

А.Я. Кулик, В.В. Мотигін,

Я.А. Кулик, Б.П. Книш

Телемедицина.

Комп'ютерні системи та

інформаційні технології

Міністерство охорони здоров'я України
Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова

**Кулик А.Я., Мотигін В.В.,
Кулик Я.А., Книш Б.П.**

ТЕЛЕМЕДИЦИНА. КОМП'ЮТЕРНІ СИСТЕМИ ТА ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ

Монографія

Вінниця
ВНМУ
2020

УДК 621.3
ББК 32.811.2
К70

Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного медичного університету ім. М.І. Пирогова Міністерства охорони здоров'я України (протокол № __ від __ «_____» 2020 р.)

Рецензенти:

О.В. Власенко, доктор медичних наук, професор

Р. Н. Квєтний, доктор технічних наук, професор

К.О. Чалий, доктор фізико-математичних наук, професор

**Кулик А.Я., Мотигін В.В., Кулик Я.А., Книш Б.П. Теле-
K 70 медицина. Комп'ютерні системи та інформаційні техно-
логії / Монографія. – Вінниця: ВНМУ, 2020. – 293 с.**

ISBN

В монографії розглядаються теоретичні засади і практичні аспекти забезпечення телемедицини в сучасних умовах. Призначена для магістрів, аспірантів та наукових працівників.

УДК 621.3
ББК 32.811.2

ISBN

© А. Кулик, В. Мотгін,
Я.Кулик, Б. Книш 2020

Зміст

Вступ	6
1. Узагальнені принципи побудови телемедичних систем	7
1.1. Історія розвитку інформаційних технологій в медицині і телемедицини як їх складової частини	8
1.2. Мережні технології в медицині і побудова телемедичних систем	16
1.3. Досвід практичного застосування телемедичної інформаційної технології	47
2. Процесорні засоби реєстрації електрокардіограм та електроенцефалограм для телемедичних систем	58
2.1. Фіксація інформації при різних режимах реєстрації даних	58
2.2. Реєстрація даних електрокардіограми та електроенцефалограми, їх фільтрація та підготовка до передавання	64
3. Передавання телемедичних даних каналами зв'язку	88
3.1. Аналіз можливостей заводозахищеного кодування даних у телемедичних системах	88
3.2. Методи побудови пристроїв передавання інформації для телемедичних комп'ютерних систем	111
3.2.1. Система передавання інформації з використанням вейвлет-функцій	113
3.2.2. Підвищення швидкості передавання інформації	122
3.2.3. Адаптація системи передавання до параметрів каналу зв'язку з визначенням швидкості передавання та потужності сигналів	130
3.2.4. Адаптація пристрою передавання інформації до параметрів каналу в умовах його несиметричності	141
3.2.5. Передавання інформації в умовах кодування з повторюванням і арбітражем	149
3.2.6. Передавання інформації в умовах інформаційної	

адаптації системи передавання до параметрів каналу зв'язку	159
4. Підходи до реалізації технічних засобів телемедицини	172
4.1. Однокристальні мікроконтролери	172
4.1.1. Однокристальні мікроконтролери корпорації Atmel ..	173
4.1.2. Однокристальні мікроконтролери компанії Texas Instruments	184
4.1.3. Орієнтація на вибір аналого-цифрового перетворювача	198
4.2. Медичні середовища	204
4.2.1. Хмарне середовище Cisco HealthPresence	204
4.2.2. Використання доповненої, віртуальної та змішаної реальності (AR/MR/VR) для охорони здоров'я	213
4.3. Особливості комп'ютерних технологій в галузі стоматології	227
4.4. Інтернет для речей в охороні здоров'я	238
4.5. Медичні датчики	245
4.6. Створення рішень в галузі охорони здоров'я за допомогою інноваційних технологій Texas Instruments	255
Література	272

Вступ

Сучасний рівень розвитку медицини і біології передбачає широкий розвиток телекомунікаційних засобів із застосуванням комп'ютерних систем та інформаційних технологій. Це відзначається складністю не лише окремих апаратних і програмних компонентів, але й технологій, концепцій, ідей, на яких вони базуються.

Пропонована монографія присвячена базовим знанням під час побудови та експлуатації телемедичних систем з урахуванням набутого досвіду їх експлуатації та особливостей мережних технологій.

Розглядаються процесорні засоби реєстрації медичних та біологічних даних із застосуванням різних режимів та алгоритмів.

Подаються різноманітні алгоритми адаптації для передавання даних з метою вибору оптимальних режимів при складних умовах зв'язку. Це дозволяє передавати дані із максимальною швидкістю при завданій вірогідності збереження інформації.

Розглядаються найбільш розповсюджені однокристальні мікроконтролери провідних фірм і пропонуються рекомендації щодо їх конкретного використання. наводяться сучасні хмарні мережні технології із поданням конкретних прикладів їх використання.

Головною задачею книги є вироблення логічного мислення для побудови телемедичних комп'ютерних систем та інформаційних технологій на базі комп'ютерної техніки та однокристальних мікроконтролерів.

Автори сподіваються, що монографія буде корисною для молодих вчених і аспірантів медичного профілю, а також фахівців інженерного профілю в галузі розроблення медичного обладнання, і будуть вдячні за висловлені зауваження.

1. Узагальнені принципи побудови телемедичних систем

Різноманітність умов, в яких знаходиться людина, а також індивідуальність її організму, не дозволяють в повному обсязі отримати медичну допомогу в конкретному місці і в конкретний час. Таким чином, виникає необхідність об'єднання знань у природній, технічній, суспільній та інших галузях для досягнення цієї мети. Базою такого об'єднання став новий інтегрований напрямок – телемедицина.

Цей термін був введений до медичної літератури в 1974 році R.G. Mark [1]. В різних джерелах наводяться багато визначень [2 – 11]. Всі вони підкреслюють, що телемедицина використовує технічні засоби для надання медичної допомоги на відстані. Комітет Інституту медицини США запропонував визначення [12]:

Телемедицина – використання інформаційних і комунікаційних методів для забезпечення медичної допомоги у тих випадках, коли особи, які її надають, знаходяться на відстані від хворого.

При цьому, в тому самому звіті, присвяченому оцінці клінічного застосування телемедицини відзначено [13]: “Телемедицина містить в собі всі клінічні, навчальні, інформаційні та адміністративні служби системи охорони здоров'я, що можуть діяти на відстані за допомогою методів телекомунікації”. Існує ще одне визначення, що докладно визначає принципи побудови телемедичних систем [14]:

Телемедицина – сукупність впроваджуваних, вбудовуваних до медичних інформаційних систем принципово нових засобів і методів оброблювання даних, що об'єднуються у цілісні технологічні системи, що забезпечують створення, передавання, зберігання і відображення інформаційного продукту (даних, знань) з найменшими витратами з метою проведення необхідних і достатніх лікувально-діагностичних заходів, а також навчання, для всіх, хто їх потребує, в потрібному місці в потрібний час.

Як видно з наведеного, на сучасному етапі розвитку медицини, доцільно розглядати телемедицину не як окрему галузь науки, а як перспективну інформаційну технологію в галузі охорони здоров'я.

1.1. Історія розвитку інформаційних технологій в медицині і телемедицини як їх складової частини

Важко визначити коли засоби телекомунікацій почали використовуватись в різних галузях. Про можуть свідчити джерела художньої літератури, в тому числі ті, які претендують на історичність. Можна лише пригадати, що під час епідемій, що спалахували в Європі і на півдні Росії, дані передавалися за допомогою геліографів та димів багать [14]. Пізніше у Франції широко використовувався механічний телеграф. Під час Громадянської війни у Північній Америці теж застосовувався телеграф.

В 1860 році природознавець Антоніо Меуччі опублікував статтю в італійській газеті Нью-Йорка, в якій розповів про свій винахід *Teletrofono*, спроможний передавати звуки електричними дротами. Він планував його запатентувати в 1871 році, але зробити цього не зміг. В 1861 році німецький фізик та винахідник Йоган Філіп Рейс продемонстрував пристрій *Telephone*, який мав змогу передавати дротами музичні тони та людську мову. Телефон, запатентований в 1876 році Олександром Белом, називався «телеграф, що розмовляє». Довжина лінії зв'язку не перевищувала 500 м. Довгий час саме Бел вважався винахідником телефону і лише 11 липня 2002 року Конгрес США резолюцією 269 визнав право винаходу телефону за Антоніо Меуччі. В березні 1876 року Олександр Бел отримав патент, а вже в червні продемонстрував свій апарат у Філадельфії. З тих пір винахід удосконалювався. Але немає сумніву, що його одними з перших почали використовувати медичні працівники і роблять це до сьогоднішнього дня.

Літературні джерела свідчать, що під час Російсько-Японської, а потім і першої світової війни широко використовувались засоби теле-

комунікацій для передавання даних щодо загиблих і поранених, в тому числі і засоби радіозв'язку. В усіх подальших війнах і військових конфліктах широко використовувались радіостанції, в тому числі для медичного забезпечення військ.

Темпи розвитку засобів обчислювальної техніки та телекомунікацій сьогодні настільки стрімкі, що теоретичні та практичні завдання галузей науки не встигають за можливостями їх реалізації. Цей процес активно розпочався в середині минулого сторіччя і продовжується по сьогоднішній день.

Так в 60-роки минулого сторіччя В.М. Глушков запропонував сімейний комп'ютер – прототип сьогоднішнього персонального [15]. Н.М. Амосов, видатний кардіохірург приблизно в ці часи запропонував стандартизовану історію хвороби, орієнтовану на електронно-обчислювальні машини. Чудовий хірург В.І. Бураковський запустив першу в світі автоматизовану систему відстежування стану хворого та інформаційно-консультативний алгоритм підтримки прийняття рішень лікарем на базі побудови математичних моделей. В цей самий час П. Осборн в Сан-Франциско використовує міні-ЕОМ для лікування важкохворих. Д. Кирклін разом з Л. Шепардом в Алабамі на базі приліжкової міні-ЕОМ реалізують алгоритм лікування гострої серцевої недостатності. Потрібно також згадати ЗДАС (ОГАС) – загальнодержавну автоматизовану систему, запропоновану В.М. Глушковым. Ця система в масштабі держави повинна була вирішувати задачі автоматизованого управління з використанням математичного апарату ТАУ (теорії автоматичного управління) та математичної кібернетики. Як її складову частину Л. Судариков запропонував автоматизовану систему управління (АСУ) «Охорона здоров'я».

Вперше телемедична інформаційна технологія була застосована 22 березня 1905 року [16], коли Вільгельм Ейтховен, професор фізіології Лейденського університету, винахідник електрокардіографії, нобелівський лауреат здійснив трансляцію нормальної електрокардіограми зі своєї домашньої лабораторії до університетської клініки телефонним каналом на відстань 1,5 км. Саме він вперше використав пре-

фікс «теле», визначивши, що процедура здійснюється на відстані. В 1906 році результати були опубліковані [17].

В 1937 році у Львові опублікована стаття в якій сказано, що впродовж 2 останніх років у відділенні інфекційних захворювань систематично проводились телеелектрокардіографічні обстеження. Хворі перебували у відділенні, а результати обстежень серця передавались на 500 м до Інституту патології. Обстеження ці проводились спільно з професором Франке [18]. Подяки заслужують вчені, які восени 2011 року знайшли цю інформацію в архівах [16].

Окремо постає питання інформаційно-технічного забезпечення телемедичних технологій пілотованих космічних польотів [19]. В цій роботі докладно розглянуті основні кроки розв'язання цієї проблеми. Деякі джерела в цьому віддають пріоритет NASA [14], але безперечним лідером був СРСР.

В 1958 році вперше прозвучали слова щодо використання обчислювальних машин в медицині [20]. В.В. Парін був куратором і учасником всіх проектів створення радіоелектронних приладів для космічної медицини. У статті, опублікованій в 1965 році [21] перші два розділи присвячені технічним засобам і методам кардіологічних досліджень в космосі. В зв'язку з необхідністю передавання фізіологічних сигналів у вигляді дискретних підрахунків каналами зв'язку розглядаються питання космічної біотелеметрії. Наведені зразки телеметрично отриманих записів електрокардіограми, сейсмокардіограми, пневмограми, сфігмограми. Крім цього, обговорюються питання конструкції датчиків та електродів, проблеми їх закріплення на тілі людини та тварини, оброблювання та аналізу отриманих даних. У монографії, яка була видана в 1967 році [22], методам дослідження в космосі присвячена окрема глава.

Важливим кроком було застосування засобів обчислювальної техніки в космічній кардіології. Одним з перших заходів в цьому стало розроблення методів математичного аналізу серцевого ритму. В перших польотах було виявлено «космічну аритмію» у тварин та людей. Оброблювання і аналіз динамічних рядів кардіоінтервалів з використанням математичного апарату вимагало використання електрон-

но-обчислювальних машин. Спеціальна доповідь [23] була зроблена в 1965 році саме з цього питання. Після цього було поставлені завдання створення спеціалізованих бортових ЕОМ не лише для оброблювання і аналізування фізіологічних записів, але й для діагностування імовірних захворювань. Для цього була запропонована широка програма розвитку методів фізіологічних вимірювань на базі глобального використання засобів електроніки та обчислювальної техніки.

В.В. Парін та Р.М. Баєвський в 1963 році [24] окреслили, що космічна медицина використовує останні досягнення науки та техніки, в тому числі і кібернетики. Але в перспективі використання математичних методів не повинно обмежуватись лише оброблюванням зареєстрованих на борту даних, але й реалізовувати задачі математичного прогнозування. Позитивний результат може дати використання теорій автоматичного управління і регулювання для розроблювання замкнених екологічних систем для забезпечення тривалих космічних польотів. В них передбачається моделювання природних матеріально-енергетичних зв'язків організму людини із земною природою на базі створення штучних тваринно-рослинних співтовариств, до яких входять і люди. Розглянуті певні питання медицини і техніки [25] показали, що біологічні експерименти в космосі були дуже важливі для розвитку медичних та біологічних вимірювань на борту корабля. Але, якщо раніше застосовувались методи, взяті з земної практики і адаптовані до відповідних умов, то тепер постає задача розроблення принципово нових, таких як сейсмокардіографія.

Поєднання наукових галузей медицини і кібернетики викликало появу принципово нового напрямку – медичної кібернетики [26]. В монографії послідовно розглядаються основні розділи медичної кібернетики, пов'язані з розглядом живого організму як кібернетичної системи, з використанням кібернетичних методів для аналізу інформації, діагностики і автоматизації досліджень. При цьому медична кібернетика розглядається як важливий фактор пізнання фундаментальних закономірностей функціонування здорового і хворого організму, створення принципово нових методів і засобів оцінки стану організму і ефективності лікувально-профілактичного впливу. Проблеми кібер-

нетики тісно пов'язані з розробленням нових методик, в тому числі математичного аналізу серцевого ритму, вперше використаного у космічній медицині, а потім широко розповсюдженого. Кожний живий організм можна розглядати як складну адаптивну систему. Тому велике значення має теорія автоматичного управління для живих організмів при використанні в медицині і фізіології.

Дуже важливим аспектом є процедура передавання інформації, яка висуває жорсткі вимоги до приймально-передавального обладнання, каналів зв'язку, джерел живлення та датчиків, розташованих на тілі [27].

Під час освоєння космічного простору апаратура телемедичного контролю постійно вдосконалювалась [19]. Так, під час польоту Юрія Гагаріна реєструвались лише електрокардіограма та пневмограма. Здійснювався контроль стану космонавта поза сеансами зв'язку із передаванням даних на Землю. Під час третього та четвертого польотів («Восток-3» та «Восток-4») додатково реєструвались ще електроенцефалограма, електроокулограма та кожно-гальванічний ефект. Для дослідження серцево-судинної системи замість кінетокардіограми реєструвалась сейсмокардіограма. Багатоканальна бортова апаратура в реальному режимі часу під час сеансів зв'язку передавала на Землю великі обсяги зареєстрованих даних. Важливим додатком був магнітний реєстратор частоти пульсу і дихання під час спускання літального апарату, коли передавання даних неможливе. На кораблі «Восход-1» до складу екіпажу був введений лікар, що дозволило роз'єднати системи медичного контролю і наукових досліджень. Під час зльоту і спуску здійснювалася реєстрація показників вже усіх членів екіпажу, безперервний медичний моніторинг якого поза сеансами зв'язку теж здійснювався. Апаратура дозволяла реєструвати електроенцефалограму, електроокулограму, електродинамограму та рушійні акти написання. Фактично це була перша космічна лабораторія для вивчення координації рухів, м'язової сили та нейрофізіологічних досліджень. На кораблях типу «Союз» при роботі космонавта у відкритому космосі медичні дані передавались на борт за допомогою дротових або бездротових каналів, а потім на Землю.

У США сучасні телемедичні системи з'явилися в зв'язку із розробленням програм космічних польотів із людиною на борту [28]. Впевнившись, що лікарі на Землі можуть успішно контролювати фізіологічні функції астронавтів, що знаходяться у космосі, вчені та інженери NASA розробили складні біомедичні телеметричні та телекомунікаційні системи [29]. Першочергово вчених цікавили питання впливу невагомості на фізичні функції астронавтів. Вони досягли успіхів у постійному моніторингу таких показників як частота серцевих скорочень, тиск крові, дихання, температура. Зі збільшенням часу польоту вчені перейшли до розроблення систем медичного забезпечення, призначених для постановки діагнозу і гарантування медичної допомоги в умовах польоту при невідкладних випадках.

До 1974 року термін «телемедицина» не зустрічався. Замість нього використовувалися «телегнозія» (telegnosis), «телепсихіатрія» (telepsychiatry) або словосполученнями «консультація за допомогою телебачення», «діагноз за допомогою телебачення» [14]. Перша з таких робіт датується 1950 роком [30].

Великим стрибком для розвитку телемедицини стало винайдення телебачення. В 1964 році був встановлений перший інтерактивний відеозв'язок між психіатричним інститутом Омахи (штат Небраска) і шпиталем, який знаходився від нього на відстані 112 миль (Norfolk State hospital) [14]. Перша повномасштабна телемедична система була побудована в 1967 році і пов'язала медичний пункт Бостонського аеропорту із Массачутетською лікарнею. Під час випробувань і налаштування телемедичних систем фахівці впевнилися, що за їх допомогою можна як передавати на відстань графічні, текстові файли та інші дані, але й визначати і узгоджувати діагноз.

Протягом десятиріч телемедицина розглядалася лише в аспекті допомоги у прийнятті клінічних рішень, але удосконалення медичного обладнання і телекомунікацій дозволило забезпечити з боку експерта не лише надання порад, але й повноцінну участь у лікувально-діагностичних процедурах [31]. Цей новий етап розпочався наприкінці 90-х років і пов'язаний із розробленням і удосконаленням телехірургічних систем, що дозволило проводити дистанційні ендоскопічні ліку-

вальні та діагностичні маніпуляції. В 1993 році у Франції розпочато проект EUREKA Master, присвячений малоінвазивній хірургії з використанням роботів і телекомунікацій. Досягнення цього проекту в сенсі якості, реалістичності та безпеки передавання даних під час хірургічної операції стали засадами створення телехірургічної системи Zeus. 1996 рік вважається початком часу комп'ютер- або робот-асистуючої хірургії із використанням комп'ютерного інтерфейсу між лікарем та пацієнтом, що дозволяє передавати відповідні дані щодо руху на віддалений маніпулятор, який виконує безпосереднє фізичне втручання.

Після двох років експериментальних досліджень в 1999 році була проведена робот-асистуюча холецистектомія у людини. У 2000 році під керівництвом професора Жака Марсо (медичні аспекти) та Моджи Годоссі (технічні аспекти) розпочався проект «Operation Lindbergh». У 2001 році відбулась перша клінічна телехірургічна операція (ендоскопічна холецистектомія у 68-річної жінки). Пацієнтка знаходилась у Страсбургу, а хірург, який оперував, в Нью-Йорку. Телехірургічну операцію виконав професор Жак Марсо із асистентом професором Ганьє. Безпосередньо навколо пацієнтки знаходились доктори Лерой і Сміт. Тривалість втручання склала 45 хвилин, через 48 годин пацієнтку було виписано, у стандартні терміни наступило повне одужання [32 – 34].

Наприкінці 80-х років телемедицина використовується під час проведення військових операцій. Якщо раніше передавання даних здійснювалося телефонними каналами, то почали використовувати штучні супутники, за допомогою яких здійснюється зв'язок між віддаленими військовими підрозділами і центральною базою. При цьому важливим є використання переваг супутникового зв'язку в польових умовах. Якщо на передовій це неможливо, то в найближчому і віддалених тилах можна задіювати двобічний аудіозв'язок, передавати дані поранених із відеозображеннями і отримувати консультації за запитом, що надсилається до військового медичного центру вищого рівня ієрархії. Аналогічно здійснюється обмін медичними даними і в режимі екстремальних ситуацій.

За останні роки телемедицина досягла успіхів не лише у розвитку діагностичних процедур, методів лікування, реабілітації хворих, але й сприяла таким напрямкам як епідеміологія, санітарна просвіта, профілактика, клінічні дослідження, особливо під час проведення карантинних заходів, коли особисте спілкування фахівців між собою суттєво обмежено.

Але при цьому виникають певні проблеми, пов'язані в першу чергу із адміністративними негараздами:

- розуміння того, що телемедицина не є привілеєм лише багатих держав, а є жорсткою необхідністю у використанні всіма країнами;
- складність адміністративних заходів діагностування, пов'язаних із розподілом відповідальності, особливо в умовах обмеженості часу;
- відстороненість мешканців містечок та сіл не лише від кваліфікованої медичної допомоги, але й від останніх досягнень в галузі комп'ютерних і телекомунікаційних засобів;
- необхідність навчання не лише лікарів, але й хоча б середнього медичного персоналу останнім досягненням як в медицині, так і в комп'ютерній техніці, засобах телекомунікація, інформаційних технологіях та програмних продуктах, які мають безпосереднє відношення до виконання ними функціональних обов'язків;
- необхідність постійного оновлення не лише апаратури, але й програмного забезпечення, що пов'язано із суттєвими матеріальними витратами;
- необхідність засвоєння як лікарями, так і середнім медичним персоналом не лише адміністративних, але й специфічних технічних заходів забезпечення зберігання інформації, оскільки в більшості вона зберігається у комп'ютерних файлах.

