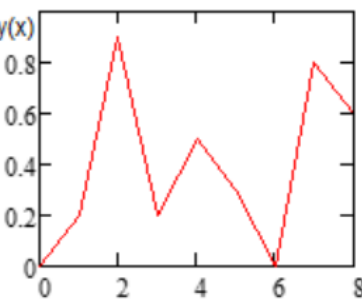
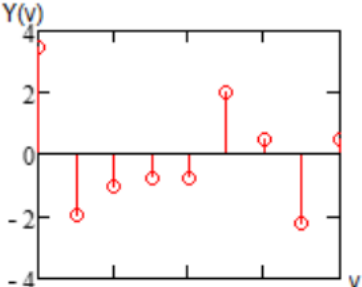
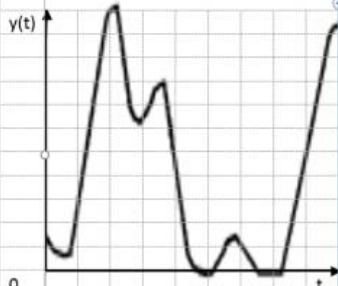
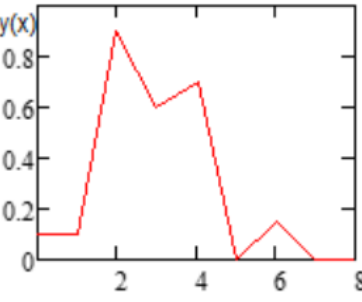
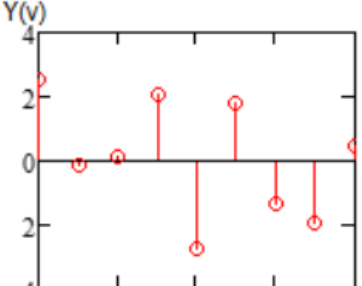
Обчислені таким способом спектри для всіх типів шаблонів пульсограм зведено в таблицю 3.2.

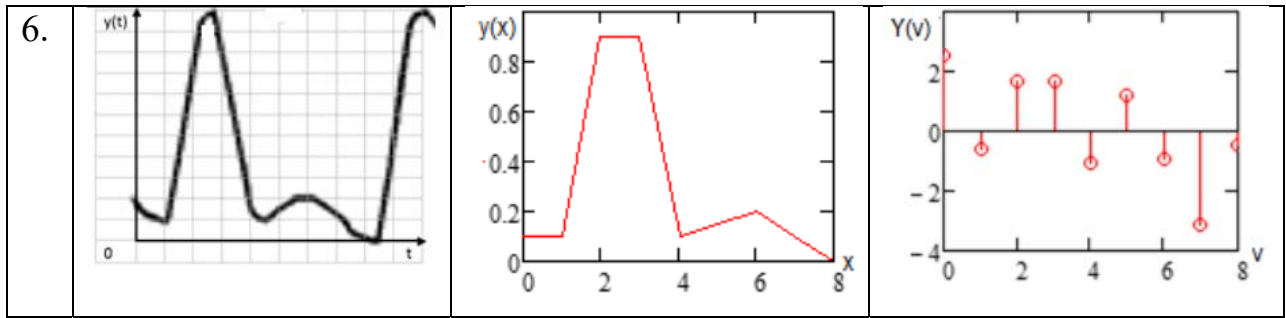
Таблиця 3.2 – Типи пульсограм та їх спектри

№	Шаблонні типи пульсограм	Нормовані спектрограми $u(x)$	ОБ спектри $u(v)$
1.			



Продовження таблиці 3.2

№	Шаблонні типи пульсограм	Нормовані спектрограми $y(x)$	ОБ спектри $y(v)$
3.			
4.			
5.			



Визначимо, до якого типу можна віднести пульсограму (рис. 3.4). Для цього обчислимо її ОБ-спектр та коефіцієнт подібності з кожним шаблоном (табл. 3.3).

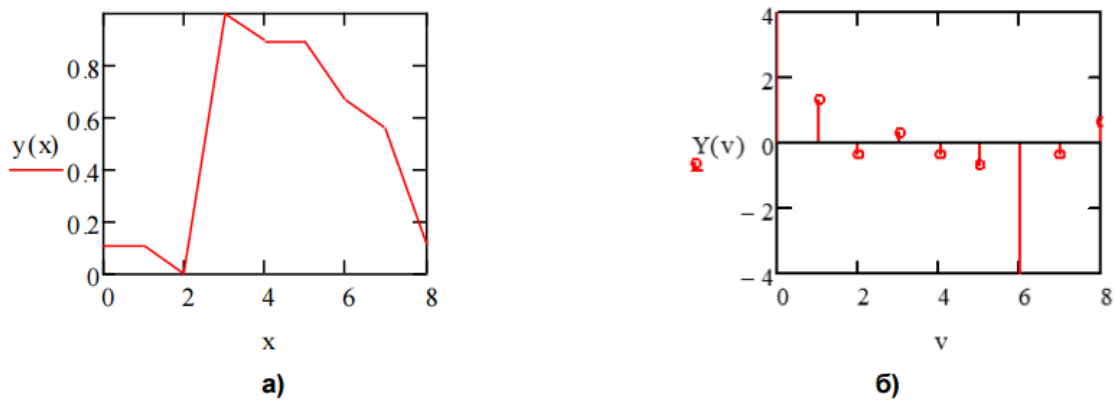


Рисунок 3.4 – Досліджувана пульсограма (а) та її ОБ-спектр (б)

Таблиця 3.3 – Коефіцієнти подібності

Пульсограма	Тип 1	Тип 2	Тип 3	Тип 4	Тип 5	Тип 6
Коефіцієнти подібності	0,777	0,62	0,427	0,334	0,544	0,451

Як видно з табл. 3.3, найбільше значення має коефіцієнт подібності поточної пульсограми з шаблоном типу 1.

Обчислення спектру за формулою (3.8) містить лише операції додавання і зсуву (множення на 2), тому займає мало машинного часу. Найбільш вагомий вклад в швидкодію визначення форми пульсограми вносить порівняння відпиків. В часовій області для цього потрібно N

порівнянь. В спектральній області максимальна кількість порівнянь складає $N-1$, оскільки відлік $Y(0)$, обчислений за формулою (3.7), є середнім значенням всіх відліків і не несе інформацію про форму пульсограми. Зазначимо, що кількість порівнянь зменшується тоді, коли спектр шаблону містить нульові або порівняно малі значення відліків. Наприклад, в спектрі типу 3 лише три вагомих відліки (див. табл. 3.2). Таким чином, у випадку вибору інтервалу визначення дискретної функції $N=3^2$ кількість порівнянь зменшується на величину від 11% до 67%, в залежності від типу пульсограми.

Теорія побудови узгоджених фільтрів може успішно використовуватися для порівняння медичних сигналів, що описують фізіологічний стан людини, з шаблонними сигналами. З точки зору діагностики стану людини у надзвичайних ситуаціях важливою є швидкість прийняття рішення. В цьому аспекті важливими та інформативними величинами є параметри пульсової хвилі.

Існуючі методи аналізу пульсових хвиль характеризуються недостатньою швидкістю з точки зору проведення експрес-діагностики та якнайшвидшого визначення критичного стану людини. Задача ускладнюється наявністю завад, спричинених властивостями органів і тканин, що оточують судини, а також особливостями вимірювання пульсу. Тому узгоджені фільтри на базі спектрального перетворення дискретних сигналів можуть бути ефективно застосовані саме для швидкого діагностування фізіологічних станів за пульсограмами.