Потрібно зауважити, що вищеперераховане стосується лише повсякденної роботи, а проведення клінічних і наукових досліджень крім наведених потребує задовільнення ще й важливих додаткових специфічних вимог.

Морально-етична та психологічна проблема стосується юридичної відповідальності лікаря. Деякі з них вважають, що використання телемедицини збільшує імовірність лікарської помилки і притягнення

його до відповідальності, коли технічні негаразди призвели до негативних наслідків або коли внаслідок неякісного зображення діагноз був поставлений неправильно. Інші, навпаки, вважають що телемедицина може забезпечити високоякісне медичне обслуговування і лікар буде нести відповідальність, якщо не зможе повністю використати всі можливості.

1.2. Мережні технології в медицині і побудова телемедичних систем

За останні роки високі темпи прогресу кардинально змінили техногенне середовище. Стільниковий зв'язок, Internet, мережні технології, мікроелектроніка, нанотехнології, принципово нові алгоритми оброблювання даних тощо надали медицині додаткові технічні можливості. При цьому для телемедицини виявляються новий потенціал. При цьому загальні принципи збирання та аналізування інформації практично не змінилися. Тепер телемедичні технології використовуються не лише у космонавтиці, але й у практиці охорони здоров'я і фізіологічних дослідженнях, причому ці напрямки активно розвиваються. Так само зберігся розподіл між науковими дослідженнями та медичною практикою, хоча час між впровадженням отриманих результатів наукових досліджень в практичну медицину і навчанням медичного персоналу може бути суттєво скорочений.

Медичну допомогу можна надавати як *в реальному масштабі часу*, так і *з відтермінуванням* [35] або *комбіновано*. В другому випадку може виникнути необхідність передавання аудіо-, текстових та графічних даних, фотографій, відеороликів, відеозображень тощо. Це надає можливість консультантам завчасно ознайомитись з матеріалами і підготуватись до спілкування, яке може здійснюватись телефоном, електронною поштою, в режимі відеоконференції чи за допомогою інших засобів. В першому випадку необхідна відеотрансляція, що до обладнання і каналів зв'язку висуває вимоги високої надійності і швидкодії. При комбінованому режимі консультант має змогу попередньо ознайомитись із необхідними матеріалами (історія хвороби,

фотографії, результати аналізів тощо), а потім в режимі реального часу відслідковувати хід оперативного втручання. В будь-якому випадку консультант спілкується із лікарем, а можливо і з пацієнтом, в інтерактивному режимі.

Досі не розв'язане принципове питання щодо того чи змінила телемедицина сам принцип надання медичної допомоги чи просто поширила доступ до неї. Фактом є те, що телемедицина не використовується для діагностики та лікування якихось певних хвороб. Вона не може запропонувати більше того, що лікар може зробити сам, але дозволяє суттєво скоротити частину навантаження лікаря, забезпечуючи спілкування на відстані. Більше того, порівняно із звичайними способами надання медичної допомоги, телемедицина має ряд обмежень, які пояснюються консультативно-діагностичним характером побудови її технічних засобів. За винятком лапароскопічної хірургії, певних напрямків психіатрії безпосереднє втручання в телемедицині неможливе, хоча в наукових дослідженнях при експериментах на тваринах здійснюють дистанційні операції з використанням роботів та маніпуляторів.

Деякі публікації [36 – 38] показують, що для певних груп хворих телемедицина реально може стати ефективним методом надання допомоги. Не всі процедури можна здійснювати дистанційно, тому особисте спілкування хворого із лікарем все ж є кращим.

Для конкретної реалізації надання телемедичних послуг пропонується декілька проектів. Одним з них є створення медичної соціальної мережі [39]. Звичайна соціальна мережа в середовищі Internet являє собою інтерактивний Web-сайт для багатьох користувачів, контент якого наповнюється самими учасниками мережі. Сайт являє собою автоматизоване соціальне середовище, яке дозволяє спілкуватися групі користувачів, об'єднаних спільним інтересом. Соціальна мережа направлена на побудову співтовариств людей зі схожими інтересами чи діяльністю. Медична соціальна мережа – аналог звичайної, створеної для поліпшення взаємодії між лікарями та пацієнтами з фізичними чи психічними захворюваннями для побудови і посилення соціальних зв'язків між учасниками. Але така мережа не може забезпечити кон-

фіденційності інформації, а знайшовши на одному з сайтів незнайомця, можна відслідкувати весь ланцюг проміжних знайомств, через яких з ними пов'язаний користувач.

Багато уваги приділяється теоретичним аспектам побудови телемедичних систем. Так, пропонується побудова когнітивних систем [40]. Такі системи формуються базі машин зі штучним інтелектом із реалізацією когнітивної функції, тобто спроможності пов'язування подій в часі та побудови інтерактивної просторово-часової моделі подій. Але, хоча телемедичні системи і повинні мати деякі ознаки штучного інтелекту, але все ж таки основною задачею повинна бути інформаційно-консультативна.

Пропонуються також концептуальні засади створення міжрегіональної телемедичної мережі, заснованої на принципах фрактальності [41]. Вважається, що з точки зору інформаційного і технічного забезпечення телемедична мережа багатопрофільної лікарні певним чином відбиває структурно-функціональну організацію межрегіональної телемедичної мережі. У її складі можна виділити декілька типів функціональних елементів, взаємодія яких створює телемедичну мережу. На підставі цього робиться висновок щодо розгляду концептуальної основи межрегіональної телемедичної мережі як певної фракталоподібної структури, де найменшої одиницею є телемедична система багатопрофільної лікарні. Так, математичний апарат описання фракталів відкриває широкі можливості для моделювання, але елементи фракталів можуть змінюватися за допомогою лише двох операцій (масштабування та обертання). Зрозуміло, що для описання організаційно-адміністративної структури закладів охорони здоров'я цього недостатньо.

За рядом ознак телемеханічні засоби не підпадають під категорію «мережі», але цілком задовольняють «системі». Їх структура повинна бути ієрархічною. За функціональним призначенням телемеханічні системи можна розподілити на *інформаційно-консультативні*, *інформаційні системи оцінки стану здоров'я населення* та *системи моніторингу стану здоров'я окремої людини*. Задачі, які ставляться

перед ними, в певному сенсі однакові, але мають деяку специфіку. Виходячи із суто медичних задач, перші з них повинні забезпечувати:

- 🖥️ доступ до бази даних, яка містить історію хвороби пацієнта та іншу медичну інформацію;
- 🖥️ обмін інформацією під час проведення діагностичних заходів;
- 🖥️ обмін медичними зображеннями як статичними (фотографії), так і динамічними (відеоролики);
- 🖥️ обмін медичними документами, як обліковими, так і звітними;
- 🖥️ обмін управлінськими документами;
- 🖥️ проведення on-line консультацій між співробітниками різних підрозділів (відділень, амбулаторій, медичних закладів тощо);
- 🖥️ конфіденційність всіх файлів, якими здійснюється обмін.

Умови сервісу накладають додаткові вимоги:

- 🖥️ можливість спілкування як у чаті, так і електронною поштою;
- 🖥️ можливість підтримання відеоспілкування в режимі реального часу (scure).

Рівень соціально значущих в різні вікові періоди, частота спадково-зумовленої патології і розповсюдженість захворювань, викликаних впливом факторів техногенного забруднювання навколишнього природного середовища в багатьох випадках визначають стан здоров'я населення, постійний контроль за яким можливий лише при здійсненні комп'ютерного моніторингу за різноманітними характеристиками [42]. До останнього часу інформаційні системи цього типу районного, міського і вищих рівнів будувались на засадах оброблювання вторинної статистичної інформації. Перехід до системи взаємопов'язаних інформаційних систем різного рівня із доступом до персоналізованих баз даних дозволив перейти до покрокового оброблювання і стиснення інформації відповідно до вимог кожного рівня прийняття рішення.

Комплексний підхід до інформатизації галузі охорони здоров'я на сучасному етапі передбачає сукупність інформаційно-телекомунікаційних технологій, які забезпечують отримання даних щодо динаміки індивідуального здоров'я людини, аналітичних даних щодо суспільного здоров'я, а також відомостей про діяльність медич-

них служб і закладів. В кожному медичному закладі повинна бути сформована власна база даних на засадах єдиного принципу побудови інформаційних систем на різних рівнях при універсальності медичних карт. Подальшим розвитком може бути формування на їх базі систем підтримки прийняття рішень із автоматизованими робочими місцями. Це можливо лише при використанні потужного математичного апарату теорії складних систем, автоматичного управління, імітаційного та математичного моделювання. Потенційно в базі даних може накопичуватись інформація від народження людини до його останніх днів.

Необхідно відзначити, що на сьогоднішній день телемедицина мало уваги приділяє питанням профілактики захворювань і вивченню ризиків розвитку хвороби у практично здорових людей. При цьому відсутній досвід телемедичних досліджень взаємодії організму з довкіллям, в тому числі і питань адаптації людини до впливу стресогенних чинників [43]. Організм людини необхідно розглядати як складну динамічну адаптивну систему, на яку впливають зовнішні фактори. В сучасних умовах це безперервні виробничі, соціальні, психоемоційні та інші фактори. З точки зору теорії автоматичного управління при цьому адаптація організму виявляється у зміні рівнів реагування окремих підсистем і введенні в дію механізмів регуляторів. Довкілля постійно впливає на всі функції організму. І.М. Сеченов відзначав, що організм без зовнішнього середовища, яке підтримує його існування, неможливий, тому до наукового визначення стану організму повинно входити і середовище, яке на нього впливає. І.П. Павлов вважав, що живий організм як система існує серед навколишньої природи лише завдяки неперервному врівноваженню цієї системи із довкіллям, тобто завдяки певним реакціям живої системи на зовнішні збудження. Ці формулювання цілком відповідають теорії автоматичного управління. Функціональні стани, при яких адаптація зберігається за рахунок напруження регуляторних систем, отримали назву донозологічних [44], оскільки вони передують розвитку патологічних станів у вигляді нозологічних захворювань.

Всі зміни довкілля викликають певні зміни в організмі, але сучасна медицина бере до уваги лише ті з навколишнього середовища,

які викликають патологічні вияви. Практично очікується поки сума різноманітних впливів досягне критичної величини і здорова людина перетвориться на об'єкт нозологічного діагностування, тобто встановлення діагнозу хвороби [43]. Але в останні роки все більшого визнання набуває донозологічне діагностування, яке вивчає зміни в організмі, які передують розвитку хвороби. І тут дуже важливим є врахування і вимірювання факторів навколишнього середовища. Розглядаючи єдність організму і довкілля, потрібно говорити про дозонологію як про науково-технічний напрямок, який віддзеркалює цю єдність.

В сучасних умовах технологія комп'ютерного моніторингу має забезпечувати повномасштабний контроль в різних перерізах за змінами у здоров'ї популяції (в територіальному і часовому аспектах) у віковій динаміці з урахуванням впливу різноманітних соціально-економічних та екологічних чинників [42].

Службу охорони здоров'я з точки зору побудови систем треба організовувати таким чином, щоб кожний пацієнт протягом життя спостерігався в різних закладах: жіноча консультація, пологовий будинок, дитячі та дорослі поліклініки, спеціалізовані центри, диспансери, стаціонари тощо. При цьому вся інформація повинна накопичуватись у персоніфікованій базі даних. Це усуне розсосередженість даних, коли вони зберігаються частинами в окремих медичних закладах. З урахуванням даних екологічного плану це дозволить забезпечувати профілактику екологічної патології та передбачення як стану здоров'я, так і можливого розвитку хвороб для кожної окремої людини з урахуванням взаємодії біологічних (в тому числі спадкових), соціальних, медичних, екосистемних та інших чинників. При цьому необхідні відомості персоніфікованої бази даних з урахуванням прав доступу і захисту інформації можуть бути надані лікарю певного рівня ієрархічної системи. Крім цього, такі бази даних дозволять проводити аналітичні оцінки стану здоров'я груп людей в просторовому і часовому аспектах для формування інтегрованої статистичної інформації.

Функціонально ієрархічна інформаційна система оцінки стану здоров'я населення повинна забезпечувати:

- моніторинг захворювань, зумовлених забрудненням довкілля як за окремими шкідливими хімічними речовинами, так і за інтегральним їх впливом;
- вибір захворювань, які можуть слугувати маркерами екологічних негараздів в конкретному регіоні;
- створення медико-екологічних баз даних за різними нозологічними групами з урахуванням адміністративно-територіального поділу;
- групування медико-екологічних даних для визначення зон з аналогічними рівнями забруднення;
- періодичне оцінювання взаємозв'язку рівня захворюваності дорослих і дітей з рівнем забруднення довкілля;
- медико-екологічне ранжування територій у відповідності до ризиків загрози здоров'ю;
- динамічний аналіз для виявлення випадкових та систематичних складових у даних захворюваності та для медичної оцінки ефективності природоохоронних заходів.

Принципи побудови системи моніторингу стану здоров'я окремої людини сформовані для умов космічних польотів і адаптовані до умов земної медицини. Особливо важливими такі системи є для забезпечення моніторингу хронічних хворих та для людей із тяжкими хворобами. Такі системи також доцільно використовувати в умовах військової медицини. Це мобільні системи, які пацієнт повинен мати при собі. Стаціонарні системи використовуються в лікарнях [45] і на відміну від мобільних не мають ваго-габаритних обмежень. Особливостями їх побудови є забезпечення наступних функцій:

- † забезпечення постійного контролю інформативних показників стану здоров'я конкретної людини;
- † періодичне передавання зареєстрованих даних для аналізу лікарем-куратором;
- † негайна сигналізація в критичній ситуації із повідомленням лікаря-куратора, а у випадку необхідності до найближчого посту швидкої допомоги;
- † підтримувати зв'язок із навігаційними системами (типу GPS) і в критичних ситуаціях передавати відповідні координати.

Сформульовані до систем вимоги дозволяють визначити ряд процедур, які є обов'язковими для реалізації:

- вимірювання фізіологічних параметрів пацієнта;
- підготовка медичної інформації для телеконсультування;
- проведення телеконсультацій;
- архівування і зберігання інформації;
- подання, візуалізація та інтерпретація даних;
- забезпечення конфіденційності інформації та її захисту в комп'ютерних мережах та інформаційних системах;
- передавання даних.

Ці процедури невід'ємно пов'язані одна з одною і не можуть реалізовуватись відокремлено.

В сучасних як клінічних, так і амбулаторних умовах широко застосовуються мікроелектронні засоби зняття медичної інформації, пов'язаної в першу чергу із **вимірюванням фізіологічних параметрів пацієнта**. Важливо підкреслити, що лікування пацієнтів стає індивідуалізованим [46]. Персоналізація та постійний моніторинг стану здоров'я пацієнтів вимагають постійного відстежування, кількісного оцінювання інформативних показників, прогнозування можливої зміни життєво важливих фізіологічних параметрів. Для вимірювання фізіологічних параметрів пацієнта й оцінювання стану його здоров'я безпосередньо до одягу та звичних для пацієнта прикрас (годинник, браслет тощо) можуть бути вмонтовані різні медичні сенсори. Це є зручним для мобільної системи моніторингу, оскільки одразу збираються дані щодо частоти пульсу і дихання, температури тіла, тиску. З цією ж метою розроблені фотоплетизмограф, сенсори кардіосигналів, акселерометр тощо. У клінічних умовах немає потреби у мікромініатюризації обладнання і задача значно спрощується. До відповідних датчиків підключаються вимірювальні прилади на базі однокристальних мікроконтролерів, які функціонально забезпечують реалізацію всіх необхідних процедур. Стандартні вимірювальні мікропроцесорні канали докладно описані в літературі [47] для різних режимів реєстрації даних [48].

Оскільки всі ці прилади є вимірювальними, одразу постає питання їх метрологічної атестації, інакше інформація, яку вони надають з розряду кількісної переходить до розряду якісної (на рівні «можливо так» або «можливо не так»). При цьому неминучими є помилки I та II роду, які визначають вірогідність контролю [47]. Але при цьому виникає ще одна проблема [15]. Некоректність початкових даних призводить до некоректності оцінювання стану хворих. Крім цього, в медицині використовуються емпіричні та непрямі формули моделювання, використання в яких невірогідних даних може викликати кумулятивний ефект. Статистичне оброблювання медичних даних зазвичай базується на малих вибірках, яке вимагає використання специфічних методів. Виходячи з вищевикладеного, обов'язково необхідно приділяти увагу таким технічним напрямкам як метрологія, стандартизація і сертифікація.

В теперішній час консультування є найбільш розповсюдженим телемедичним напрямком. Вищеперераховані телемедичні системи не обов'язково можуть бути фізично пов'язані між собою, але логічно та інформаційно це абсолютно необхідно. Системи моніторингу повинні бути прив'язані до інформаційно-консультативної телемедичної системи. Спільним для них всіх є єдина база даних, куди заноситься персоніфікована інформація з усіх джерел, а за необхідністю видобувається необхідна інформація для кожної з них. В літературі [49] існує визначення:

Телеконсультування – телемедична процедура, яка являє собою процес обговорення конкретного клінічного випадку абонентом і консультантом з метою надання висококваліфікованої невідкладної або планової медичної допомоги, причому абонент і консультант відділені територіально.

Аналогічно терміну «телеконсультування» використовуються також «віддалене консультування» та «дистанційне консультування».

Особливо актуальним є використання цієї процедури, коли лікар зустрічається з атиповими, рідкими або новими для нього захворю-

ваннями. За допомогою мережних технологій лікар потенційно може долучити в якості консультанта будь-якого колегу з будь-якої точки Земної кулі або зібрати віртуальний консиліум.

Для забезпечення телеконсультування необхідно будувати базову робочу станцію [49, 50].

Базова робоча станція телемедицини – комплекс апаратури і програмного забезпечення, який являє собою багатопрофільне і багатозадачне робоче місце фахівця з можливістю введення, оброблювання, перетворення, виведення, класифікації та архівування загальноприйнятих форматів клінічної медичної інформації і проведення телемедичних процедур.

Базова робоча станція обов'язково повинна проходити сертифікацію на захист інформації. Консультація може проводитись в реальному масштабі часу, з відтермінуванням або комбіновано залежно від конкретної ситуації.

Підготовка медичної інформації для телеконсультування. Всю медичну інформацію (історію хвороби, результати аналізів, рентгенограми, томограми, кардіограми тощо), що використовується для медичної консультації, необхідно подавати у цифровому вигляді. Для цього можна або використовувати комп'ютеризоване медичне обладнання для отримання первинних результатів досліджень одразу в цифровому вигляді або оцифрування результатів обстежень за допомогою сканерів, цифрових камер тощо. Отримані цифрові дані зберігаються у персоніфікованій базі даних у вигляді текстових або графічних файлів. Конкретних вимог до запиту немає, тому лікар сам повинен формувати його одному чи декільком консультантам, первинний пакет медичних даних, а за запитом надавати необхідну додаткову інформацію.

У повсякденній клінічній практиці можливе формальне чи неформальне **проведення телеконсультування**. В першому випадку здійснюється обмін інформацією між двома чи більше організаціями згідно заключному договору (на комерційній чи некомерційній осно-

ві). При цьому обов'язковим є оформлення протоколу в класичному паперовому чи електронному вигляді (із обов'язковим використанням технології електронного підпису). В другому випадку обмін інформацією відбувається між колегами з використанням сервісу мережних технологій (електронна пошта, чат тощо) і має характер звичайного спілкування, хоча за згодою сторін теж може бути оформлений відповідним протоколом. Можуть обговорюватися будь-які питання, які не протирічать загальнолюдській та медичній етиці: тактика лікування пацієнта, особливості та терміни хірургічного втручання тощо. Але всі дані, які стосуються пацієнта, повинні бути закриті від стороннього втручання. Зазвичай консультанту потрібен певний час для ознайомлення з медичними даними пацієнта, тому консультація може складатися з декількох сеансів.

В режимі реального часу телеконсультування здійснюється для надання ургентної (невідкладної) медичної допомоги. Для цього використовується режим зв'язку типу Scure, а до телекомунікаційного об'єднання висуваються досить жорсткі вимоги.

Під час підготовки сеансу телеконсультування лікар повинен чітко формулювати необхідні питання. Цей процес алгоритмізований з точки зору біотехнічних систем [51]. Основною властивістю біотехнологічної системи є адаптивність, зумовлена наявністю двох контурів (зовнішнього і внутрішнього). Зовнішній забезпечує можливість системі виконувати цільову функцію в умовах змінних впливів зовнішніх факторів. Внутрішній дозволяє модулям системи взаємно адаптуватися до зміну стану один одного, що викликано впливом як зовнішніх, так і внутрішніх факторів.

Алгоритмізація процесу діагностування передбачає два варіанти досягнення мети: прямий та диференціальний. Отримання прямого (обґрунтованого) діагнозу має за мету, що лікар, зібравши типові або патогномонічні симптоми, розглядає їх з точки зору лише однієї можливої хвороби. Сутність диференціального діагностування полягає в тому, що з переліку різних хвороб, що мають багато аналогічних симптомів, після встановлення відмінностей визначається та чи інша хвороба. Аналогічність симптомів хвороб передбачає, що кожний орга-

нізм має особливості, індивідуально реагує на зовнішні збурення і кожний з параметрів може визначатися лише в певних межах, з точки зору чистої техніки якісно («підвищена температура», «знижений тиск», «прискорене серцебиття» тощо).

З точки зору теорії алгоритмів під час розпитування хворого, аналізу даних щодо нього (об'єктивних і суб'єктивних) лікар має звертати на шлях диференціалізації і переглянути свої позиції у постановці прямого діагнозу. Свідомо чи підсвідомо лікар має пройти декілька етапів для остаточного формулювання діагностичного висновку [52], які теж повністю відповідають теорії алгоритмів:

- вибирається провідний, найбільш характерний і виражений симптом;
- отримується база симптомів для даного захворювання;
- порівнюються прояви імовірної хвороби із симптомами інших можливих хвороб;
- робиться висновок щодо підтвердження чи спростування попередньої гіпотези діагнозу.

Сформульовані основні принципи диференціації діагнозу:

- принцип суттєвої різниці;
- вилучення через протилежності;
- неспівпадіння ознак;
- порівняння повної симптоматології з картиною імовірної хвороби;
- встановлення подібності картини захворювання у конкретного хворого з конкретною хворобою і відмінністю її від всіх інших можливих хвороб, коли діагноз встановлюється шляхом вилучення інших малоімовірних.