Імпульсні характеристики узгоджених цифрових фільтрів являють собою одну з ортогональних функцій. Нехай імпульсна характеристика фільтра являє собою деяку базисну функцію зворотного ОБ-перетворення $\varphi_d(v, x)$ при $v = p$. При надходженні на вхід фільтра функції $y_{in}(x) = \varphi_d(v, x)$ при $v = q$ реакція на виході $y_{out}(x)$ визначається виразом

$$y_{out}(x) = \begin{cases} 0, & p \neq q \\ N\varphi_r(p,x), & p=q \end{cases}. \quad (3.9)$$

Як видно з виразу (3.9), фільтр, узгоджений з базисною функцією зворотного перетворення, пропускає цю функцію без спотворень і не пропускає жодної іншої функції, тобто є оптимальним виділяючим фільтром, а при наявності завад – оптимальним виявляючим фільтром, що максимізує відношення рівня сигналу до середньоквадратичного рівня шуму [13].

Зазначимо, що послідовність кроків 1,2 обробки пульсограм залишається незмінною, а на 3-му кроці використовується узгоджена фільтрація.

В якості нормованої пульсограмм здорової людини, що відображає одне ударне биття пульсу, приймемо спрощену пульсограму (рис.3.5, а). Для обробки за допомогою узгодженого ОБ-фільтра її необхідно синхронізувати – нульовий відлік повинен відповідати першому максимальному значенню. (рис. 3.5, б). Тоді вигляд пульсограми буде відповідати базисній функції $\varphi_r(6, x)$ зворотного ОБ перетворення, а спектр буде містити лише один відлік $Y(6)$, (рис. 3.5, в).

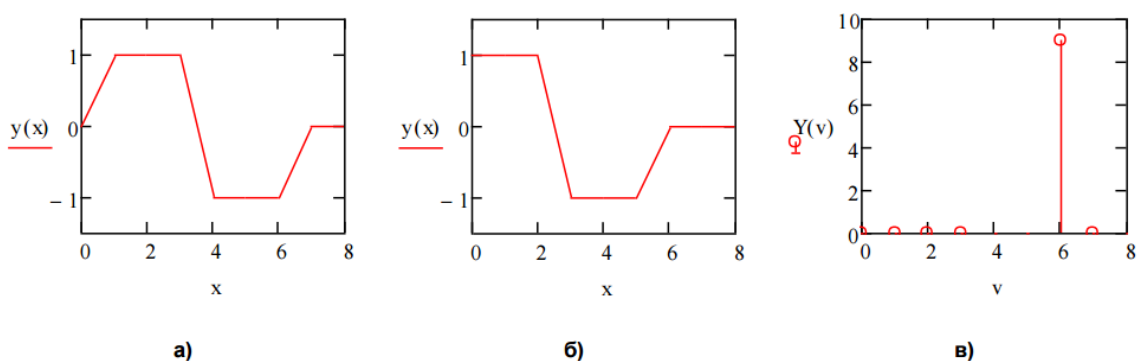


Рисунок 3.5 – Вигляд пульсограм (а,б) для експрес-діагностики та спектр пульсограми (в).

Імпульсна характеристика фільтра в цьому випадку визначається як $\varphi_r(6, x) = \{1, 1, 1, -1, -1, -1, 0, 0, 0\}$. Як показало моделювання роботи

узгодженого фільтра, його вихідний сигнал дорівнює N при надходженні сигналу (рис. 3.5, б) чи наближатися до цієї величини при незначних відхиленнях.

Розглянутий спосіб узгодженої фільтрації використовує прості цілочисельні функції зі значною кількістю нульових елементів, внаслідок чого характеризується високою швидкістю та може використовуватися для діагностування фізіологічного стану в режимі реального часу.

У підрозділі була показана перспективність застосування спектрального аналізу дискретних функцій з модульним аргументом в системах моніторингу біотелеметричної інформації про стан людини для прискорення обробки медичної інформації. Використання перетворення в орієнтованому базисі має наступні переваги: при завданні інтервалу визначення дискретних функцій, кратного 3, базисні функції перетворення приймають лише цілі значення, що дозволяє при їх практичній реалізації використовувати недорогі цілочисельні мікроконтролери, а алгоритми обробки на основі ОБ-перетворення характеризуються більшою швидкістю і точністю.

На базі ОБ-перетворення розроблено швидкодіючі методи обробки біометричної інформації класифікації пульсограм за ОБ-спектрами та експрес-діагностика стану людини на базі узгоджених фільтрів. Запропонований спосіб класифікації пульсограм дозволяє зменшити кількість порівнянь відліків від 11% до 67 %. Процедура обробки при експрес-діагностиці найбільш швидкодіюча і містить лише одне порівняння, проте потребує синхронізації нульового відліку з максимальним значенням вхідного сигналу.

4 ОХОРОНА ПРАЦІ

4.1 Методи менеджменту системою охорони здоров'я за допомогою телемедичних систем

Метод керування професійними знаннями в територіальній системі охорони здоров'я за допомогою телемедичних технології складається з наступних етапів:

- I етап – аналіз звертань за телемедичними консультаціями;
- II етап – визначення питомої ваги звертань за телемедичними консультаціями на першому й другому рівнях системи «абонент-консультант»;
- III етап – виявлення й аналіз залежностей і тенденцій;
- IV етап – прийняття управлінських рішень.

Алгоритм використання методу наведений на рисунку 4.1.

Суть методу – це аналіз питомої ваги звертань за телемедичними консультаціями на двох рівнях системи «абонент-консультант», при цьому

кожний учасник може мати хірургічну або нехірургічну спеціальність (відповідно позначається в системі як «хірург» або «терапевт»).

Перший рівень являє собою взаємодію одного абонента й одного консультанта протилежних або тієї ж спеціальностей:

- абонент «хірург» - консультант «хірург»;
- абонент «хірург» - консультант «терапевт»;
- абонент «терапевт» - консультант «хірург»;
- абонент «терапевт» - консультант «терапевт»;

Другий рівень являє собою телеконсиліум – взаємодія одного абонента й декількох консультантів (мінімум двох):

- абонент «хірург» - консультанти «хірург», «хірург»;
- абонент «хірург» - консультанти «терапевт», «хірург»;
- абонент «хірург» - консультанти «терапевт», «терапевт»;
- абонент «терапевт» - консультанти «хірург», «хірург»;
- абонент «терапевт» - консультанти «терапевт», «хірург»;
- абонент «терапевт» - консультанти «терапевт», «терапевт».

Окремо можуть бути проаналізовані звертання лікарів загальної практики – сімейної медицини.

В процесі аналізу з'ясовують характер запитань, характер відповідей, внутрішньо та міжфахові взаємодії, професійні характеристики учасників; тобто з'ясовують відповідність юридичного кваліфікаційного рівня медичних працівників фактичному.