Телемедицина в плані консультацій необхідна у випадках, коли в умовах невизначеності під час встановлення діагнозу без участі медиків-фахівців досягти результату неможливо. Основною перевагою групової оцінки полягає у можливості всебічного аналізу проблеми, оскільки знань та досвіду у групі експертів завжди більше ніж у одного фахівця. Вважається, що думка групи лікарів-експертів вірогідніша ніж думка одного окремого лікаря.

К. Ерроу сформулював основні умови коректного вибору (в даному випадку експертів) [53]:






- універсальність, що треба розуміти в сенсі достатньої можливості вибору експертів і можливостей визначення для всіх індивідуальних профілів пріоритету;
- наявність позитивного зв'язку суспільних та індивідуальних пріоритетів, при якому відкидання чи додавання однієї з альтернатив у індивідуальних пріоритетах не повинно змінювати направленості індивідуального пріоритету у відношенні до групового;
- незалежність непов'язаних альтернатив, при якій у випадку однаковості пріоритетів кожного експерта в декількох профілях, відповідні за альтернативами порядки пріоритетів групи повинні бути однакові для цих профілів;
- наявність суверенності експертів в сенсі відсутності нав'язаного співтовариством порядку пріоритетів;
- відсутність диктатури в тому сенсі, що не повинно бути одного експерта, пріоритети якого визначають пріоритети співтовариства, а інші члени впливають на вибір альтернатив лише у випадку відсутності до цього інтересу названого індивідуума.

Архівування і зберігання інформації. Широке застосування інформаційних технологій в галузі охорони здоров'я сприяє підвищенню якості надання медичної допомоги при зменшенні фінансових витрат [54]. При впровадженні інформаційних систем першочергово постають задачі забезпечення надійності збереження інформації щодо пацієнта, швидкого доступу до персоніфікованої бази даних, взаємобміну інформацією між лікувальними закладами проведення аналізу і формування статистичного звіту даних. Згідно досліджень економія часу медичного персоналу при веденні документації в електронному вигляді становить 63,4% [55]. При задіянні електронного документообігу час, що витрачається на розгляд документації і надлишкове збирання даних, скорочується на 50% [56]. Суттєво знижуються витрати часу на пошук даних попередніх обстежень пацієнта. До 15% ресурсів витрачається на пошук і збір попередніх даних [57]. Лікарі та медсестри витрачають до 25% часу на пошук необхідної інформації. Важли-

вою перевагою застосування інформаційних систем в галузі охорони здоров'я є можливість зменшення медичних помилок. Згідно звіту Американського інституту медицини, у США близько 44000 смертей за причину мають саме медичні помилки [58]. За його даними історія хвороби в електронному вигляді, яка забезпечує збирання, оброблювання та ефективно використання медичної інформації, дозволяє не лише збільшити ефективність надання медичної допомоги і зменшити вартість лікування, але й зменшити кількість медичних помилок [59].

Одним з напрямків зниження витрат на підготовку і впровадження медичних інформаційних систем є підтримка програм з відкритим кодом (Open Sours) [60]. Ці програми є у вільному доступі і всі бажаючі можуть їх використовувати. В літературі подаються переваги цього проекту [54, 61]. Це питання дискусійне, але якщо будь-хто у вільному доступі має змогу отримати дані пацієнта, то виникає проблема професійної таємниці, етики тощо.

Таким чином, реалізація інформаційної системи в цілому, дозволяє медичним працівникам і співробітникам:

-  оперативно отримувати повну інформацію щодо конкретного пацієнта;
-  на підставі комп'ютерних даних лікар може оперативно приймати обґрунтовані і своєчасні рішення;
-  скасувати процедуру ведення паперової документації, замінивши її комп'ютерною версією і скоротити час заповнення медичної документації і її пошуку;
-  вести контроль за ефективністю лікування і реабілітації пацієнта;
-  створити атмосферу довіри між лікарем і пацієнтом.

Обсяги медичної та біологічної інформації, що підлягають довготерміновому зберіганню, постійно збільшуються [62]. Особливо бурхливо зростають обсяги розшифрованої молекулярно-генетичної інформації, що підлягає довготривалому зберіганню [63]. Сучасні дослідження в галузі охорони здоров'я, в тому числі складних хвороб в плані генетики вимагають вивчення великих обсягів клінічної інформації та генетичних даних, які характеризують індивідуальні особливості організму.

Проблема зберігання персоніфікованої медичної інформації пацієнта ускладнюється рядом супутніх чинників [64]:

- ✓ юридичним захистом конфіденційної інформації;
- ✓ великим її обсягом, особливо при зберіганні графічних файлів;
- ✓ неоднорідністю структури бази даних.

Основною проблемою є саме остання, оскільки історія хвороби, кардіограми, енцефалограми, рентгенограми, томограми, результати УЗД та інші, зафіксовані медичним обладнанням можуть формуються у стандартизованому вигляді, а інші – в довільному (наприклад пояснення лікаря), хоча вони можуть бути дуже важливими. Розробки в галузі офісної техніки як обладнання, так і програмних продуктів дозволили хоча б частково вирішити цю проблему. Дослідники відзначають, така документація як в електронному, так і в паперовому вигляді є надзвичайно важливим матеріалом, який потребує довготривалого зберігання із можливістю оперативного доступу до них. Неможна обмежувати зберігання цієї інформації стандартним терміном 10 – 15 років [65]. Важливість довготермінового зберігання медичної та біологічної інформації у вигляді персоніфікованих баз даних відзначалася од початку створення інформаційних систем. Стандарти збереження медичної інформації передбачають гарантованість її цілісності і максимально оперативного доступу. Ще у 80-х роках минулого століття був розроблений уніфікований формат зберігання та передавання медичних образів DICOM (Digital Image and Communication in Medicine), який визначає створення, збереження, передавання та візуалізацію результатів рентгенівських, ультразвукових, томографічних досліджень та різних документів. Побудова системи PACS (Picture Archiving and Communication Systems) для роботи з ними, призвела до суттєвого збільшення обсягу інформації, що отримується під час клінічних досліджень і має зберігатися.

Необхідність раннього виявлення і надійного діагностування хвороб призвело до різкого збільшення кількості досліджень і, внаслідок цього, кількості зображень, що формуються при кожному обстеженні. Збереження, передавання та аналіз такої кількості інформації часто стає великою проблемою. У табл. 1.1 наведені умовні середньо-

статистичні дані про кількість проведених досліджень за рік, розміри та кількість фотозображень при одному дослідженні в середньому європейському центрі променевої діагностики. За рік може накопичитися більше ніж 10 Тбайт даних.

Наступним кроком при оброблюванні і зберіганні медичних зображень стало створення розподіленої PACS-системи, призначеної для створення єдиного інформаційного простору даних, отриманих під час радіологічних обстежень пацієнтів, для всіх лікувальних установ регіону за умови уніфікації паспортної реєстрації, протоколів взаємодії PACS-систем у ієрархічній структурі та організації доступу користувачів в межах їх компетенції.

Таблиця 1.1 – Обсяг інформації при проведенні променевої діагностики [66]

Тип дослідження	Обсяг зображення (Кбайт)	Кількість досліджень за рік	Кількість зображень для одного дослідження	Обсяг даних за рік (Гбайт)
Комп'ютерна томографія	524	15000	100	786
Магнітно-резонансна томографія	65	6000	100	39
Ультразвук	262	15000	36	141.48
Ядерна медицина	65	6000	64	24.96
Пересувні рентгенівські апарати	10000	45000	1	450
Lat Chest	10000	6000	1	60
PA Lateral	10000	35000	2	700
PA Chest	10000	3000	1	300
Мамографія	32000	12500	4	1600
Мієлографія	10000	700	10	70
Інтервенційні процедури	10000	1000	15	150
Ангіограма	10000	1000	15	150
Флебограма	8000	500	10	40
Урологія	8000	3000	6	144
Флуороскопія	1000	5000	8	40
Angio (non neuro)	1000	8000	300	2400
Angio neuro	1000	5500	300	1650
Всього досліджень за рік			200200	
Обсяг даних за рік				103954 40

Розподілена PACS-система відповідає класичній побудові ієрархічної системи і містить програмно-апаратні комплекси на базі персо-

нальних комп'ютерів, зав'язаних на сервери кожного лікувального закладу, в свою чергу зв'язаними з центральним [67].

Ще однією особливістю, пов'язаною з використанням медичних даних є забезпечення високошвидкісних режимів доступу до інформації, оскільки від оперативності може залежати здоров'я і, навіть, життя пацієнта внаслідок своєчасності і правильності лікування.

Медицина і охорона здоров'я є галузями інформаційно-накопичувальними, тому необхідність довгострокового зберігання даних змушує фахівців шукати раціональні варіанти управління не лише базами даних, але й розподіленими системами в цілому. Якщо технологія PASC дозволяє організовувати доступ до банків даних окремих комп'ютерів у розподіленій системі, то ГРІД-технологія дозволяє за рахунок розпаралелювання задач з декількох звичайних персональних комп'ютерів робити один із потужними можливостями [68, 69]. Лікар-куратор пацієнта обов'язково повинен слідкувати за занесенням медичної інформації до персоніфікованої бази даних, відкидаючи все зайве і корегуючи систематичність даних для полегшення доступу до них. Необхідно пам'ятати, що база даних – не просто архів документів, але ще й комплекс методів і засобів впорядкування, сортування, пошуку, вибірки, аналізу та синтезу.

В перспективі обсяги медичної та біологічної інформації, що підлягає довгостроковому зберіганням будуть ще збільшуватись при створенні генетичного паспорту людини [62], який дозволить визначити схильність конкретної людини до певних значущих захворювань і в повному обсязі перейти до персоніфікованої медицини. Це модель медичної допомоги, що базується на виборі діагностичних, лікувальних і профілактичних засобів з урахуванням генетичних, фізіологічних, біохімічних та інших особливостей пацієнта. Така інформація повинна зберігатися протягом всього життя пацієнта [70]. Основні напрями застосування персоніфікованої медицини в сучасних умовах полягають у:

■ переході від традиційної клінічної до персоніфікованої діагностики захворювання з урахуванням індивідуальних показників пацієнта

- ента, зокрема біомаркерів різної молекулярної природи з подальшим збереженням біоматеріалу протягом усього життя пацієнта;
- ▄▄▄ передбаченні на основі геномних даних імовірності виникнення того чи іншого захворювання з розробленням профілактичної індивідуальної схеми;
 - ▄▄▄ ідентифікації потенційних фармако-терапевтичних мішеней для селективного впливу вже на ініціальній стадії патологічного процесу;
 - ▄▄▄ виборі тактики лікування з урахуванням індивідуальних показників пацієнтів;
 - ▄▄▄ моніторингу лікування за допомогою біомаркерів.

Створення генетично обґрунтованих алгоритмів персоніфікованої медицини при посиленні ролі клінічної фармакології безперечно підвищить ефективність і безпеку фармакотерапії.

Сучасні дослідження в галузі медицини, пов'язані з вивченням генетичних основ схильності до складних захворювань, вимагають вивчення і комплексного аналізу великого масиву як клінічної інформації, так і молекулярно-генетичних даних, які характеризують індивідуальні особливості організму. Колекції біологічного матеріалу або біобанки відіграють провідну роль в об'єднанні цих масивів даних та пов'язують велику кількість біологічних образів із супровідною інформацією. Вони відкривають широкі можливості для ведення широкомасштабних наукових досліджень із залученням різних закладів часто на стику спеціальностей [71, 72].

Вибір оптимальної технології зберігання даних може здійснюватися за критеріями вартості, довговічності та термінів міграції даних. Вартість організації довготривалого зберігання даних є достатньо високою і в багатьому визначається вартістю і характеристиками використовуваних носіїв інформації. Важливим показником ефективності інформаційних систем є середня тривалість функціонування цифрових носіїв інформації. Вибір носія із довготривалим терміном зберігання даних впливає не лише на цінові показники, але й на строк безпечного функціонування системи в цілому. Типові носії інформації зазвичай мають середній термін функціонування 3 – 10 років, хоча їх

спотворення може статися у будь-який час, зазвичай без можливості відновлення інформації. Для збереження цифрової інформації незалежно від терміну функціонування носіїв, вона регулярно повинна дублюватися на інших носіях (резервне копіювання). Критерій міграції буде містити вартість нових носіїв і оновлення системи, а також супутні витрати на персонал, який ці заміни здійснює.

Стандартні компакт-диски можуть забезпечити гарантоване зберігання інформації на термін не більше 20 років. Найменші терміни мають оптичні носії із перезаписуванням даних DVD-RW та RD-RE [73]. Це пов'язано з особливостями технології їх виготовлення.

Для зберігання великих обсягів архівної інформації розроблюють спеціальні оптичні носії. Головним напрямом підвищення надійності зберігання даних на оптичних носіях із одноразовим записуванням є розроблення спеціальних реєструвальних середовищ. Компанії Panasonic та Sony запропонували спільний стандарт «Archival Disc» для професійного використання оптичних дисків наступного покоління [74]. За рахунок використання шести шарів записування даних (по три на кожному боці диску) обсяг пам'яті збільшено до 300 Гбайт. При цьому збільшена швидкість записування даних, стійкість самого диску до впливу зовнішніх факторів і термін зберігання даних.

Планується збільшити ємність архівного диску до 1 Тбайт [75] із гарантованим терміном зберігання даних протягом 100 років. Для забезпечення довготермінового зберігання даних протягом 500 років створюються спеціальні професійні оптичні диски. При цьому технологічно для записування використовуються високо стабільні матеріали (нікель, вольфрам, синтетичний сапфір). Інформація на такі диски записується у широковживаних форматах. Використання таких носіїв дозволить значно збільшити час між проведенням міграції даних для забезпечення їх довготермінового зберігання, що дуже важливо для забезпечення здоров'я пацієнтів.

Подання, візуалізація та інтерпретація даних є окремою процедурою, яка, хоча напряду і приймає участі в телеконсультуванні, але може надати суттєву допомогу лікарю. Зазвичай лікар-практик орієнтується на 5 – 7 найбільш репрезентативних показників [15]. То-

му у клінічній медицині (на відміну від профілактичної та соціальної) довго не використовувались засоби комп'ютерної техніки, аж поки спілкування за допомогою образів та текстів не стало повсякденним. Це відкрило нові можливості для отримання, зберігання, передавання і оброблювання інформації, особливо медичних зображень (рентгенограм, томограм тощо). Комп'ютерні зображення (реальні та віртуальні) 2D, 3D, 4D відкрили для лікаря нові простори: внутрішньопорожнинні, судинні тощо, а незабаром відкриють і внутрішньоклітинні.

Здійснюються дослідження щодо створення систем, які спроможні створювати мультимодальні зображення органів з використанням даних, отриманих від приладів, різних за фізичними принципами реєстрації інформації (УЗД, МРТ, ізотопні тощо). Розташування на екрані декількох зображень, які характеризують анатомічну побудову і функціональний стан органів та систем, для порівняння давно перестало бути технічною проблемою. До цього додається необхідна додаткова інформація контрольних показників приміщення (температура, тиск, вологість) та специфічних (інфузомати, стимулятори, наркотизатори тощо). Хірурги працюють з роботами та маніпуляторами, зображення архівуються і документуються разом з протоколами обстежень, заключних діагнозів та іншої супутньої інформації. Але разом з тим в лікарнях рентгенівські плівки все ще переносять в руках, а результати пишуться кульковою ручкою.

Окремою проблемою є образне подання інформації на підставі проведених досліджень. Це може бути, наприклад, подання серцево-судинної системи, яка відображує фізіологічну структуру і систему законів кровообігу, а крім цього індивідуальні особливості та патологічні зсуви, в першу чергу ті, які визначають заключний діагноз, з урахуванням впливу лікувальних речовин. Елементи штучного інтелекту в перспективі дозволять прогнозувати реакцію організму на лікувальне втручання. Першим кроком до цього є система СКІФ [76, 77].

Забезпеченню конфіденційності інформації та її захисту в комп'ютерних мережах та інформаційних системах на сьогоднішній день приділяється багато уваги. В зв'язку з формуванням широких

комп'ютерних інформаційних мереж, розрахованих на зберігання та передавання конфіденційної інформації, електронних пошт, систем банківських електронних розрахунків, медичних баз даних тощо, виникає потреба у забезпеченні заходів захисту інформації.

Раніше в літературі розглядалися лише окремі аспекти цієї досить складної проблеми на рівні захисту від несанкціонованого копіювання програмного забезпечення або захисту від комп'ютерних вірусів та черв'яків. Але останнім часом ситуація суттєво змінилась. Дуже багато авторів підкреслюють необхідність комплексного вирішення питань захисту інформації. При цьому на всіх етапах проектування та конструювання системи необхідно приділяти увагу передбаченню та розроблюванню заходів щодо захисту інформації [78 – 81].

Порушення конфіденційності медичної інформації можна розділити на два типи: порушення захисту в інформаційній системі або надання інформації щодо хворого стороннім особам, якими можуть бути фахівці в галузі маркетингу, агенти, які торгують списками адресатів та інформацією про них, страхові компанії тощо.

З урахуванням галузей можливого використання цих систем, обов'язково потрібно звертати увагу на юридичне забезпечення розробки. Питання юридичного захисту інтелектуальної власності постійно розглядаються на різних рівнях у країнах Європи та Америки, в тому числі й у нашій країні.

Класифікація засобів захисту інформації у комп'ютерних мережах та засобах передавання інформації наведена на рисунку 1.1.

Проникнення до системи або до комп'ютерної мережі супроводжується певними діями: вивченням та аналізом заходів захисту системи (збиранням початкової інформації) з наступним впливом на систему, який має певну мету:

- використання системи у зміненому режимі роботи;
- модифікацію або знищення певної інформації;
- провокування певних дій.

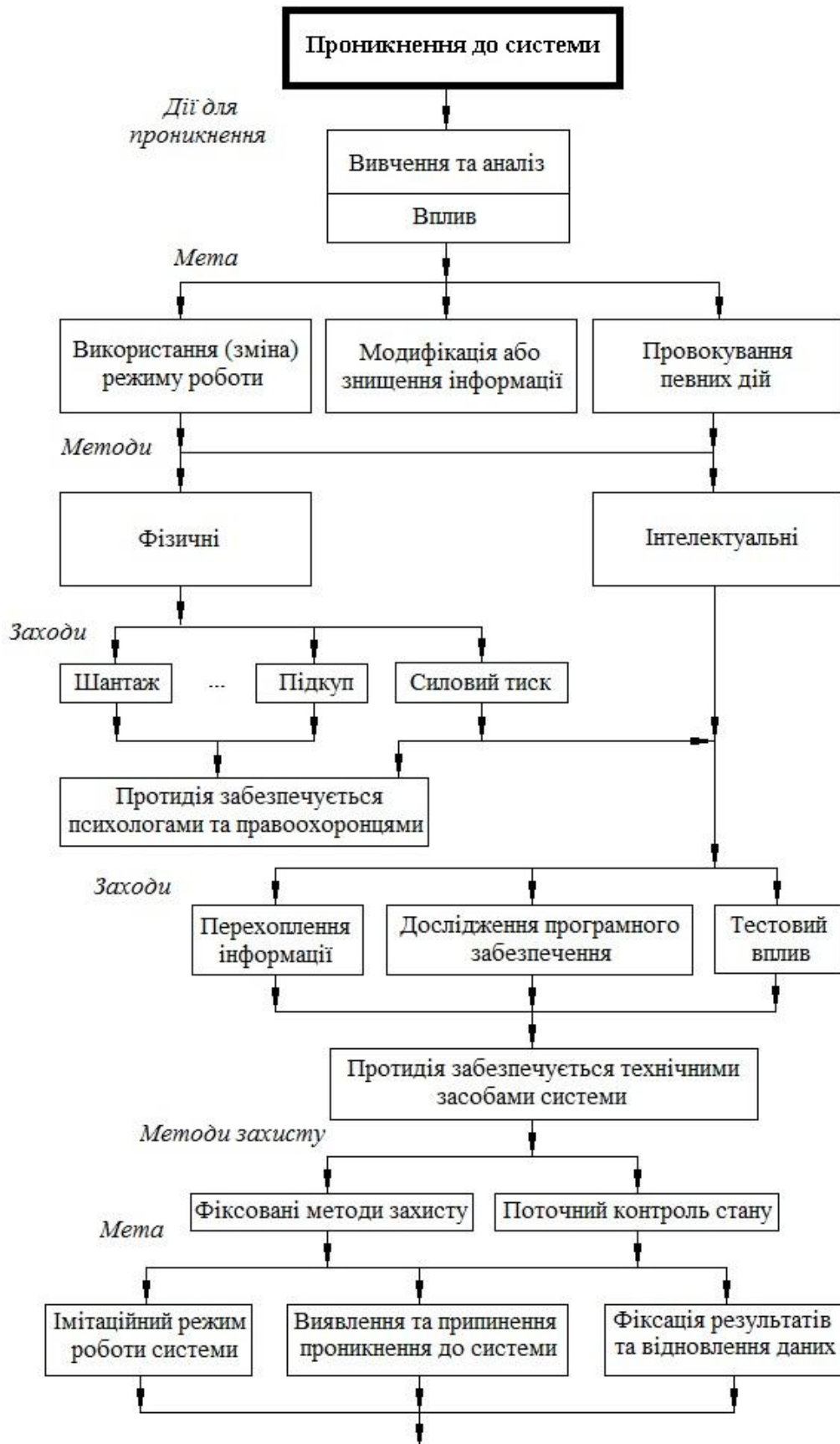


Рисунок 1.1 – Основні принципи захисту інформації



Рисунок 1.1 – Продовження

Методи проникнення умовно можна розподілити на фізичні та інтелектуальні. Перші з них спрямовані на конкретних фізичних осіб, які мають доступ до системи. Інтелектуальні методи базуються на роботі з самою системою.

Фізичні методи впливу досить докладно описані в літературі. При цьому можуть використовуватися не лише принципи фізичного та психологічного тиску на конкретну людину, але й зав'язування знайомства, прохання консультації щодо роботи даної системи тощо. Боротьба з цими заходами стосується більше психологічної служби та служби безпеки.

Необхідно зауважити, що в реальному житті хакер спочатку збирає можливу інформацію, використовуючи для цього співробітників, або тих, хто тільки-но звільнився і чимось незадоволений, в кого є фінансові або сімейні проблеми. Можуть використовуватись та аналізуватись рекламні або періодичні видання, в яких теж міститься певна

інформація про систему чи мережу. В деяких випадках хакери одержували доступ до системи, вивчаючи лістинги, що викидалися на сміття. При цьому керівники та співробітники не звертали на це уваги, вважаючи їх чернетками, що не вміщують в собі конфіденційної інформації. Після цього зловмисник може починати пошук слабких місць у системі захисту інформації, використовуючи різні засоби (тобто використовуючи інтелектуальні заходи проникнення).

З початку розроблення системи або формування комп'ютерної мережі необхідно ці місця визначити і, на засадах їх аналізу, вибрати необхідний набір заходів захисту інформації. Тільки після цього можна починати проектування системи або формування мережі. При аналізі медичної комп'ютерної системи можна зробити певні припущення:

- ☞ хакер (зловмисник) може проникнути на центральний пункт зв'язку, на абонентський пункт або підключитись до лінії колективного користування;
- ☞ найбільш часто у вигляді ліній зв'язку колективного користування використовуються канали загального користування. Це пов'язано з їх розповсюдженістю та простотою підключення;
- ☞ можна вважати, що хакер (зловмисник) не може проникнути на центральний пункт зв'язку, обминувши систему захисту, бо інакше розроблення самої системи захисту не має сенсу;
- ☞ програмне забезпечення, що міститься на центральному пункті зв'язку є недосяжним для хакера (зловмисника).

В залежності від місця підключення до системи засоби досягнення мети хакера можуть полягати у:

- ↪ перехопленні та вивченні інформації, що передається лінією зв'язку;
- ↪ вивченні програмного забезпечення, яке є у одного з користувачів системи, та імітуванні атрибутів цього користувача;
- ↪ тестових впливах на комп'ютер центрального пункту зв'язку і відшукуванні вузлів та рівнів захисту.

Система захисту повинна розроблюватися таким чином, щоб забезпечувати перекриття усіх цих можливостей. Крім цього необхідно

прийняти до уваги можливість того, що пацієнта чи лікаря силовим шляхом примусили до роботи за комп'ютером і передбачити режим “роботи під контролем”.

В залежності від принципу дії методи захисту можна розподілити на фіксовані заходи запобігання (тобто ті, що забезпечують постійний рівень захисту) і пов'язані з поточним контролем під час функціонування системи.

Вказані методи повинні переслідувати конкретні фактори мети захисту. Імітаційний режим використовується під час роботи клієнта “під контролем”. Виявлення та припинення відбувається на початковому етапі проникнення. Фіксація результатів та прийняття мір відбувається після спроби (успішної чи ні) зламування захисту і фактично являє собою ревізорську перевірку наявного стану інформації в системі, при необхідності її відновлення і внесення необхідних змін до системи захисту.

Засоби захисту можуть бути активними або пасивними, а також внутрішніми або зовнішніми у відношенні до центрального комп'ютера системи.

За основними напрямками засоби захисту можна розподілити на:

- ⇒ захист програмного забезпечення від несанкціонованого копіювання;
- ⇒ використання електронних пристроїв захисту;
- ⇒ ідентифікацію користувача та розмежування доступу до інформації;
- ⇒ організацію журналу реєстрації сеансів зв'язку;
- ⇒ використання криптографії;
- ⇒ захист програмного забезпечення від дизасемблювання та одержання початкових лістингів;
- ⇒ ідентифікацію персонального комп'ютера.

Захист від несанкціонованого копіювання дисків і програмного забезпечення на носію виконується різними способами, які полягають у нестандартному завданні форматів даних або каталогів, зміні розміру секторів, збільшенні кількості синхронізуючих бітів та заміні інфо-

рмаційних заголовків. Більш складними шляхами захисту є використання сигнатур, пов'язаних з формуванням та використанням додаткової доріжки, спеціальному форматуванні дискети, тобто визначенні проміжних доріжок, або унікальній ідентифікації кожного диску. Використовуються також інші методи, але повної гарантії захисту програми від копіювання вони не дають.

Захист програмного забезпечення від дослідження (дизасемблювання) здійснюється написанням програмного забезпечення на декількох мовах – С, Паскалі, асемблері тощо. В цьому випадку дизасемблюванням можна одержати початковий лістинг, але він буде асемблерним, який не вміщує інформації про логіку написання програми, тобто несуттєво полегшить дослідження програмного забезпечення.

Єдиною реальною гарантією захисту програмного забезпечення може бути тільки відсутність на диску будь-якої індивідуальної інформації, атрибутів користувача та комп'ютера тощо. На цьому диску може бути лише драйвер обміну інформацією між центральним та абонентським пунктами, система (але не ключі) шифрування і таке інше, що може бути досить просто реалізовано, і в принципі не становить таємниці.

Електронні засоби захисту являють собою замки різного типу, що підключаються до послідовного інтерфейсу, з'єднувачів дисководів або інших пристроїв, розташованих у персональному комп'ютері. Крім цього можуть використовуватись спеціалізовані ППЗП. Найбільш перспективними у теперішній час є оптоелектронні ключі, що формують гамму кольорів, яка перевіряється порівнянням із заданою. Для цього використовуються пластмасові пластини з подвійним промінепереламуванням або набори призми. В теперішній час використання електронних пристроїв захисту у комп'ютерних мережах та системах передавання інформації поширюється, але лише небагато з цих пристроїв можуть забезпечити довгочасний захист. Крім того, в більшості своїй, вони розраховані на захист від несанкціонованого копіювання і можуть використовуватись лише як складова частина загальної концепції захисту інформації.

Великий ефект дає використання заходів ідентифікації. Повний доступ до інформації щодо пацієнта може мати його лікар, завідувач відділенням і прямі керівники вищого рівня, які мають права контролю за діяльністю лікаря. Всі інші (в тому числі лікарі-консультанти, медсестри тощо) повинні мати обмежений доступ до інформації, яка повинна бути чітко структурованою і в цьому сенсі. Санкціонований доступ можливий як при ідентифікації комп'ютера, так і користувача (на підставі пароля).

Звичайні паролі не можна повністю вважати засобами захисту, в більшій мірі вони є механізмами управління доступом. За їх допомогою визначається та контролюється доступ певних користувачів до певних об'єктів системи. Цей механізм може функціонувати на рівні груп користувачів, що мають один і той самий пароль (ідентифікатор), або на рівні унікально ідентифікованих користувачів (коли кожен з користувачів має особистий пароль і його особа ідентифікується за допомогою спеціальних технічних засобів). При цьому в таблиці, що фіксує доступ користувачів до інформації, необхідно відмічати не лише файли, до яких даному користувачеві дозволено доступ, але й ті, доступ до яких йому категорично заборонено. Цікавим психологічним аспектом проблеми організації доступу є виведення на екран каталогу тільки тієї інформації, доступ до якої дозволено. Якщо людина не бачить каталогу забороненої для неї інформації і не підозрює про її існування, не виникає бажання її продивитись і не провокується намагання зламування захисту.

Паролі повинні бути простими для запам'ятовування, але не тими, що легко розгадуються (ім'я, прізвище, по батькові, назва фірми, адреса тощо). Збільшує надійність пароля використання декількох певних літер слова (наприклад першої, четвертої, п'ятої). При цьому, навіть якщо хтось почув умовне слово, скористатись ним зловмисник не зможе. За реальний термін часу відновити пароль, у якому є сім або більше символів, практично неможливо. Тому система повинна чітко фіксувати кількість звертань до неї та введень паролю. Якщо пароль декілька разів введено неправильно, це може свідчити про намагання проникнути до системи. При цьому доступ до системи даному корис-

тувачеві повинен бути заборонений до того часу, поки він особисто не з'явиться на центральний пункт зв'язку і не з'ясує всі непорозуміння.

Для об'єктивної ідентифікації клієнта використовуються спеціальні пристрої, які фіксують деякі біометричні характеристики конкретної людини: відбитки пальців, розмір та форму долоні, спектральний склад голосу, рисунок сітчатки ока, підпис тощо. Ці методи вважаються найбільш надійними. Фірма Phoenix Software International випускає систему розпізнавання особистої властивості людини працювати за клавіатурою комп'ютера. Американська фірма Neurometric Vision System здійснює розроблювання апаратури, що за допомогою відеокамери може розпізнавати особу людини. На жаль, ці системи досить дорогі і їх доцільно використовувати в тих випадках, коли клієнтів досить багато і концентруються вони в одному місці. Ще одним недоліком біометричних систем є низька швидкодія (процедура перевірки може тривати декілька хвилин).

З метою ідентифікації використовуються також різноманітні жетони, магнітні картки тощо, але їх використання вимагає додаткових технічних засобів зчитування інформації, що обмежує їхнє використання.

В більшості випадків ідентифікація клієнта є недостатньою і потрібна також ідентифікація апаратури, за допомогою якої здійснюється зв'язок. Вважаючи, що зв'язок здійснюється телефонною лінією то звичайних заходів виявляється недостатнім. Персональний комп'ютер може бути ідентифікований за допомогою контрольної суми BIOS та вмісту окремих комірок пам'яті. Так, певні адреси містять дані, що є унікальними для кожної запрограмованої партії мікросхем і їх можна використовувати для ідентифікації. Суму BIOS доцільно підраховувати за якимось унікальним алгоритмом (брати кожну другу комірку, кожну третю тощо). Вважаючи, що найважливішою частиною персонального комп'ютера є материнська плата, перевірку конфігурації комп'ютера, ідентифікацію жорсткого диску, контроль даних, що зберігаються в ОЗП, робити недоцільно.

Поточний контроль у системі необхідний для відстежування стану безпеки в системі, своєчасного визначення можливості пору-

шення безпеки і попередження про це відповідних осіб, а також для забезпечення можливості зворотного трасування здійсненого проникнення з метою визначення причин даного порушення і встановлення рівня відповідальності конкретних осіб. Ця підсистема повинна забезпечувати можливість збирання і зберігання необхідних даних про всі події, що відбуваються у будь-якому місці захищеної системи, і мають відношення до безпеки. Найбільш просто це реалізується за допомогою реєстраційного журналу, де фіксуються всі звернення до системи, час, режими роботи тощо. Природно, що сам механізм контролю, параметри, середовище зберігання даних та самі результати повинні бути надійно захищеними від несанкціонованого доступу. Найбільш ефективним є контроль, який фіксує виникнення та накопичування в системі подій, що загрожують її безпеці, та попереджує про це адміністративний персонал. У випадку, коли зростання погрозуючих факторів продовжується, підсистема повинна самостійно блокувати погрозуючі дії.

Для того, щоб зафіксувати дії хакера (зловмисника) потрібно чітко слідкувати за роботою системи і регулярно перевіряти контрольний журнал. Ознаками спроб проникнення до системи можуть бути:

- ☐ телефонні дзвінки різної тривалості до центрального пункту з використанням автоматичних систем;
- ☐ неправильно введені паролі;
- ☐ невідповідність ідентифікаційних характеристик пацієнта або його комп'ютера;
- ☐ повторювані намагання входу до системи;
- ☐ використання повторюваних команд управління комп'ютером або модемом;
- ☐ часте використання підказок або інструкцій;
- ☐ недозволена чи незапланована робота комп'ютера або зміна режиму роботи комп'ютера та модему;
- ☐ образливі або наклепницькі повідомлення;
- ☐ знищена або спотворена інформація;
- ☐ переміщені або змінені файли, утворені каталоги, довідники тощо;

☒ скарги користувачів на несподіване ускладнення роботи з системою, помилки та труднощі під час організації обміну інформацією.

Під час розслідування того чи іншого випадку неоціненну допомогу може надати оперативний реєстраційний журнал, тому його заповненню треба надавати особливу увагу.

Законодавчими актами України передбачено право пацієнта на таємність інформації щодо стану особистого здоров'я, лікарського діагнозу і відомостей, отриманих внаслідок діагностичного обстеження. В літературі розглядаються ці питання як для України, так і для європейських країн [82 – 84]. При цьому розглядаються не лише досягнення, але й піднімаються юридичні проблеми, які вимагають вирішення.

Найкращим для **передавання медичної інформації** є варіант створення на рівні держави спеціалізованих закритих мереж із виділеними каналами зв'язку [84], але це неможливо з економічних умов. Більшість існуючих сьогодні інформаційних систем орієнтовані на використання відкритих мереж загального призначення із використанням стандартних протоколів [15, 35]. Виходячи з усього вищевикладеного, зрозуміло, що інформація повинна передаватися в закритому вигляді із використанням програмних та апаратних криптографічних засобів. Криптографічним методам захисту інформації на сьогоднішній день теж приділяється дуже багато уваги [85 – 87]. Фактично захист інформації являє собою окремий напрямок в галузі технічних наук і набуває не лише теоретичного, але й практичного значення. Відповідно до нормативних актів різного рівня вся комп'ютерна техніка, що використовується на відповідальних ділянках передавання інформації, повинна пройти сертифікацію за вимогами безпеки і захисту інформації.

Одним з напрямків телеасистування є телехірургія [31].

Телеасистування – дистанційне синхронне супроводження медичних маніпуляцій чи дистанційне управління лікувальною та діагностичною апаратурою.

Комп'ютер- або робот-асистуюча хірургія являє собою окремий напрямок сучасної медицини. Системи телеасистування класифікуються:

за методикою дистанційного контролю:

- ☞ активні;
- ☞ пасивні;

за видом:

- ☞ інвазивні;
- ☞ неінвазивні;

за клінічною метою:

- ☞ діагностичні;
- ☞ лікувальні;
- ☞ комбіновані.

Активні системи контролюються лікарем-експертом за допомогою телекомунікаційного зв'язку, лікувально-діагностична маніпуляція виконується дистанційно самим лікарем-експертом. При цьому, для медичного персоналу, що знаходиться навколо пацієнта профільна спеціалізація непотрібна. Варіантом пасивного телеасистування може бути інтраопераційна відеоконференція, під час якої лікар-експерт дистанційно спостерігає операційне поле і за допомогою двобічного зв'язку надає рекомендації.

Неінвазивні діагностичні системи телеасистування використовуються для дистанційних патологічних та ультразвукових досліджень. В останньому випадку можуть використовуватися роботизовані прилади, що управляються дистанційно, або прилади захоплення і передавання зображення з цифрового діагностичного пристрою. Інвазивні системи телеасистування в теперішній час являють собою активне чи пасивне обладнання для ендоскопічних хірургічних втручань. Вони ж відносяться до лікувальних та комбінованих систем. Саме використання інвазивних систем телеасистування і є напрямком телехірургії.

1.3. Досвід практичного застосування телемедичної інформаційної технології

Наукові публікації протягом останніх років висвітлюють досвід випробувань засобів телемедицини у пілотних проектах та при реалізації різноманітних спільних програм. Результати свідчать, що телемедичні технології дозволяють перейти на якісно новий рівень управління службою надання медичної допомоги населенню і розпочати формування системи постійного дистанційного підвищення кваліфікації лікарів. Телеконсультації на сучасному етапі є засадами для надання висококваліфікованої спеціалізованої допомоги хворим, незалежно від місця їх проживання [88].

Надзвичайно важливою є організація телемедичної консультативної допомоги у відношенні соціально значущих та важкодиференційованих захворювань, діагностування, лікування і прогнозування протікання яких викликають суттєві складнощі і можуть супроводжуватися помилками. Система відеоконференцій дозволяє консультанту переглядати і обговорювати із лікуючим лікарем весь комплекс медичних даних пацієнта, в тому числі результати інструментальних та функціональних досліджень: лунаграфії, рентгенографії, ендоскопії та інших. Можливість консультацій в режимі реального часу дозволила проводити невідкладні консультації безпосередньо під час звернення пацієнта до телемедичного центру, що дуже важливо при складних станах, в тому числі у надзвичайних ситуаціях. В окремих випадках консультант допомагає порадами безпосередньо під час проведення обстеження чи операції, реалізуючи теленаставництво.

Для відтермінованих консультацій широко використовується електронна пошта, яка передбачає пакетний режим передавання даних, при якому швидкість їх передавання принципового значення не має. Такий підхід широко використовується як перший крок при організації телемедичних контактів або при відсутності високошвидкісних широкосмугових каналів зв'язку, необхідних для проведення відеоконференцій. Але при цьому потрібно враховувати, що саме інтерактивний діалог із консультантом має важливе значення, оскільки обмін

думками під час спілкування допомагає найбільш повному з'ясуванню поставлених питань і розумінню висновків експерта із обговоренням спірних моментів. При цьому консультант може показати і пояснити визначені ним зміни стану пацієнта на надісланих матеріалах.

В той же час, заочні консультації також здійснюються шляхом розташування деперсоніфікованої інформації щодо конкретних хворих і питань діагностики та лікування в мережі Internet для організації форуму. В першу чергу, заочні відтерміновані консультації можуть допомогти для ефективної інтерпретації складних даних при функціональному та інструментальному обстеженні. Детальний дистанційний аналіз саме початкових даних дозволяє максимально залучати досвід висококваліфікованих вузьких фахівців. Такий досвід є в Італії для дослідження плодів у спеціалізованих регіональних медичних центрах.

Досвід показує, що планові консультації здійснюються:

- на різних етапах діагностики та лікування;
- при вирішенні питання про направлення хворих до спеціалізованих центрів;
- для оцінки потреб у фахівцях при організації виїзних бригад;
- у складних випадках медико-генетичного консультування щодо перспектив потомства при загрозі народження дітей зі спадковими хворобами.

Вітчизняний і закордонний досвід показує, що далеко не завжди існує необхідність очної консультації і лікування у центральних та спеціалізованих престижних медичних закладах. Часто для встановлення діагнозу чи вибору методу лікування достатньо одного чи декількох (для уточнення питань) обговорень клінічних виявлень хвороби лікуючого лікаря з колегами зі спеціалізованого центру, консультацій під час оперативного втручання, в період доліковування та реабілітації.

При необхідності можна організовувати відеоконференції із участю декількох консультантів – телеконсіліуми, хоча це і викликає певні складнощі технічного характеру і додаткові вимоги до зв'язкового обладнання.

Окремим важливим аспектом є застосування телемедичної технології в надзвичайних ситуаціях і складних умовах. Важливість і проблематичність встановлення надійного високошвидкісного зв'язку у надзвичайних умовах накладають особливі умови на проведення телеконсультацій. Постійної консультаційної підтримки потребують і суднові лікарі. Найбільші вимоги пред'являються до військово-польової телемедицини. При цьому виникають суто технічні складнощі, зазвичай викликаних відсутністю високопродуктивних стаціонарних дротових та оптичних ліній зв'язку. Використання радіоканалів пов'язано зі спотворенням інформативних сигналів за рахунок впливу електромагнітних завад різного походження.

Під час обговорення думок із консультантом під час відеоконференції, лікуючий лікар набуває нових знань на конкретних клінічних прикладах, що сприяють підвищенню його кваліфікації. Це стає очевидним при повторних телеконсультаціях.

До ситуації, яка реалізує телеконференції із доступом до баз даних лікувально-профілактичних закладів, доцільно застосовувати англomовний термін «telehealth», що можна інтерпретувати як телеохорона здоров'я. Створення корпоративних мереж, які забезпечують доступ до баз даних на хворих одного профілю, які наглядаються у різних закладах, є рішенням проблеми наступності у спостереганні і лікуванні хронічної патології.

З 1998 року між Україною, Швецією, Росією, Естонією, Латвією та Литвою створена спеціальна мережа в галузі охорони здоров'я, інформаційних технологій та зв'язку [89]. Початок мережі було закладено на першій конференції з телемедицини у Вісбі (Швеція). Але контакти за допомогою e-mail та net meetings не могли забезпечити розвитку. На добровільних засадах була створена група з телемедицини AFCEA Visby Telemedicine. З тих пір конференції цього напрямку проходять регулярно у віртуальному, інтерактивному і візуальному режимі. У 2000 році була створена компанія telMEDit.

Метою Українсько-Швейцарської програми «Здоров'я матері та дитини» є покращення перинатального здоров'я в Україні [90]. При цьому велика увага приділяється використанню інформаційно-

комунікаційних технологій в практиці медичних закладів як дієвого інструменту, який дозволяє розширити можливості надання медичних послуг. Впровадження телемедицини в межах програми ґрунтується на використанні платформи iPath. Досвід роботи показує, що особливо актуальним застосування телемедичних технологій виявляється для територіально великих країн, в яких система охорони здоров'я функціонує при обмежених ресурсах. За цих умов відстань до центру надання допомоги має велике значення. Неоднорідність території та організації системи медичної допомоги створюють суттєву різницю для пацієнтів, які проживають у столиці, обласному, районному центрах та сільській місцевості. Те саме можна зауважити щодо лікарів, які, працюючи в одній системі, мають різні умови праці і можливості для підвищення кваліфікації.

Перевагою телемедичної платформи iPath є можливість вільного і безкоштовного використання на території України, Крім цього, її відрізняють простота і помірні вимоги до комп'ютерного і мережного обладнання. Всі випадки, представлені і прокоментовані в рамках платформи, зберігаються у відповідній базі і можуть використовуватися для самоосвіти і підвищення професійного рівня будь-яким членом групи. Така база даних як джерело практичної інформації може надати суттєву допомогу лікарю у його повсякденній діяльності.

З 2005 року в Україні розвивається телемедична мережа національного масштабу «Телекард» [91]. Перевагами цієї мережі є зниження витрат на регулярний контроль хворих серцево-судинними хворобами, прискорення надання невідкладної медичної допомоги і прийняття лікарських рішень, які можуть запобігти загрозливим для здоров'я і життя пацієнта патологічним станам, можливість реєстрації стану пацієнта в умовах, коли використання інших методів діагностики ускладнене чи неможливе, дистанційне консультування, як ефективний засіб медичного нагляду за амбулаторними пацієнтами.

Необхідно зауважити, що для оцінки продуктивності медичної мережі «Телекард», крім стандартних методів анкетування, вперше використовувались аналітичні методи оцінювання.