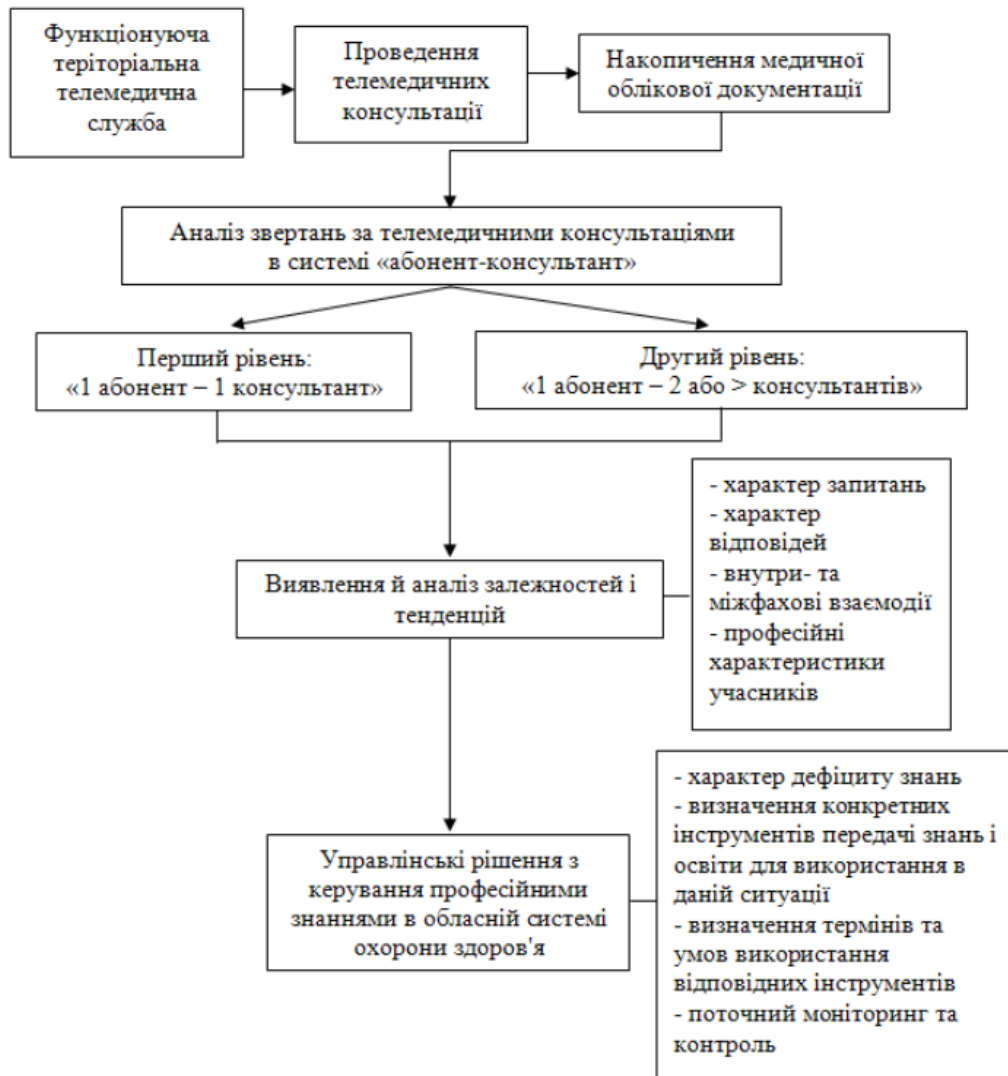


Рисунок 4.1 – Метод керування професійними знаннями в системі охорони здоров'я

На основі аналізу звернень виявляється колективний і/або індивідуальний дефіцит знань. Після цього формуються організаційні заходи, приймаються управлінські рішення, розробляються рекомендації з використання конкретних інструментів передачі знань і освіти в даній системі охорони здоров'я (обласний, міський), визначають терміни та умови використання відповідних інструментів, обов'язково здійснюються поточний моніторинг та контроль (як процесу, так і результату).

Розглянемо метод керування ресурсами та аудита діяльності лікувально-профілактичних закладів за результатами роботи телемедичної служби.

Суть методу керування ресурсами та аудита діяльності лікувально-профілактичних закладів за результатами роботи телемедичної служби полягає в накопиченні вибірки телемедичних консультацій з наступним аналізом окремих груп критичних елементів. Метод містить у собі наступні етапи:

- проведення телемедичних консультацій у рамках територіальної (обласної) служби з паралельним накопиченням бази даних матеріалів телемедичних консультацій;
- аналіз критичних елементів телемедичної консультації для визначення якісних і кількісних показників, рівнів, що характеризують територіальну (обласну) систему охорони здоров'я;
- накопичення аналітичного матеріалу (базису для прийняття рішень);
- прийняття управлінських рішень (інфраструктурних, медико-і кадрово-професійних, методичних).

Алгоритм використання методу наведений на рисунку 4.2.

Критичні елементи телемедичної консультації. Матеріали типової телемедичної консультації містять інформацію, що дозволяє оцінити діяльність лікувально-профілактичних установ (як абонентських, так і експертних) в цілому та їхніх окремих представників зокрема, виявити проблемні точки, підготувати аналітичну інформацію – базис для прийняття управлінських рішень. Нами визначені наступні елементи телемедичної консультації, критичні для підтримки управлінських рішень в обласній системі охорони здоров'я:

- а) запит абонента:
 - характеристики лікаря-абонента (спеціальність, посада, стаж роботи);
 - характеристики пацієнта (стать, вік, соціальний стан, вид нозологій, тривалість захворювання й т.д.);
 - тип питань (діагностика, лікування, транспортування й т.д.);
 - вид переданих даних (радіологічні зображення, електрограми й т.д.).

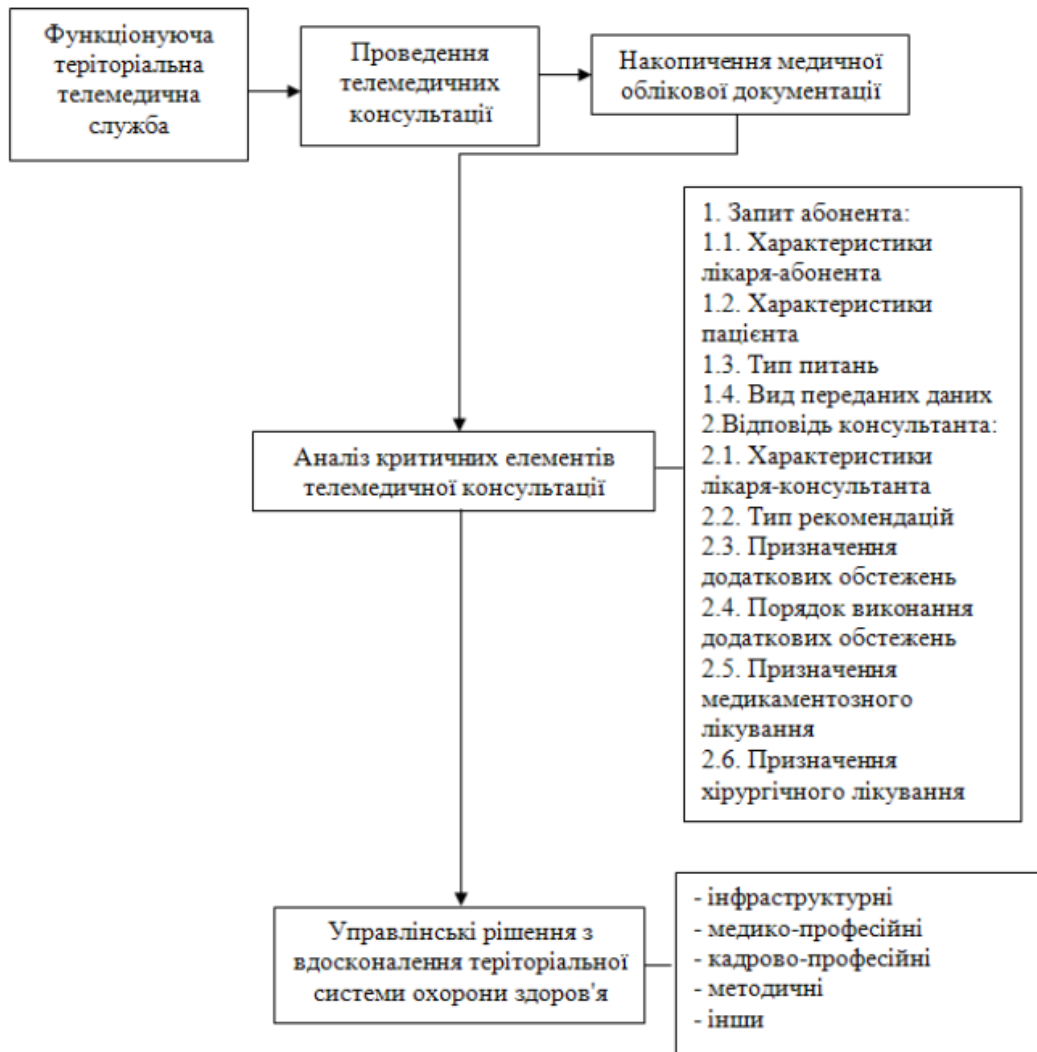


Рисунок 4.2 – Метод керування ресурсами та аудита діяльності лікувально-профілактичних закладів за результатами роботи телемедичної служби