За сприяння міжнародної агенції з кооперації (Республіка Корея) був розроблений проект телемедичної мережі в м. Києві, центром якої став відповідний функціональний підрозділ у міській клінічній лікарні № 6 [92]. Відповідно до цього проекту корейськими фахівцями було розгорнуто систему PACS (Picture Archiving and Communication System). Це надало змогу не лише на сучасному рівні збирати інформацію, але й зберігати її.

Створення телемедичної мережі, учасниками якої стануть обласні лікарні, дозволить прокласти шлях до створення корпоративної мережі медичних установ, які використовують телекомунікаційні технології для надання своєчасної та якісної медичної допомоги мешканцям України.

Забезпечення медичної допомоги у гірських районах ускладнюється географічними та кліматичними умовами з урахуванням демографічних особливостей. Тому цей напрямок діяльності відносять до екстремальних видів соціальної діяльності [93]. В умовах важкодоступності і великої міграції населення традиційні методи охорони здоров'я малопридатні і низькоефективні. Тому тут потрібні нетривіальні рішення в організаційному та технічному сенсі. Для вирішення цієї проблеми доцільно переорієнтувати телемедичні системи з віддаленого консультування за фактом виявлення ознак хвороби у людини на планову диспансеризацію населення, яка дозволяє запобігти більшій частині захворювань. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я практика профілактичної роботи в африканських країнах дала позитивний результат.

Переорієнтація задач класичної телемедицини з урахуванням особливостей гірських районів вимагає перегляду технічної побудови системи в цілому з орієнтацією на систему віддаленого медичного моніторингу. В свою чергу це вимагає розроблювання і використання комп'ютеризованих інформаційно-вимірювальних систем і комплексів із автоматизованим аналізом і узагальненням отриманих результатів. Склад контрольованих параметрів визначає і склад контрольованого обладнання. Необхідність надійного передавання інформації вимагає врахування конкретних територіальних умов з вибо-

ром оптимальних каналів і режимів зв'язку. Додатковою складністю є локальне не проходження або часткове проходження радіохвиль в горах. З урахуванням медичних та технічних проблем, побудова таких систем є окремим напрямком телемедицини.

У Могилів-Подільському районі Вінницької області були підведені підсумки використання медичного комплексу «Тредекс» [94]. Через економічну ситуацію, що склалася в Україні, державна система охорони здоров'я не може підтримувати рівень надання медичних послуг населенню на мінімальному рівні. Телемедицина є головною складовою системи електронної охорони здоров'я, як це регламентовано резолюцією Всесвітньої організації охорони здоров'я А58/21, в якій сказано: «Електронна система охорони здоров'я повинна подіяти на систему охорони здоров'я шляхом підвищення ефективності медичного обслуговування і поліпшення доступу до медико-санітарної допомоги, особливо у віддалених районах, для інвалідів і осіб літнього віку. Вона повинна також позитивно проявлятися на вартості медичної допомоги в результаті скорочення кількості зайвих обстежень та їх дублювання і забезпечення можливості економії завдяки ефекту масштабу». Якщо електрокардіографію розглядати як моніторинг (телеметрію) електрофізіологічних сигналів, то її складовою частиною є передавання на відстань зареєстрованих результатів електрокардіографії. Використання медичного комплексу «Тредекс» дало позитивні результати. Його базове автоматизоване робоче місце може виступати засадами для створення комп'ютеризованої інформаційно-вимірювальної системи, до складу якої входять електрокардіограф, кардіохолтер, електроенцефалограф та спірометр із відповідним зв'язковим обладнанням. Впровадження таких систем є реальною справою, навіть у сьогоdnішніх складних умовах в Україні, якщо наявна координація організаційних і фінансових можливостей державних органів охорони здоров'я, виробників устаткування, провайдерів телекомунікаційних послуг та участі міжнародних організацій. «Телекард» являє собою функціонально завершену частину медичного комплексу «Тредекс», призначену для проведення ЕКГ-консультацій в

рамках телемедичного підходу телефонним каналом до побудови системи ургентної кардіодіагностики.

У 2010 році вперше в Україні на базі НДІ травматології та ортопедії Донецького національного медичного університету ім. М. Горького (ДНДІТО) були проведені сеанси пасивного інвазивного телеасистування під час виконання атроскопії колінного суглоба [31]. Для цього використовувався прилад Mediphan MedRecorder, призначений для захоплення, архівування і трансляції цифрового відеозображення в режимі реального часу, що отримане медичним обладнанням. Під час виконання хірургічного втручання, експерт дистанційно спостерігав, коментував і управляв процесом. Наявність двобічного зв'язку забезпечило високу якість і швидкість прийняття рішень під час виконання окремих етапів операції. Безпека телеасистування забезпечувалась повною анонімністю пацієнта. Під час відеотрансляції та аудіозв'язку його особисті дані, номери медичної документації, а також зображення, які дозволили б ідентифікувати особу пацієнта, не передавались. Результати апробації методики цілком позитивні.

Потенційно телемедичні системи дозволяють вирішити суттєві кадрові, організаційні та навчальні проблеми охорони здоров'я, забезпечуючи повноцінну і повномасштабну участь експерта в діагностичних і лікувальних маніпуляціях та операціях. Разом з тим, досвід апробації розкрив цілий ряд нових проблем організаційного, медичного та технічного характеру, які вимагають вирішення.

Компанія TMS Telemedizinische Systeme GmbH працює в сфері телемедичних послуг як сервісний центр з розроблювання і впровадження в Германії, Європі та Азії телеметрично передавальних медичних систем та приладів для отримання результатів обстеження, діагностики і спостереження [95]. В центрі уваги стоять системи мобільного діагностування таких релевантних картин хвороб як серцево-судинні захворювання, порушення сну та вагітність із факторами ризику. Ці прилади і системи не заважають руху пацієнта і, таким чином, не знижують якості його життя. Цією компанією розроблений телеелектрокардіограф Sensor mobile для реєстрації, зберігання та передавання ЕКГ. Користувач може записати одну чи декілька ділянок

ЕКГ і одразу чи пізніше передати ці дані на центральний пункт за допомогою стаціонарної телефонної чи мобільної мережі. Там ці дані одразу візуалізуються і готуються для передавання до клініки чи дільничного лікаря. В екстрених випадках може прийнятися рішення щодо негайної госпіталізації і направити до пацієнта машину швидкої допомоги. Використання цього приладу рекомендовано не лише для раннього виявлення хвороби, але й для контролю впливу медикаментів та терапевтичних заходів. Додатковим аспектом є можливість пацієнтів самостійно здійснювати такий нагляд в домашніх умовах та в дорозі. Можливе також проведення тесту Евінга (ЕКГ спокою, одразу після вертикального положення, до та після спортивних занять).

Компанія Cisco відома в світі як відомий розробник в галузі телекомунікацій. Разом з тим, вона пропонує десятки рішень, призначених для використання саме в охороні здоров'я [96]. Вони спрямовані на надання високоякісної допомоги пацієнтам, зменшення навантаження лікаря, забезпечення інформаційних потоків в усій системі охорони здоров'я, а також покращення навчання і перепідготовки фахівців. Для досягнення цієї мети створена система Cisco Connected Health.

Нещодавно компанія об'явила широкий доступ до нової версії продукту Cisco HealthPresence[®] – телемедичної платформи, яка встановлює зв'язок між пацієнтами та лікарями з використанням відеотехнологій високої роздільної здатності, аудіосистем, цифрових медичних пристроїв та інструментальних засобів для зкоординованої роботи. До складу платформи входять технології відеоконференцій Cisco TelePresence. Вона спроможна підтримувати інтегровані функції управління потоками медичної інформації, що полегшує обмін даними і санкціонований доступ до них, в тому числі до електронних історій хвороб. Рішення Cisco HealthPresence сумісне з медичними діагностичними інструментами (стетоскопи та отоскопи), що дозволяє лікарям отримувати оперативну інформацію, а пацієнтами дистанційно обговорювати з лікарем свій стан в режимі реального часу. Перевагою Cisco HealthPresence є поєднання мобільного візка із Cisco TelePresence System ClinicalPresence для підтримання консультацій з фахів-

цями у віртуальному середовищі безпосередньо навколо ліжка пацієнта. Ця платформа також має функції спрощеного виписування електронних рецептів та управління чергами пацієнтів з урахуванням пріоритетності.

Дані рішення реалізуються в рамках стратегії Cisco Care-at-a-Distance та Clinical Workflow Solution.

Відомим світовим постачальником обладнання для телемедицини є компанія TANBERG. В Україні партнером цієї компанії є ІНКОМ [97]. Рішення компанії TANBERG використовуються багатьма виробниками медичного обладнання в їх інтегрованих комплексах для телехірургії та надання телемедичних послуг. Компанія KARL STORZ використовує ці рішення для власних операційних OR1.

В усіх продуктах компанії присутні вбудовані засоби кодування, розроблені з дотриманням стандартів. Технологія передавання двох відеопотоків дозволяє абонентам сумісно продивлятися презентації, використовуючи різні розкладки екрану.

Важливою оцінкою при експлуатації телемедичної системи є оцінка її ефективності. Так, пропонується оцінка за характеристичною кривою, що будується на підставі гістограм звернень [98]. Виявлені основні види характеристичних кривих і розроблена методика якісної оцінки реальної ситуації залежно від вигляду кривої.

Кількісна оцінка здійснюється на підставі імовірнісного підходу з аналізом критичних та некритичних збоїв [91]. Розрахунок здійснюється за формулою

$$Ac = \frac{a}{b}, \quad (1.1)$$

де a – кількість діагностичних даних одного типу, отриманих із задовільною діагностичною цінністю;

b – загальна кількість діагностичних даних цього ж типу, переданих під час телемедичних сеансів.

Ці параметри визначаються на підставі критичних (G - PAR) та загальної (N - PAR) кількості збоїв відповідно:

$$N - PAR = 1 - \frac{N_z}{N_s} \cdot 100\% ; \quad (1.2)$$

$$G - PAR = 1 - \frac{N_k}{N_s} \cdot 100\% , \quad (1.3)$$

де N_s – загальна кількість проведених сеансів;

N_z – кількість збоїв під час проведення сеансів;

N_k – кількість критичних збоїв під час проведення сеансів.

Але така методика швидше характеризує ефективність роботи телекомунікаційного обладнання ніж телемедичної системи в цілому. Імовірнісна підхід до оцінки не викликає жодних сумнівів, але для проведення інтегрального оцінювання імовірності ефективної роботи телемедичної системи p_c необхідно враховувати дві складових. Перша з них визначає імовірність безвідмовної роботи телекомунікаційного обладнання $p_{об}$, а друга – ефективність проведених телеконсультацій $p_{тк}$:

$$p_c = p_{об} \cdot p_{тк} ; \quad (1.4)$$

$$p_{об} = \frac{N_{np}}{N_{\Sigma}} ; \quad (1.5)$$

$$p_{тк} = \frac{N_{ef}}{N_{np}} , \quad (1.6)$$

де N_{Σ} – загальна кількість проведених сеансів;

N_{np} – кількість нормально проведених сеансів без збоїв і спотворення інформації;

N_{ef} – кількість консультацій, які задовольнили лікуючого лікаря.

Перша з цих складових є об'єктивною. Так, під час апробації телекомунікаційних систем, фахівці скаржились на відсутність у дільничних лікарнях міжміського зв'язку, виділених телефонних номерів і погану якість зв'язку, особливо на ділянці центральна районна – дільнична лікарні [94]. Це дуже ускладнює проведення телеконсультацій, а в деяких випадках унеможлиблює їх.

Друга складова має суб'єктивний характер і може проводитись лише шляхом опитування лікуючих лікарів за методом експертних оцінок. Але кожний з них сам обирає експерта для консультації і він же вирішує чи була надана йому консультація корисною. Такий аналіз можна здійснювати для кожного лікаря окремо, а можна проводити інтегральну оцінку, розраховуючи показники для всієї лікарні.

Більш складним варіантом може виступати інформаційна оцінка із розрахунком умовних ентропій.

2. Процесорні засоби реєстрації електрокардіограм та електроенцефалограм для телемедичних систем

Реєстрації електрокардіограм (ЕКГ) та електроенцефалограм (ЕЕГ) серед збору первинних даних щодо здоров'я пацієнта викликають певну складність. Це пов'язано з тим, що необхідно фіксувати не окремі дані, а динамічні процеси. Їх особливостями є те, сигнали від сенсорів необхідно оброблювати одноканальними чи багатоканальними амплітудними вимірювальними каналами [47]. Для цього первинні сигнали необхідно обов'язково нормувати, приводячи їх амплітуду до необхідного значення. З точки зору оброблювання медичних сигналів реєстрація ЕКГ та ЕЕГ не має принципової різниці. Принципи та підходи до фіксації цих процесів специфічні лише у виборі параметрів для оптимізації процедури реєстрації, а інші процедури (фільтрація сигналів, ущільнення даних тощо) лишаються обов'язковими.

2.1. Фіксація інформації при різних режимах реєстрації даних

Для реєстрації даних можуть використовуватися різні режими. При *програмному режимі* всі операції реалізуються суто програмно, практично без використання додаткових апаратних засобів [99]. Структура являє собою класичну мікропроцесорну побудову (рис. 2.1).

Принцип реєстрації полягає в тому, що електрокардіограму знімають за стандартною методикою і оцифровують за допомогою АЦП, після чого дані записують до модуля реєстрації в програмному режимі. Вони піддаються оброблюванню, зберіганню в пам'яті, передаванню, а при необхідності виведенню на монітор або принтер.

Аналого-цифровий перетворювач розпочинає роботу за сигналом «Пуск», який встановлюється програмно через паралельний інтерфейс. Про завершення циклу роботи АЦП свідчить сигнал «Кінець

перетворення», встановлення якого також контролюється програмно опитуванням паралельного інтерфейсу (рис. 2.2).

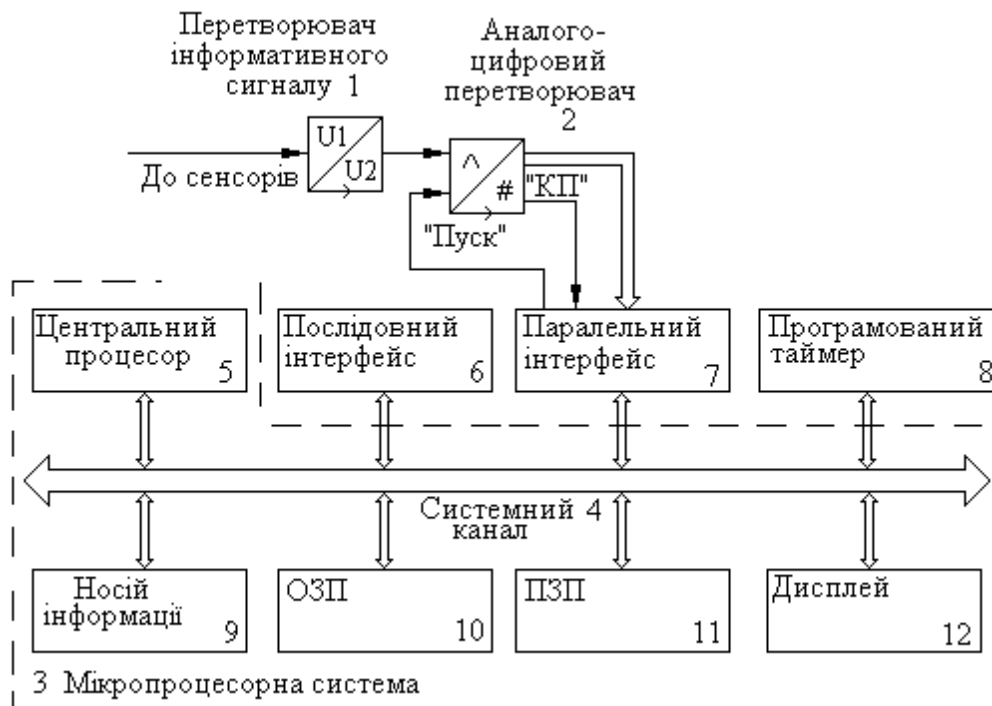


Рисунок 2.1 – Структура реєстрації для програмного режиму

Згідно до теореми Котельникова, для перетворення аналогового сигналу на дискретний без втрати інформації, частота циклу дискретизації f_u повинна задовольняти умову

$$f_u \geq 2f_{c.\max}, \quad (2.1)$$

де $f_{c.\max}$ – максимальна інформативна частота спектру перетворюваного сигналу.

Переходячи до тривалостей часових інтервалів, можна отримати

$$T_u \leq 2T_{c.\max}. \quad (2.2)$$

Тривалість циклу обміну даними для одного інформативного каналу у відповідності з рис. 2.2 складає

$$T_u = T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{Зч}} + T_{\text{СК}}, \quad (2.3)$$

де $T_{\text{Пуск}}$ – тривалість процедури встановлення сигналу “Пуск” АЦП;

$T_{\text{АЦП}}$ – тривалість циклу перетворення АЦП;

$T_{\text{зч}}$ – тривалість циклу зчитування даних;

$T_{\text{ск}}$ – тривалість процедури скидання сигналу “Пуск” АЦП.

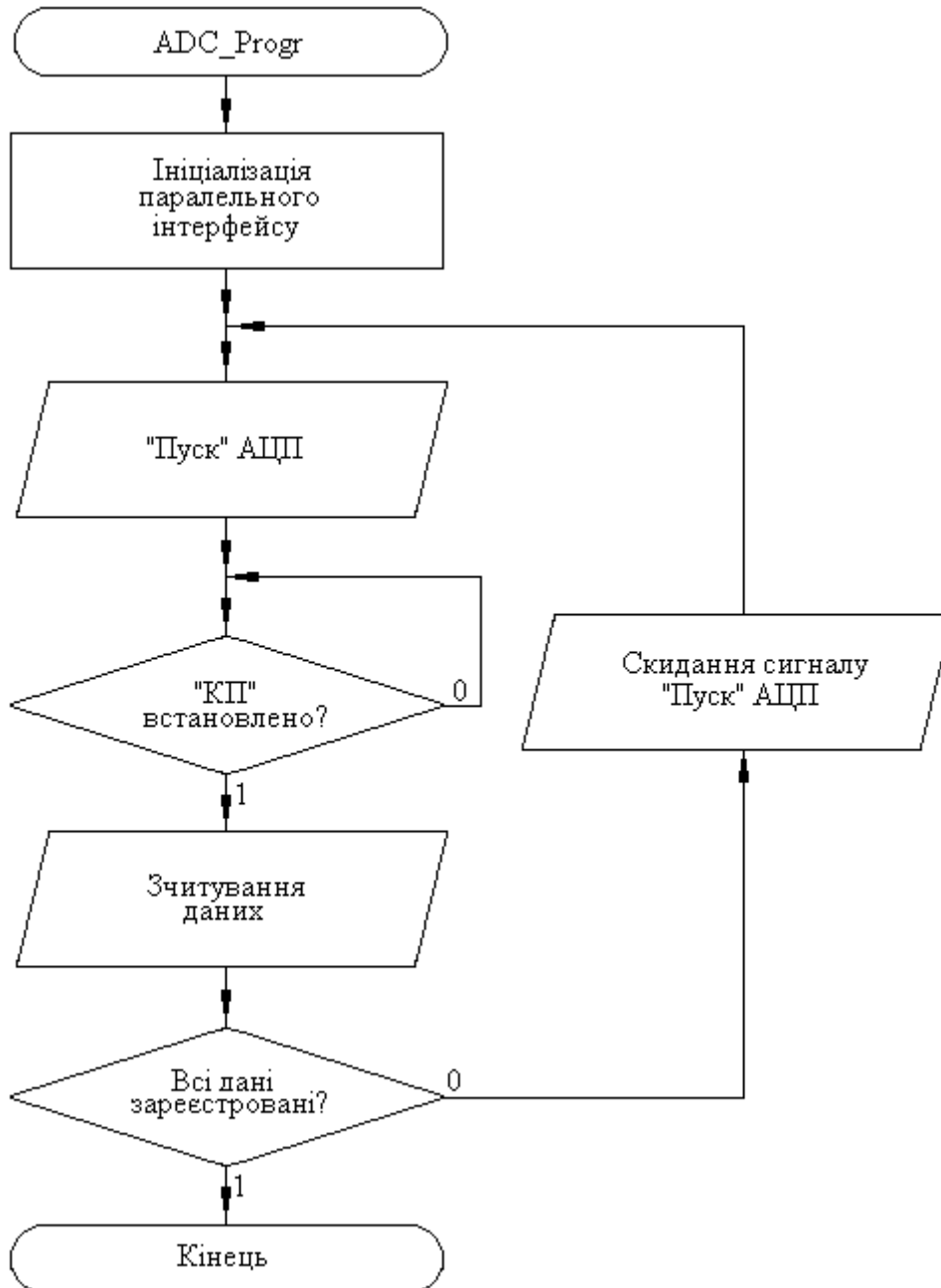


Рисунок 2.2 – Схема програмного циклу обміну даними

Для багатоканальної системи вираз (2.3) набуває вигляду

$$T_{\text{ц}} = (T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}} + T_{\text{ск}}) \cdot K, \quad (2.4)$$

де K – кількість інформативних вимірювальних каналів.

Оскільки здебільшого тривалість циклу встановлення і скидання сигналу “Пуск” АЦП однакові, можна отримати

$$T_{\text{ц}} = (2T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}}) \cdot K. \quad (2.5)$$

Для реєстрації даних не залучаються додаткові апаратні витрати, а всі задачі вирішуються суто програмно, виходячи з чого вирази (2.5) разом з (2.1) є граничними умовами працездатності даного способу.

Для реалізації умов телемедицини (передавання даних каналом зв’язку) призначений послідовний інтерфейс.

Перевагою *режиму переривань* є те, що процесор підключається до вимірювального каналу крім ініціалізації лише в моменти запуску АЦП і зчитування даних, а весь інший час може виконувати інші завдання [100]. Структура будується на базі класичної мікропроцесорної конфігурації із контролером переривань для реалізації даного режиму (рис. 2.3).

В даному випадку АЦП працює в циклічному режимі. Сигнал «Кінець перетворення» викликає сигнал переривання. Відповідно до нього процесор (рис. 2.4) зчитує з через паралельний інтерфейс зареєстроване значення і записує його до пам’яті. Після цього контролером переривань формується сигнал *INTA*, який свідчить про завершення циклу. Цей сигнал запускає АЦП, ініціалізуючи новий цикл вимірювання.