б) відповідь консультанта:

- характеристики лікаря-консультанта (спеціальність, посада, стаж роботи);
- тип рекомендацій (формулювання діагнозу, консервативне або хірургічне лікування, реабілітаційні заходи й т.д.);
- призначення додаткових обстежень (радіологічних, лабораторних, інструментальних і т.д.);
- порядок виконання додаткових обстежень (за місцем первинного звернення, у вищому ЛПЗ (амбулаторно або з госпіталізацією);

- призначення медикаментозного лікування (види й групи фармпрепаратів, дозування, контроль ефективності, профілактика побічних ефектів);

- призначення хірургічного лікування (вид і рівень складності хірургічної операції, місце проведення, підготовчі заходи, особливості післяопераційного періоду).

Аналіз критичних елементів, накопичення аналітичного базису, прийняття управлінських рішень.

Інфраструктурні рішення – аналіз елементів 1.2, 1.4, 2.3, 2.4, 2.5. У результаті аналізу визначаються:

- рівень потреби в окремих видах діагностичних досліджень (у даній ЛПУ, адміністративному районі, населеному пункті й т.д.);

- якість діагностичної роботи профільних підрозділів;

- відносний рівень доступності діагностичних послуг певним групам населення, територіям і т.д.;

- рівень територіальної потреби в певних групах і видах медикаментозних препаратів.

На основі отриманих результатів можуть бути ухвалені рішення, спрямовані на:

- раціональне розміщення діагностичної й хірургічної апаратури;

- розгортання на певних територіях окремих видів діагностичних служб (радіологічної, лабораторної);

- оптимізацію діяльності аптечних служб;

- удосконалення транспортної системи;

- проведення протиепідемічних заходів.

Медико-професійні рішення - аналіз елементів 1.2, 2.4, 2.5, 2.6. У результаті аналізу визначаються:

- відповідність надаваної медичної допомоги національному й міжнародному клінічному протоколам, вимогам доказової медицини;

– коректність індивідуального підбора й дозування фармацевтичних препаратів.

По суті, проводиться аудит професійної діяльності, у результаті якого формулюються висновки про якість лікувально-діагностичної роботи. На основі отриманих результатів можуть бути ухвалені рішення, спрямовані на:

– забезпечення необхідного рівня медико-санітарної допомоги шляхом виконання доказових клінічних протоколів;

– забезпечення безпеки лікування;

– контроль використання, ефективності й безпеки фармацевтичних препаратів.

Кадрово-професійні рішення – аналіз елементів 1.1, 1.3, 2.1. У результаті аналізу визначаються:

– реальна потреба даної ЛПУ, адміністративного району, населеного пункту й т.д. у фахівці конкретного профілю;

– відповідність кадрового складу обсягам і видам виконуваної роботи;

– рівень професійної підготовки.

На основі отриманих результатів можуть бути ухвалені рішення, спрямовані на:

– оптимізацію кадрової політики, раціональний розподіл трудових ресурсів;

– керування професійними знаннями;

– навчання (підвищення кваліфікації) персоналу й/або окремих співробітників.

Методичні рішення – сумарний аналіз елементів телемедичної консультації. У результаті аналізу визначаються:

– рівень і динаміка звернень за телемедичними консультаціями;

– якість оформлення облікової документації;

– особливості підготовки інформації для телемедичних консультацій;

– потреба в розвитку окремих напрямків клінічної телемедицини (телерадіології, теле-ЕКГ, телепатології й т.д.).

На основі отриманих результатів можуть бути ухвалені рішення, спрямовані на:

- підвищення рівня медико-санітарної допомоги;
- покращення та вдосконалення організації медико-санітарної допомоги;
- оптимізацію телемедичної діяльності;
- підвищення якості роботи лікувально-діагностичних служб та їх окремих працівників.

ВИСНОВКИ

В ході кваліфікаційної роботи було проведено розробку та аналіз біотелеметричної системи обробки інформації.

Обґрунтовано актуальність та новизну біотелеметрії як області РЕА, її важливість в сучасному світі. Розглянуті принципи побудови різноманітних ТМС, їх особливості, переваги на недоліки. Порушені такі проблеми, як

несумісність біопотенціалів, методи їх реєстрації, та порушення і похибки в системах, до яких вони призводять. Проаналізовано виникнення імпульсних перешкод та сигнальних шумів у системах, методи їх усунення.

Розраховано ТМС за методом попередньої обробки цифрових даних, отриманих під час реєстрації температури біологічного об'єкта на прикладі пірометра, який дає змогу усунути в корисному сигналі флуктуаційні шуми та імпульсні перешкоди. У результаті дослідження і застосування до реєстрованих даних температури методу двовимірного сканування для усунення імпульсних перешкод, флуктуаційних і геометричних шумів, вдалося виявити й усунути випадкову складову сигналу (шум), викликану флуктуаціями приймача теплового випромінювання.

Продемонстрована перспективність використання спектрального методу обробки біотелеметричної інформації. Розроблено швидкодіючі методи обробки біометричної інформації класифікації пульсограм за ОБ-спектрами та експрес-діагностика стану людини на базі узгоджених фільтрів. Запропонований спосіб класифікації пульсограм дозволяє зменшити кількість порівнянь відліків від 11% до 67 %.

ПЕРЕЛІК ДжЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. ДСТУ 3008-15. Документація. Звіти у сфері науки і техніки. Структура і правила оформлення [Текст]. – Введ.22.06.2015. – К.:ДП«УкрНДНЦ», 2015.

2. Телемедицина в системі організації та менеджмента охорони здоров'я [Електронне видання] : А.В. Владзимирський – Донецьк – 2012.

3. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://www.wiki.uk-ua.nina.az/%D0%91>
- 4 Розвиток динамічної біорадіотелеметрії: ключові історичні події [Текст] : А.В. Владзимирський – 2021.
5. Спірідонов І.В. Біотелеметрія: Аналіз і перетворення біологічних сигналів [Текст] –2007.
6. Дослідження електричної активності головного мозку. [Текст] / Н.В. Зв'язочкіна. Каразан. Університет – 2014.
7. Основи ЕКГ для клініцисту. / А.П. Баранов, А.В. Струтинський [Текст] – Школа електрокардіографії – 2004.
8. Клінічна електрокардіографія за Голбергом [Текст] : А.Л. Голберг, З.Д. Голуб, А.В. Швікін – ГЕОТАР-медіа – 2016.
9. [Електронний ресурс] – Режим доступу: <https://studfile.net/preview/4193728/page:35/>
10. Теорія біопотенціалів. Методи реєстрації біопотенціалів [Текст] / В.Ю. Чаговець – 2006.
11. Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань. [Текст] / С.К. Мещанінов, В.М. Співак, А.Т. Орлов Київ – 2016.
12. Видалення шумів на основі нелінійних алгоритмів. [Текст] / І.В. Апальков, В.В. Хрящев – 2007.
13. Введення в цифрову обробку сигналів. [Текст] / С.Б. Лукін – 2002.
14. Перетворення дискретних сигналів на кінцевих інтервалах в орієнтованому базисі. [Текст] / В.Я. Жуйков, Т.А. Терещенко – 2003.
15. Принципи формування діагностично значучих ознак ритмічної структури пульсового сигналу. [Текст] / А.А. Десова, Ю.С. Легович, О.С. Разін – 2014.