Тривалість циклу обміну даними для одного інформативного каналу у відповідності з рис. 2.4 складає

$$T_{\text{ц}} = T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}}, \quad (2.6)$$

де $T_{\text{АЦП}}$ – тривалість циклу перетворення АЦП;

$T_{\text{зч}}$ – тривалість циклу зчитування даних.

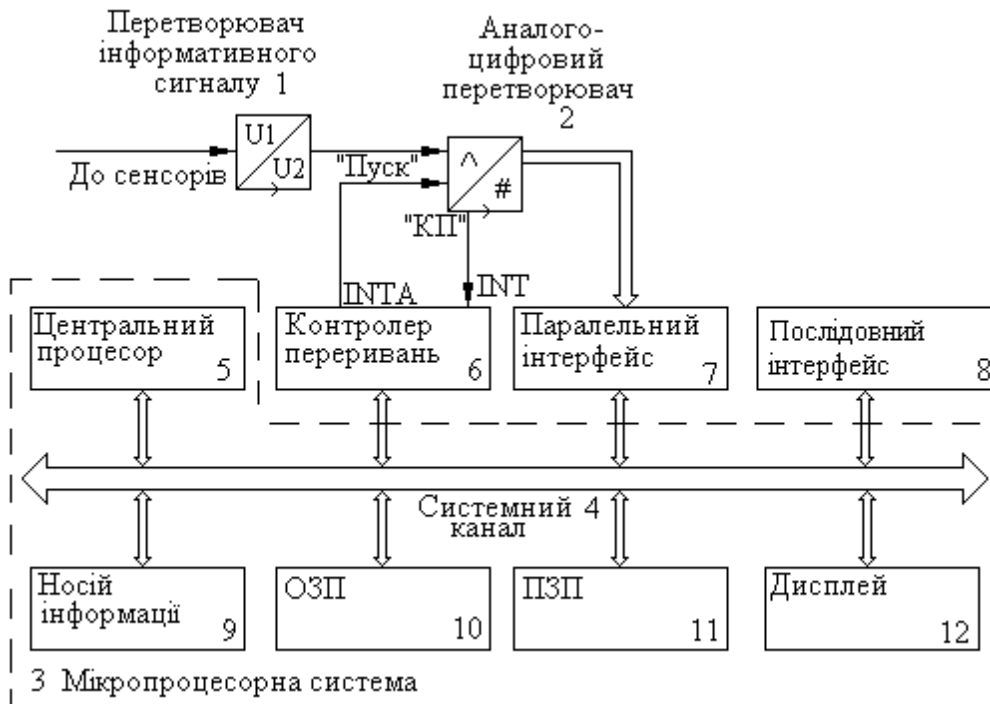


Рисунок 2.3 – Структура ресстрації для режиму переривань

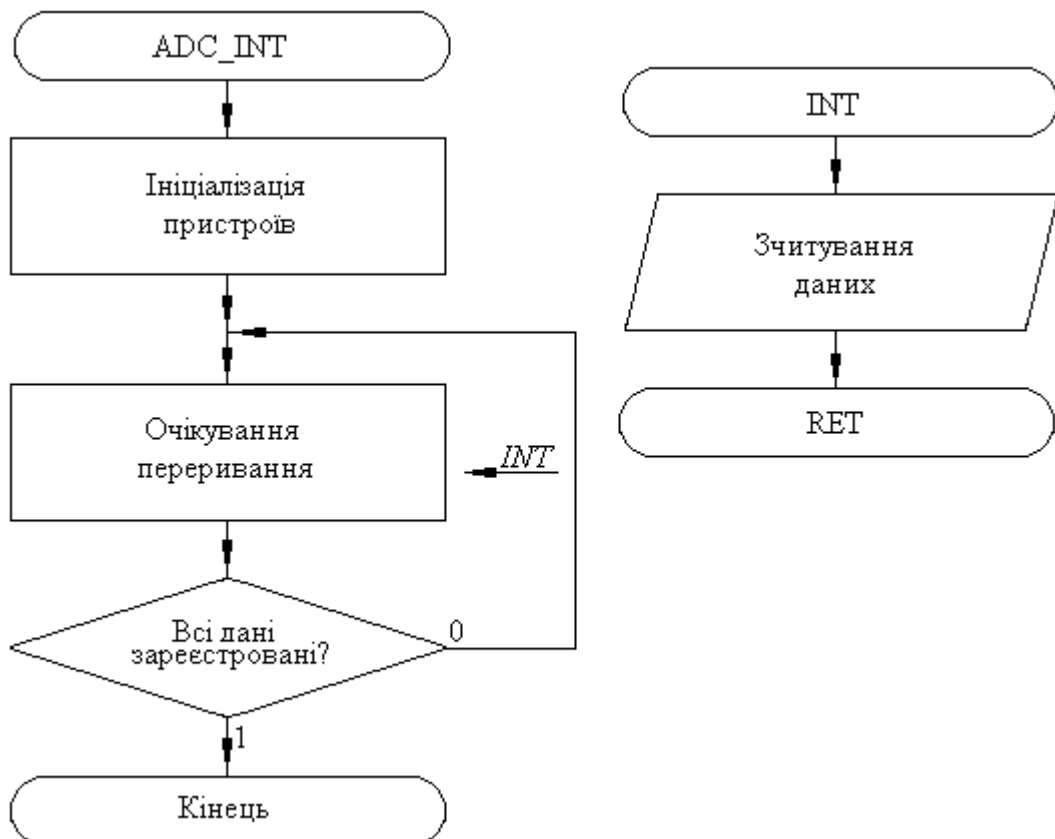


Рисунок 2.4 – Схема циклу обміну даними в режимі переривань

Для багатоканальної системи вираз (2.6) набуває вигляду

$$T_y = (T_{АЦП} + T_{зч}) \cdot K, \quad (2.6)$$

де K – кількість інформативних вимірювальних каналів.

Граничними умовами працездатності даного способу вирази (2.6) разом з умовою теореми Котельникова (2.1), оскільки для реєстрації даних обмежено залучаються додаткові апаратні витрати з метою обміну сигналами управління роботою АЦП, а задача зчитування даних вирішуються програмно.

В режимі прямого доступу до пам'яті [101] процесор задіяний лише під час ініціалізації. Весь наступний процес здійснюється апаратно без його участі. Структура для реалізації такого режиму реєстрації наведена на рис. 2.5.

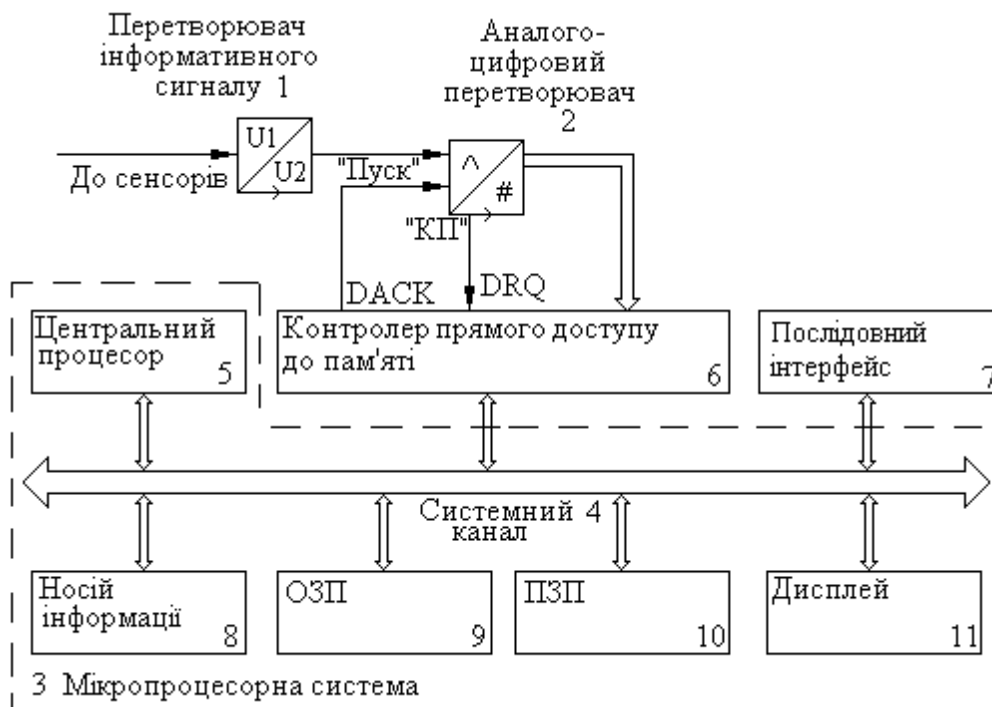


Рисунок 2.5 – Структура засобу реєстрації для режиму прямого доступу до пам'яті

В даному випадку АЦП теж працює в циклічному режимі. Сигнал «Кінець перетворення» викликає сигнал записування до пам'яті DRQ останнього зареєстрованого значення. Після цього контролером

ПДП формується сигнал *DACK*, який свідчить про завершення циклу. Цей же сигнал запускає АЦП, ініціалізуючи новий цикл вимірювання.

Для цього режиму справедливі вирази (2.5) та (2.6), а відповідно і граничні умови роботи. Але, необхідно враховувати, що в даному випадку цикл зчитування даних і записування їх до пам'яті $T_{зч}$ займає мінімальний час, оскільки визначається лише апаратними тактами цих операцій.

При необхідності зменшення роздільної здатності (збільшення тривалості циклу реєстрації) в перших двох випадках можна використовувати підпрограми часової затримки, які достатньо просто реалізуються. Третій спосіб цього не передбачає, оскільки розрахований саме на мінімальний цикл реєстрації.

2.2. Реєстрація даних електрокардіограми та електроенцефалограми, їх фільтрація та підготовка до передавання

Під час реєстрації таких характеристик, датчики розташовуються безпосередньо на тілі людини і формують аналогові сигнали. Апаратура оброблювання сигналів знаходиться на певній відстані (іноді декілька метрів). Аналогові сигнали більш вразливі впливу завад ніж цифрові. Тому, з точки зору системотехніки, для зменшення впливу завад необхідно безпосередньо навколо датчиків оцифровувати сигнал за допомогою АЦП і, лише після цього, його передавати для подальшого оброблювання [102, 103]. Для фільтрації цифрових сигналів використовується багато різноманітних структур, але для оброблювання цифрових рядів найбільш ефективним є медіанний алгоритм [104 – 106].

Медіанний фільтр являє собою ковзне вікно, яке зазвичай охоплює непарну кількість вибірок N аналогового сигналу $\hat{x}(t)$. Вихідною величиною фільтра \hat{y}_j є відрахунок, для якого у вікні існує

$(N-1)/2$ відрахунків менших або рівних йому за величиною та стільки ж більших або рівних йому за величиною

$$\hat{y}_j = med\{\hat{x}_0, \hat{x}_1, \dots, \hat{x}_j, \dots, \hat{x}_{N-2}, \hat{x}_{N-1}\}. \quad (2.7)$$

Порядок фільтру N визначається розміром апертури (вікна), яке використовується для фільтрації. Найпростішим, за визначенням, є одновимірний медіанний фільтр із тривідрахунковим вікном. Для цього фільтра сформульовані основні принципи апаратної реалізації, але для фільтрів вищих порядків вона виявляється дуже складною. Програмна реалізація виявляється суттєво простішою, оскільки для цифрових біполярних сигналів значення вихідного сигналу дорівнює арифметичній сумі

$$\hat{y}_j = \hat{x}_j + \hat{x}_{j+1} + \dots + \hat{x}_{j+N-2} + \hat{x}_{j+N-1}. \quad (2.8)$$

Медіанний фільтр характеризується нелінійним перетворенням сигналів, оскільки його властивості не передбачають виконання умови адитивності

$$\begin{cases} med(k \cdot x(i)) = k \cdot med(x(i)); \\ med(a + x(i)) = a + med(x(i)); \\ med(x(i) + g(i)) \neq med(x(i)) + med(g(i)), \end{cases} \quad (2.9)$$

де $med(x)$ – оператор взяття медіани;

k, a – постійні;

$x(i), g(i)$ – послідовності вибірок довжиною N .

При виділенні інформативного сигналу в широкосмуговій системі передавання медіанний фільтр повинен працювати в режимі рекурсивного формування апертури таким чином, що частина значень, які попали до апертури фільтра, є вихідними сигналами для поперед-

ніх вузлів [107]. Визначення величин y_j для такого режиму здійснюється відповідно до виразу

$$y_j = \sum_{i=0}^{N-1} x_i, \quad (2.10)$$

$$\text{де } x_i = \begin{cases} y_i, i = 0, N - 2; \\ \hat{x}_i, i = N - 1; \end{cases}$$

\hat{x}_i – значення вхідного файлу, що попадають до апертури;

y_j – значення вихідних сигналів рекурсивного фільтра для попередніх вузлів.

Для медіанного фільтра можна достатньо просто реалізувати алгоритм швидкого оброблювання [108], який базується на побудові різницевої матриці за допомогою порогової функції насичення $F_{ij} = f(x_i - x_j)$, в якій $f(\Delta x) = \begin{cases} 1, \Delta x \geq 0 \\ 0, \Delta x < 0 \end{cases}$. Для фільтра з апертурою $N = 5$ при перших п'яти значеннях матриця **F0** буде мати вигляд

$$- x_j), \text{ в якій } f(\Delta x) = \begin{cases} 1, \Delta x \geq 0 \\ 0, \Delta x < 0 \end{cases}. \text{ Для фільтра з апертурою } N = 5 \text{ при перших п'яти значеннях матриця } \mathbf{F0} \text{ буде мати вигляд}$$

рших п'яти значеннях матриця **F0** буде мати вигляд

$$\mathbf{F0} = \begin{pmatrix} f(x_0 - x_0) & f(x_1 - x_0) & f(x_2 - x_0) & f(x_3 - x_0) & f(x_4 - x_0) \\ f(x_0 - x_1) & f(x_1 - x_1) & f(x_2 - x_1) & f(x_3 - x_1) & f(x_4 - x_1) \\ f(x_0 - x_2) & f(x_1 - x_2) & f(x_2 - x_2) & f(x_3 - x_2) & f(x_4 - x_2) \\ f(x_0 - x_3) & f(x_1 - x_3) & f(x_2 - x_3) & f(x_3 - x_3) & f(x_4 - x_3) \\ f(x_0 - x_4) & f(x_1 - x_4) & f(x_2 - x_4) & f(x_3 - x_4) & f(x_4 - x_4) \end{pmatrix}, \quad (2.11)$$

або в узагальненому вигляді

$$\mathbf{F0} = \begin{pmatrix} F_{00} & F_{10} & F_{20} & F_{30} & F_{40} \\ F_{01} & F_{11} & F_{21} & F_{31} & F_{41} \\ F_{02} & F_{12} & F_{22} & F_{32} & F_{42} \\ F_{03} & F_{13} & F_{23} & F_{33} & F_{43} \\ F_{04} & F_{14} & F_{24} & F_{34} & F_{44} \end{pmatrix}, \quad (2.12)$$

Зсув на одну позицію вздовж ряду значень дає матрицю $\mathbf{F1}$ (2.13), в якій потрібно розраховувати лише дев'ять значень, розташованих у виділеній області.

Сума різниць значень F_{ij} за стовпчиками показує номер значення по величині і дає можливість сортувати зареєстровані значення x_j за величиною: 1 відповідає мінімальному, N – максимальному, а $(N+1)/2$ – медіанному значенню.

$$\mathbf{F1} = \begin{pmatrix} F_{11} & F_{21} & F_{31} & F_{41} & \vdots & F_{51} \\ F_{12} & F_{22} & F_{32} & F_{42} & \vdots & F_{52} \\ F_{13} & F_{23} & F_{33} & F_{43} & \vdots & F_{53} \\ F_{14} & F_{24} & F_{34} & F_{44} & \vdots & F_{54} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \ddots & \dots \\ F_{15} & F_{25} & F_{35} & F_{45} & & F_{55} \end{pmatrix}, \quad (2.13)$$

$$F_i = \sum_{j=0}^N F_{ij} = \sum_{j=0}^N f(x_i - x_j). \quad (2.14)$$

Задіяння коефіцієнту запасу медіанного фільтра надає нові властивості алгоритму фільтрації. Це дозволяє виключити ситуації, коли вхідний сигнал фільтра стає кореневим, тобто не змінюється під час проходження крізь нього. Крім цього, алгоритм медіанної фільтрації, побудований для рекурсивного режиму, має суттєво більшу спроможність для згладжування низькоамплітудного шуму.

Широкого розповсюдження набула **вейвлет-фільтрація** інформативних сигналів, призначена для оброблювання зображень. Але її можна з успіхом використовувати для очищення медичних сигналів [109]. Для даного випадку придушення флуктуаційного шуму необхідно здійснювати в декілька етапів.

Розподіл сигналу на високочастотну та низькочастотну складові здійснюється за принципом кратномасштабного аналізу. Розкладання функцій у вейвлетні ряди на завданому рівні m виконується за формулою

$$x(t) = \sum_k c_{m,k} \cdot \varphi_{m,k} + \sum_{n>m,k} d_{n,k} \cdot \psi_{n,k} , \quad (2.15)$$

$$\text{де } c_{m,k} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \varphi_{m,k}(t) \cdot dt ,$$

$$d_{n,k} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \psi_{n,k}(t) \cdot dt .$$

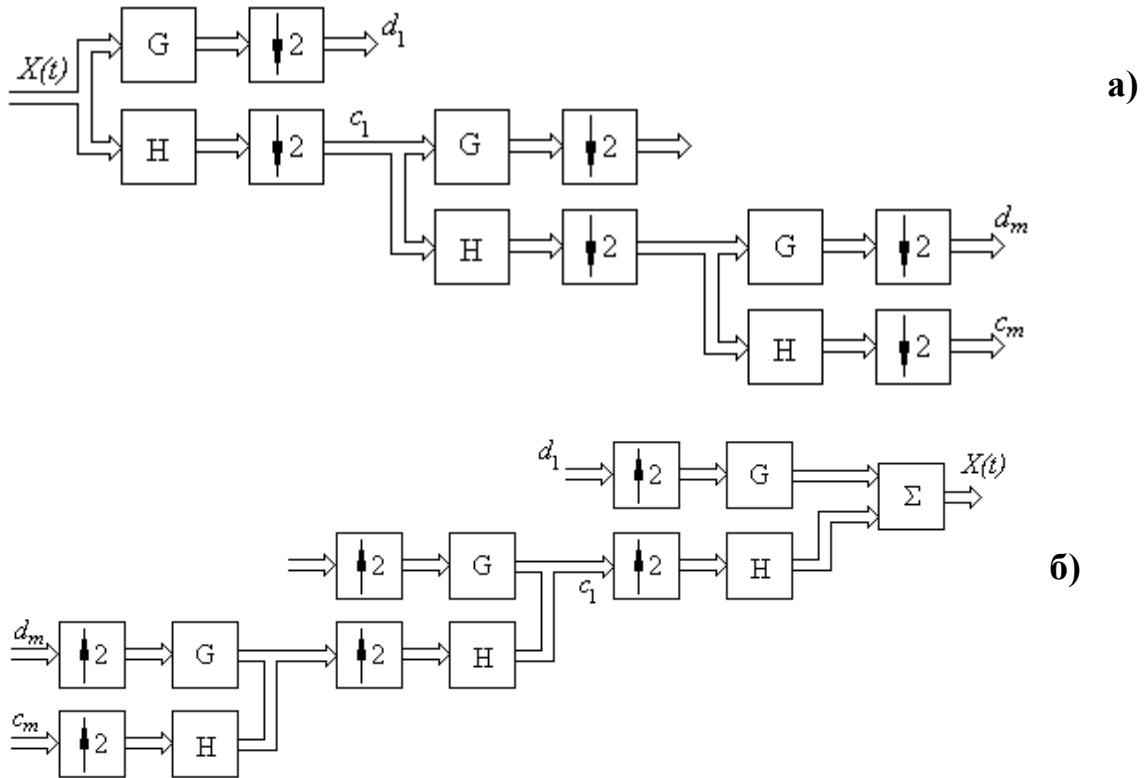


Рисунок 2.6 – Структура процесу вейвлет-фільтрації

а – аналіз (розкладання) сигналу;

б – синтез (відновлення) сигналу)

Якщо материнська функція $\psi(t)$ та скейлінг $\varphi(t)$ існують в явному вигляді, то перетворення можна здійснювати за формулою (2.15), але в більшості випадків здійснюється конструювання вейвлетів за принципом пошуку коефіцієнтів h_k та g_k , які являють собою коефіцієнти операторів однобічних узгоджених цифрових фільтрів визначення сигналу, які в літературі називають також квадратурними дзеркальними.

Кратномасштабний аналіз при послідовному збільшенні значень m призводить до природної форми швидких ітераційних обчислень:

$$\begin{aligned}
c_{m+1,k} &= \sum h_k \cdot c_{m,2k+n}, \\
d_{m+1,k} &= \sum g_n \cdot c_{m,2k+n}, \\
c_{0,k} &= \int_{k \cdot \Delta t}^{(k+1) \cdot \Delta t} x(t) \cdot \varphi(t-k) \cdot dt.
\end{aligned}
\tag{2.16}$$

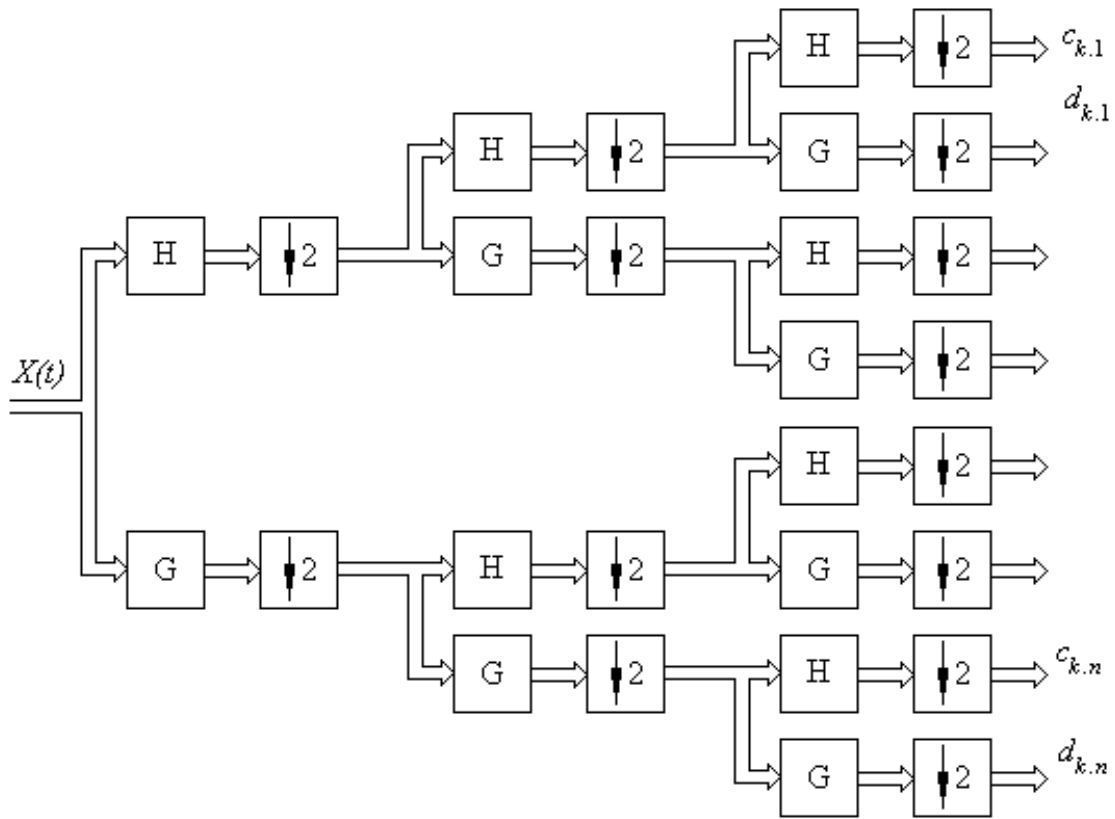


Рисунок 2.7 – Структура процесу фільтрації вейвлет-пакетом

Порогове значення компоненти d_{nop} може вибиратися за правилом універсального порогу Донохо

$$d_{nop} = \sigma_{\xi} \cdot \sqrt{2 \ln N}, \tag{2.17}$$

де σ_{ξ} – середньоквадратичне відхилення завади,

або з умови зберігання 95% енергії сигналу E

$$E = \left(\frac{\sum_i (x_i)^2}{\sum_i (\hat{x}_i)^2} \right)^2 \cdot 100\% , \quad (2.18)$$

де x_i – складові відновлюваного сигналу.

На рис. 2.8 подані результати відновлення прямокутного імпульсу вейвлетами Добеши порядку 1 (db1) – 10 (db10) з шумом середньої інтенсивності при використанні жорсткої порогової фільтрації.

Окремими умовами телемедицини для підготовки даних до передавання є їх архівування для зменшення обсягу та криптографічне закриття для збереження конфіденційності. Якщо невідомий алгоритм стиснення, то інформація в певному сенсі виявляється закритою і цілком придатна до передавання, тобто ці процедури можна поєднати.

Для аналізу складових сигналів можна використовувати різні методи: спектральний (в базисі функцій Фур'є), секвентний (із використанням функцій Уолша) та вейвлет-аналіз [47].

Ця процедура практично не відрізняється від апроксимації інформативного сигналу різними функціями. Її також можна здійснювати в базисі функцій Чебишева та Лежандра. Принцип описання сигналу свідчить, що для його відновлення достатньо зберігати апроксимуючі складові, які містять 95% його енергії [79]. Виходячи з цього, доцільно передавати каналом зв'язку не сам сигнал, а номери апроксимуючих функцій. Це дозволяє суттєво зменшити обсяг даних, що передаються, (архівування). Оскільки передаються не самі дані, а їх описання, то виконується і задача конфіденційності.

Використання базису вейвлетів дозволяє не лише отримувати спектр сигналу, але й локалізувати його в часовій області, створюючи певні часові відзначки. В свою чергу, це дозволяє пов'язувати між собою початковий сигнал в часовій області та його спектральні характеристики, визначаючи як змінюється спектр сигналу під час реєстрації електроенцефалограми.

Одним з видів вейвлет-функцій є **функції Хаара** [109]. Для формування цих функцій використовується формула (2.19).

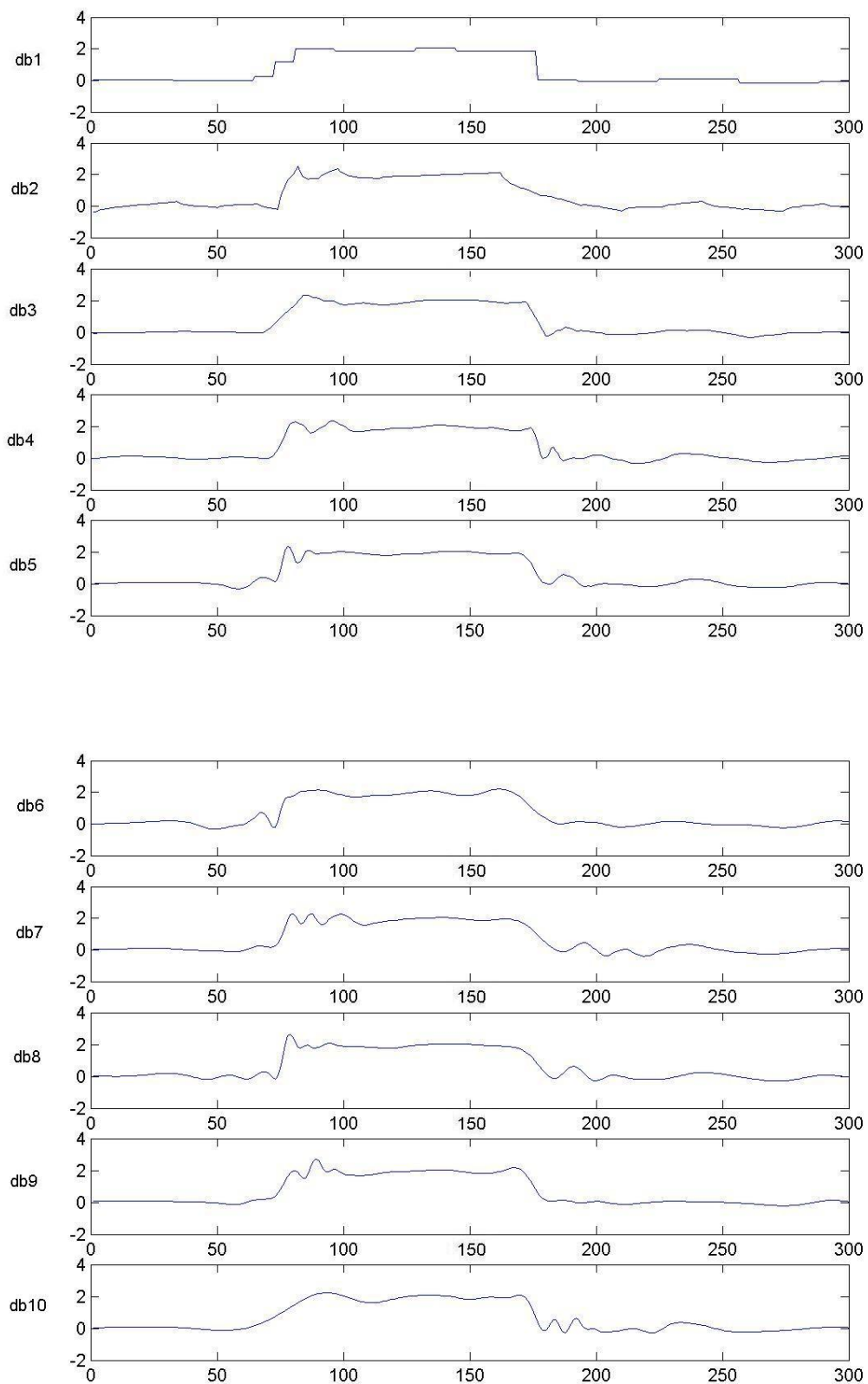


Рисунок 2.8 – Результати відновлення прямокутного імпульсу

$$H_i^n(u) = \begin{cases} 2^{l/2}, \frac{n-1}{2^l} \leq u < \frac{n-1/2}{2^l} \\ -2^{l/2}, \frac{n-1/2}{2^l} \leq u < \frac{n}{2^l} \\ 0, \text{інші} \end{cases}, \quad (2.19)$$

де $0 \leq l < \log_2 N$,

N – кількість формованих функцій,

$1 \leq n < 2^l$.

При розкладанні функції $\varphi(x)$ в ряд Хаара коефіцієнти при членах визначаються у відповідності з формулою

$$C_i^{(n)} = -2^{-\log_2 N + l} \cdot \sum_{x=0}^{N-1} \varphi(x) H_i^n(u). \quad (2.20)$$

Оскільки під час оброблювання зареєстрованих даних здійснюється локалізація спектральних складових в часі, то їх аналіз буде більш інформативним. Тестовий аналіз показує, що для одного і того самого сигналу чітко простежується три змінні складові, як у випадку аналізу в базисі функцій Фур'є, так і для функцій Хаара, але відміна останнього полягає у наявності в явному вигляді постійної складової сигналу, чого немає в попередньому випадку. З цієї точки зору базис функцій Хаара є більш інформативним. На рис. 2.9 подані результати розрахунків імовірності помилок в залежності від співвідношення сигнал/шум при використанні базисів Фур'є та Хаара.

Функції Чебишева $T_n(x)$ визначаються диференціальним рівнянням

$$T_n(x) = \frac{2^n \cdot n!}{(2n)!} \sqrt{x^2 - 1} \frac{d^n}{dx^n} \left((x^2 - 1)^{n-1/2} \right). \quad (2.21)$$

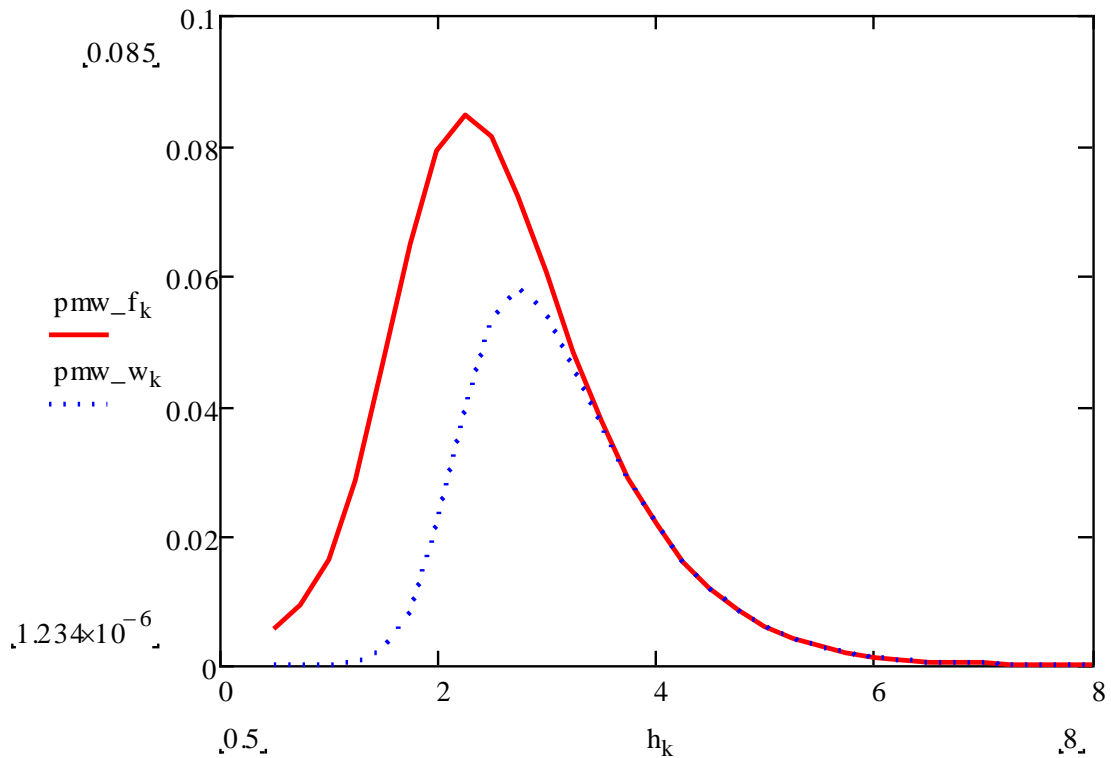


Рисунок 2.9 – Порівняльний аналіз використання функцій Фур’є та Хаара

На практиці користуються більш простими формулами для отримання ортогональних поліномів Чебишева:

$$T_n(x) = \cos(n \cdot \arccos x); \quad (2.22)$$

$$T_{n+1}(x) = 2xT_n(x) - T_{n-1}(x), \quad (2.23)$$

що являють собою поліноми степені n .

Для пропонуваного випадку використовуються поліноміальні ортогональні функції Чебишева [110, 111], тому для певного класу функцій збіжність ряду буде значно вищою, ніж при оброблюванні синусоїдними.

Розв’язок рівнянь (2.21) – (2.23) дозволяє отримати ряд ортогональних функцій, обмежених інтервалом $x \in [-1, 1]$ і описуваних виразами (2.24).

$$\begin{aligned}
T_0(x) &= 1, \\
T_1(x) &= x, \\
T_2(x) &= 3x^2 - 1, \\
T_3(x) &= 4x^3 - 3x, \\
T_4(x) &= 8x^4 - 8x^2 + 1, \\
T_5(x) &= 16x^5 - 20x^3 + 5x, \\
T_6(x) &= 32x^6 - 48x^4 + 18x^2 - 1, \\
T_7(x) &= 64x^7 - 112x^5 + 56x^3 - 7x, \\
&\vdots
\end{aligned}
\tag{2.24}$$

Функції Лежандра $P_n(x)$ визначаються диференціальним рівнянням

$$P_n(x) = \frac{1}{2^n \cdot n!} \cdot \frac{d^n}{dx^n} \left((x^2 - 1)^n \right)
\tag{2.25}$$

і являють собою поліноми степені n із коефіцієнтом $\frac{(2n)!}{2^n \cdot n!}$ при членах старшої степені.

Для даного випадку використовуються поліноміальні ортогональні функції Лежандра [112, 113], тому і в даному випадку для певного класу функцій збіжність ряду буде значно вищою, ніж у випадку використання синусоїдних.

Розв'язок рівняння (2.25) дозволяє отримати ряд ортогональних функцій, обмежених інтервалом $x \in [-1, 1]$ і описуваних виразами (2.26).

В двох останніх випадках краща збіжність ряду означає, що для апроксимації вихідної послідовності необхідно значно менше членів рівняння і кінцевий обсяг даних буде меншим без втрат інформації. При цьому алгоритм перетворення даних спрощується, за рахунок чого скорочується час оброблювання даних і підвищується ефективність використання процесорних засобів.

$$\begin{aligned}
P_0(x) &= 1, \\
P_1(x) &= x, \\
P_2(x) &= \frac{1}{2}(3x^2 - 1), \\
P_3(x) &= \frac{1}{2}(5x^3 - 3x), \\
P_4(x) &= \frac{1}{8}(35x^4 - 30x^2 + 3), \\
P_5(x) &= \frac{1}{8}(63x^5 - 70x^3 + 15x), \\
P_6(x) &= \frac{1}{16}(231x^6 - 315x^4 + 105x^2 - 5), \\
P_7(x) &= \frac{1}{16}(429x^7 - 693x^5 + 315x^3 - 35x), \\
&\vdots
\end{aligned} \tag{2.26}$$

Для підвищення ефективності реєстрації ЕКГ необхідно *оптимізувати режим*. При цьому потрібно визначити необхідний період дискретизації сигналу. Занадто великий час дискретизації призводить до втрати інформації, а занадто малий – до зайвої деталізації, а внаслідок цього до збільшення кількості реєстрованих значень, нераціональних втрат об'єму пам'яті, ускладнення процесу оброблювання результатів тощо. Крім цього необхідно визначити необхідну кількість реєстрованих періодів ЕКГ (довжину реалізації). Занадто мала їх кількість призводить до зменшення вірогідності отриманої інформації, а занадто велика – до наслідків, описаних вище [114]. Виходячи з цього доцільно забезпечити необхідну взаємодію між вимірювальною частиною пристрою і модулем реєстрації даних.

Для реалізації доцільно використовувати класичну мікропроцесорну структуру (рис. 2.10).

Для цього реєстрацію ЕКГ (рис. 2.11) необхідно здійснювати в два етапи [115]. Сам модуль реєстрації побудований у вигляді підпрограми (рис. 2.12). На першому здійснюється попередня реєстрація протягом одного – двох періодів ЕКГ.

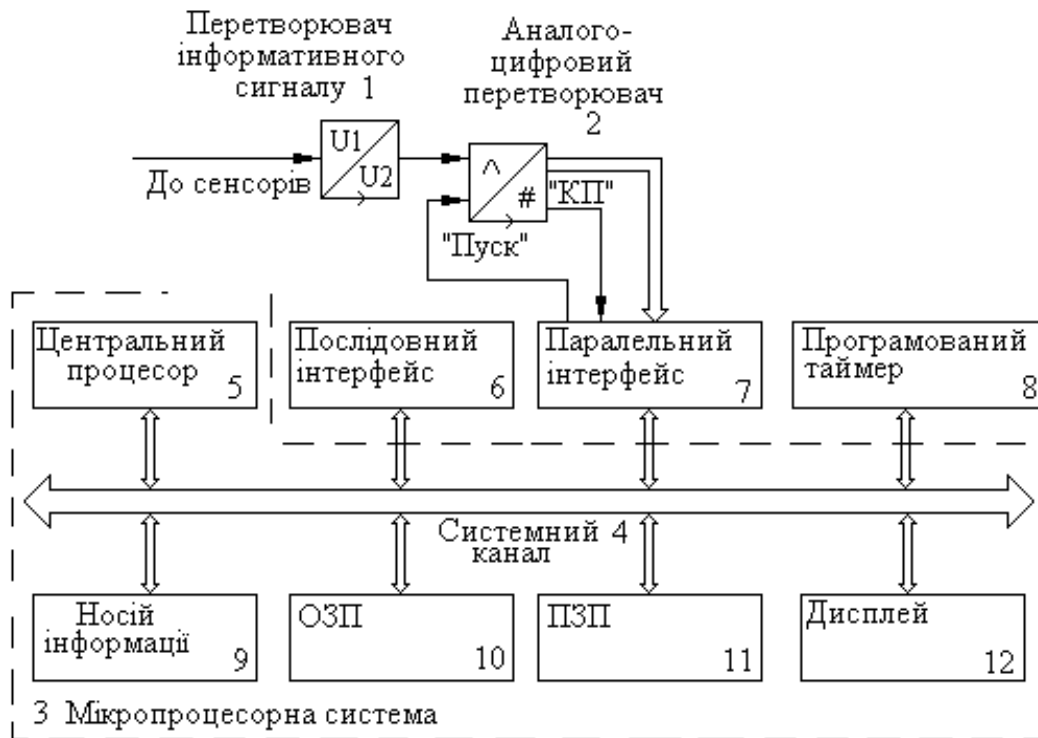


Рисунок 2.10 – Структура для реєстрації адаптивного алгоритму реєстрації

При цьому час дискретизації відповідає тривалості циклу обміну даними. Для одного інформативного каналу він складає

$$T_{\text{ц}} = T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}} + T_{\text{ск}}, \quad (2.27)$$

де $T_{\text{Пуск}}$ – тривалість процедури встановлення сигналу “Пуск” АЦП;

$T_{\text{АЦП}}$ – тривалість циклу перетворення АЦП;

$T_{\text{зч}}$ – тривалість циклу зчитування даних;

$T_{\text{ск}}$ – тривалість процедури скидання сигналу “Пуск” АЦП.

Для багатоканальної системи вираз (2.27) набуває вигляду

$$T_{\text{ц}} = (T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}} + T_{\text{ск}}) \cdot K, \quad (2.28)$$

де K – кількість інформативних вимірювальних каналів.

$$T_{\text{ц}} = (2T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}}) \cdot K. \quad (2.29)$$



Рисунок 2.11 – Процедура реєстрації ЕКГ з використанням режиму програмного опитування

Після цього проводиться спектральний аналіз зареєстрованих значень і визначається оптимальний час дискретизації.

На другому етапі вводиться часова затримка, яка до цього дорівнювала нулю, таким чином, щоб цикл опитування відповідав оптимальному часу дискретизації.

$$T_{\text{ц}} = (2T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}} + T_{\text{з}}) \cdot K, \quad (2.30)$$

де $T_{\text{з}}$ – час затримки для досягнення оптимального режиму дискретизації;

або для одного каналу

$$T_{\text{ц}} = 2T_{\text{Пуск}} + T_{\text{АЦП}} + T_{\text{зч}} + T_{\text{з}}, \quad (2.31)$$

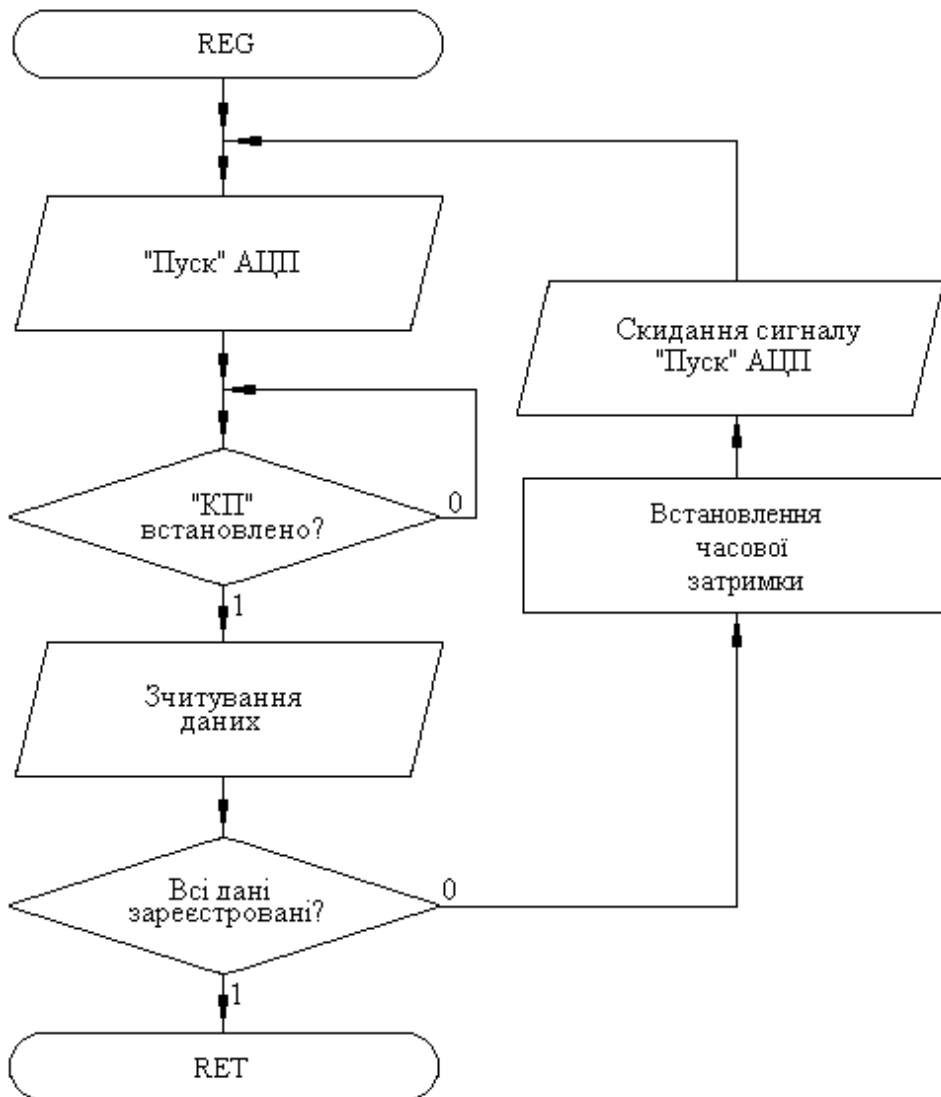
Реєстрація в оптимальному режимі здійснюється, поки не буде набраний необхідний обсяг даних.

Згідно до теореми Котельникова, для перетворення аналогового сигналу на дискретний без втрати інформації, частота циклу дискретизації $f_{\text{ц}}$ повинна задовольняти умову

$$f_{\text{ц}} \geq 2f_{\text{с.мак}}, \quad (2.32)$$

де $f_{\text{с.мак}}$ – максимальна інформативна частота спектру перетворюваного сигналу.

Рисунок 2.12 – Модуль реєстрації ЕКГ з використанням режими



програмного опитування

Переходячи до тривалостей часових інтервалів, можна отримати

$$T_y \leq 2T_{c.max} \quad (2.33)$$

Максимальна гармоніка визначається за умови збереження 95% енергії інформативного сигналу [79].

Похибка квантування визначається розрядністю АЦП і забезпечується на етапі проектування.

Алгоритм містить в собі наступні операції:

- підключають датчики за стандартною методикою;

- здійснюють ініціалізацію паралельного інтерфейсу мікропроцесорної системи;
 - здійснюють попередню реєстрацію ЕКГ, для чого:
 - встановлюють затримку T_3 рівною нулю;
 - переходять до вкладеної процедури реєстрації ЕКГ, для чого:
 - формують сигнал “Пуск” аналого-цифрового перетворювача;
 - дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;
 - процес перетворення даних контролюють за встановленням сигналу “Кінець перетворення”;
 - при встановленні сигналу “КП” здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу;
 - перевіряють вміст лічильника зареєстрованих значень, визначаючи чи всі дані зареєстровані;
 - якщо ні, то скидають сигнал “Пуск” АЦП і цикл повторюють;
 - здійснюють спектральний аналіз зареєстрованої послідовності даних;
 - визначають максимальну гармоніку інформативного сигналу;
 - визначають оптимальний час дискретизації T_u ;
 - визначають час затримки T_3 ;
 - здійснюють основну реєстрацію ЕКГ, для чого:
 - встановлюють затримку T_3 рівною

$$T_3 = T_u - 2T_{\text{Пуск}} - T_{\text{АЦП}} - T_{\text{зч}}; \quad (2.34)$$

- переходять до вкладеної процедури реєстрації ЕКГ, для чого:
 - формують сигнал “Пуск” аналого-цифрового перетворювача;
 - дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;
 - процес перетворення даних контролюють за встановленням сигналу “Кінець перетворення”;
 - при встановленні сигналу “КП” здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу;

- перевіряють вміст лічильника зареєстрованих значень, визначаючи чи всі дані зареєстровані;
 - якщо ні, то скидають сигнал “Пуск” АЦП і цикл повторюють;
- аналіз серцевого ритму здійснюють з використанням стандартної методики;
 - результати зберігають в пам’яті, виводять на монітор чи принтер або передають послідовним інтерфейсом.

Динамічна похибка характеризується тривалістю циклу дискретизації і максимальною похідною реєстрованого динамічного процесу

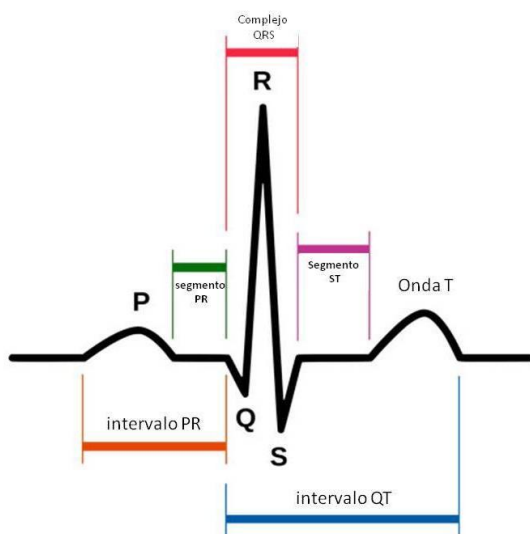


Рисунок 2.13 – Узагальнений вигляд ЕКГ

[114] і визначається виразом (2.35). З рис. 2.13 видно, що похідна досягає максимального значення на зубці *R*. Параметри ЕКГ здорової людини відомі [116]. Виходячи з цих даних, значення похідної для здорової людини становить 1666,7 мм/с, але для різних випадків може варіюватися в досить широкому діапазоні.

$$\Delta_{\partial} = \frac{T_y}{2} \cdot \frac{dx}{dt} \quad (2.35)$$

Виходячи з цього виразу можна побудувати інший алгоритм адаптації, заснований на визначенні значення похідної [117]. При цьому апаратна частина і модуль реєстрації не змінюються, а змінюється лише основна процедура реєстрації (рис. 2.14). Виходячи з цього справедливими є отримані вище вирази для оцінки тривалості опорного циклу реєстрації значень.

Алгоритм складається з наступних операцій:

- підключають датчики за стандартною методикою;
- здійснюють ініціалізацію паралельного інтерфейсу мікропроцесорної системи;

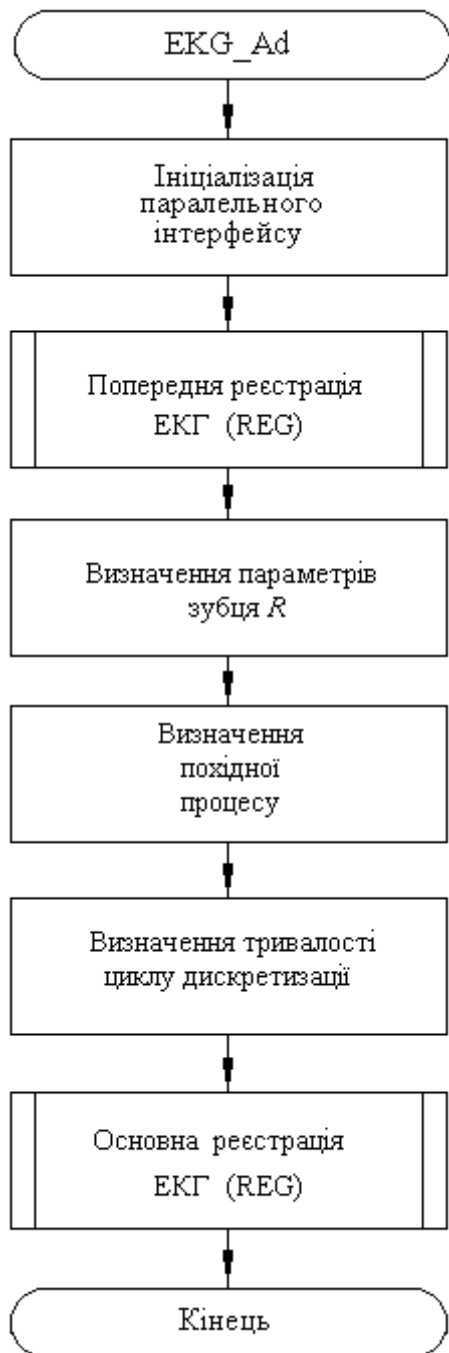


Рисунок 2.14 – Процедура реєстрації ЕКГ з використанням режиму програмного опитування

- визначають значення похідної інформативного сигналу;
- визначають оптимальний час дискретизації T_d ;
- визначають час затримки T_3 ;

- здійснюють попередню реєстрацію ЕКГ, для чого:
- встановлюють затримку T_3 рівною нулю;
- переходять до вкладеної процедури реєстрації ЕКГ, для чого:
 - формують сигнал “Пуск” аналого-цифрового перетворювача;
 - дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;
 - процес перетворення даних контролюють за встановленням сигналу “Кінець перетворення”;
 - при встановленні сигналу “КП” здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу;
 - перевіряють вміст лічильника зареєстрованих значень, визначаючи чи всі дані зареєстровані;
 - якщо ні, то скидають сигнал “Пуск” АЦП і цикл повторюють;
- здійснюють визначення параметрів зубця R зареєстрованої послідовності даних;

- здійснюють основну реєстрацію ЕКГ, для чого встановлюють затримку T_z згідно (2.34);
- переходять до вкладеної процедури реєстрації ЕКГ, для чого:
 - формують сигнал “Пуск” аналого-цифрового перетворювача;
 - дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;
 - процес перетворення даних контролюють за встановленням сигналу “Кінець перетворення”;
 - при встановленні сигналу “КП” здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу;
 - перевіряють вміст лічильника зареєстрованих значень, визначаючи чи всі дані зареєстровані;
 - якщо ні, то скидають сигнал “Пуск” АЦП і цикл повторюють;
- аналіз серцевого ритму здійснюють з використанням стандартної методики;
- результати зберігають в пам’яті і виводять на монітор чи принтер, а за необхідності передають послідовним інтерфейсом.

Важливим показником є кількість значень, яку потрібно реєструвати. Вона визначається співвідношенням

$$N = \frac{n \cdot T_{ЕКГ}}{T_{\psi}}, \quad (2.36)$$

де n – кількість необхідних реєстрованих періодів ЕКГ;

$T_{ЕКГ}$ – тривалість періоду ЕКГ;

T_{ψ} – тривалість циклу реєстрації одного значення.

Але до цього виразу входить тривалість періоду сигналу, на чому теж доцільно будувати алгоритм адаптації [118]. Як і в попередньому випадку апаратна частина і модуль реєстрації не змінюються [119], а змінюється лише основна процедура реєстрації (рис. 2.15). Також є справедливими і отримані вище вирази для оцінки тривалості опорного циклу реєстрації значень.



Рисунок 2.15 – Процедура реєстрації ЕКГ з використанням режиму програмного опитування

В цьому випадку реєстрація ЕКГ теж здійснюється в два етапи. На першому проводиться попередня реєстрація протягом двох періодів ЕКГ. Виходячи з параметрів ЕКГ здорової людини [116] період становить приблизно 0,8 с. Реєстрація протягом 2 с дозволяє зареєструвати 2 періоди, навіть з урахуванням аномалій. Після цього можна точно визначити період кардіограми і розрахувати необхідну кількість реєстрованих значень. На другому етапі здійснюється реєстрація необхідної кількості періодів кардіограми для забезпечення потрібної вірогідності.

Для цього доцільно скористатися імовірно-статистичним підходом [47]. Згідно центральної граничної теореми теорії ймовірностей при достатньо великій кількості дослідів n можна припустити, що закон розподілу випадкової величини X є нормальним із параметрами $m_X = a$ та σ_X . Для допустимого значення імовірності p_{don} за таблицею інтеграла Лапласа (інтеграла імовірності) необхідно знайти порогове значення

$$h_{don} = \frac{\Delta}{\left(\sigma_X / \sqrt{n}\right)}. \quad (2.37)$$

Виходячи з величини допуску $\Delta = |m_X^* - a|$ і відомому значенні σ_X можна визначити необхідний обсяг вибірки за формулою

$$n \geq \frac{h_{\text{don}}^2 \cdot \sigma_X^2}{\Delta^2}. \quad (2.38)$$

Розрахунки показують, що для $p_{\text{don}} = 0,95$ та $\sigma_x/\Delta = 1$, кількість реєстрованих періодів становить $n = 4$. При цьому зведена похибка не перевищує значення

$$\delta_3 = \frac{T_u}{T_{\text{ЕКГ}}} \cdot 100\%. \quad (2.39)$$

Алгоритм буде складатися з наступних операцій:

- підключають датчики за стандартною методикою;
- здійснюють ініціалізацію паралельного інтерфейсу мікропроцесорної системи;
 - здійснюють попередню реєстрацію ЕКГ, для чого:
 - встановлюють таймер на час 2 с;
 - переходять до вкладеної процедури реєстрації ЕКГ, для чого:
 - формують сигнал “Пуск” аналого-цифрового перетворювача;
 - дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;
 - процес перетворення даних контролюють за встановленням сигналу “Кінець перетворення”;
 - при встановленні сигналу “КП” здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу;
 - перевіряють вміст лічильника зареєстрованих значень, визначаючи чи всі дані зареєстровані;
 - якщо ні, то скидають сигнал “Пуск” АЦП і цикл повторюють;
 - здійснюють розрахунок необхідної кількості реєстрованих періодів ЕКГ;
 - визначають необхідну кількість реєстрованих значень;
 - здійснюють основну реєстрацію ЕКГ, для чого:
 - встановлюють необхідну кількість реєстрованих значень
 - переходять до вкладеної процедури реєстрації ЕКГ, для чого:

- формують сигнал “Пуск” аналого-цифрового перетворювача;
 - дані піддають оброблюванню за допомогою аналого-цифрового перетворення;
 - процес перетворення даних контролюють за встановленням сигналу “Кінець перетворення”;
 - при встановленні сигналу “КП” здійснюють зчитування даних з паралельного інтерфейсу;
 - перевіряють вміст лічильника зареєстрованих значень, визначаючи чи всі дані зареєстровані;
 - якщо ні, то скидають сигнал “Пуск” АЦП і цикл повторюють;
- аналіз серцевого ритму здійснюють з використанням стандартної методики;
 - результати зберігають в пам’яті і виводять на монітор чи принтер, а при необхідності передають послідовним інтерфейсом.

Однією з головних задач при реєстрації є зв’язок довжини реалізації і точності. При цьому доцільно користуватися імовірнісно-статистичним підходом, використовуючи оцінку шуканої імовірності p [47].

При цьому змінюється лише методика розрахунку кількості реєстрованих значень, а структури апаратного і програмного забезпечення лишаються незмінними [120].

Тобто

$$p\left(\frac{k}{n} < x\right) = \int_{-\infty}^x \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_{k/n}^2}} \exp\left(-\frac{\left(\frac{k}{n} - m_{k/n}\right)^2}{2\sigma_{k/n}^2}\right) d\frac{k}{n}. \quad (2.41)$$

При достатньо великих значеннях n

$$p\left(\frac{\frac{k}{n} - m_{k/n}}{\sigma_{k/n}} < \frac{\Delta}{\sigma_{k/n}}\right) = F\left(\frac{n \cdot \Delta}{\sigma_{k/n}}\right). \quad (2.42)$$

Завдаючись імовірністю p , можна отримати оцінку k/n

$$P\left(\frac{k}{n} - p < \Delta\right) = h_{\text{доп}} \sqrt{\frac{p(1-p)}{n}}, \quad (2.43)$$

де $h_{\text{доп}}$ – значення інтеграла Лапласа для імовірності p .

$$\Delta = h_{\text{доп}} \sqrt{\frac{p(1-p)}{n}}. \quad (2.44)$$

Звідки

$$n = h_{\text{доп}} \cdot \frac{p(1-p)}{\Delta^2}. \quad (2.45)$$

Таким чином, вибираючи допустиму імовірність та похибку реєстрації, можна визначити кількість необхідно реєстрованих періодів ЕКГ. Для $p = 0,997$ та $\Delta = 0,1$ кількість періодів становить $n = 11$.

Для адаптивних алгоритмів, які дозволяють оптимізувати процес реєстрації, пропонується програмний режим, як найбільш простий в реалізації, хоча можна застосовувати і переривання. Режим прямого доступу до пам'яті застосовувати недоцільно, оскільки він не лише складний для реалізації, але й розрахований на реєстрацію великої кількості значень.

Фільтрація даних дозволяє суттєво очистити результати експерименту, підвищуючи їх вірогідність. Ущільнення даних сприяє суттєвій економії ресурсів телемедичної системи. Введення адаптивної реєстрації дозволяє оптимізувати процедуру і мінімізувати динамічну похибку. А в цілому вказані алгоритми зменшують кількість реєстрованих значень, скорочують використовуваний обсяг пам'яті, спрощують оброблювання результатів, що в комплексі значно підвищує ефективність використання телемедичної системи.

Часові коливання мікроальтернацій ЕКГ-сигналу протягом доби, як і коливань частоти пульсу, артеріального тиску та інших фізіологічних показників формується під впливом біологічних ритмів діяльності симпатичної та парасимпатичної ланок вегетативної нервової

системи, а також добової динаміки вмісту нейрогуморальних субстанцій (кортизола, ТТГ, інсуліну, опіоїдів, вазоактивних пептидів тощо), які прямо чи опосередковано приймають участь у регуляції серцево-судинної системи. Електрокардіографія залишається найбільш розповсюдженим, доступним і дешевим методом об'єктивного дослідження серця. Разом з тим, чутливість і специфічність звичайного електрокардіографічного дослідження недостатньо високі, що вимагає від дослідників постійно шукати нові підходи до вирішення задач аналізу та інтерпретації ЕКГ. Сучасні комп'ютерні системи дозволяють на основі аналізу ЕКГ отримувати інформацію щодо функціонального стану людини в різних умовах. Створені носимі мініатюрні системи для неперервного запису електрокардіограми протягом доби і більше. Але, разом з цим, розвиваються нові методи і технології реєстрації і оброблення біомедичних сигналів. Функціонально завершені однокристальні мікроконтролери дозволяють достатньо просто вирішити практично сформульовані задачі.

3. Передавання телемедичних даних каналами зв'язку

Ефективність роботи телемедичних систем крім вибору і побудови діагностичного обладнання значною мірою залежить від обміну інформацією. Це пов'язано з єдиним методом транспортування даних каналами зв'язку всіх видів інформації за допомогою технології асинхронного режиму перенесення пакетів фіксованої структури і довжини.

Для досягнення вказаної мети є необхідним використання завадостійкого коду, якому повинні бути притаманні певні властивості:

- ✓ забезпечення гарантованої вірогідності передавання, тобто неперевищення імовірності помилки декодування для будь-якого каналу зв'язку;
- ✓ наявність набору параметрів, які можна було б варіювати для забезпечення передавання інформації каналами різного рівня якості.

3.1. Аналіз можливостей завадозахищеного кодування даних у телемедичних системах

Залежно від умов передавання інформації може здійснюватися [120]:

- ⇒ з використанням кодів визначення помилок;
- ⇒ з використанням кодів визначення і виправлення помилок;
- ⇒ з повторенням передавання і мажоритарним декодуванням.

Для адаптивного передавання інформації каналом з ненульовою пропускною здатністю використовується набір (n, k) -кодів з виправленням помилок, де n – загальна кількість розрядів кодової комбінації, k – кількість інформаційних розрядів, мінімальна кодова відстань яких

$$d_{\min} \geq s + t + 1, t \geq s, \quad (3.1)$$

де s – кількість помилок, що виявляються;

t – кількість помилок, що виправляються,

характеризує спроможність блокового коду (n, k) до виправлення помилок і залежить від властивостей конкретного коду. В свою чергу кількість помилок, що виправляються, t пов'язана з мінімальною відстанню між n -мірними кодовими словами у метриці Хеммінга

$$t = \frac{d_{\min} - 1}{2} . \quad (3.2)$$

Повідомлення, що має передаватися до каналу зв'язку \bar{x}_k , складається з інформаційної \bar{x}_i та службової \bar{x}_u частин

$$\bar{x}_k : \bar{x}_i \oplus \bar{x}_u . \quad (3.3)$$

Після виконання завадозахищеного кодування, до кодової комбінації \bar{x}_k додається ще й m контрольних розрядів

$$\bar{x}_n : \bar{x}_k \oplus \bar{x}_m = \bar{x}_i \oplus \bar{x}_u \oplus \bar{x}_m . \quad (3.4)$$

Такий формат представлення даних дозволяє вносити необхідні корективи до вхідних параметрів розробленої моделі каналу.

Оскільки більша частина інформації передається з використанням засобів комп'ютерної техніки, то процес передавання має певні особливості [121, 122]. З одного боку, послідовні інтерфейси, що використовуються для передавання інформації до каналу зв'язку, здебільшого працюють з байтами. Навіть, якщо кількість розрядів, що передаються, можна завдавати програмним шляхом, то порт все рівно доповнює слово нулями, і до каналу зв'язку передається повний байт. З другого боку, каналні коди типу Манчестер II, AMI, MLT-3, BNZS, HDB3 тощо можна використовувати лише для перетворення сигналів, оскільки вони тільки фіксують помилки, не виправляючи їх, але вимагають суттєвих апаратних витрат і відрізняються складністю програмної реалізації.

Інформацію до каналу зв'язку можна передавати не лише окремими байтами, але й блоками довжиною N_b байт . Тоді, показник якості передавання інформації каналом зв'язку E_k залежить від складу вектора сигналу \bar{x}_n , що передається, імовірності спотворення елементарного сигналу p_0 , довжини блока, що передається, N_b та кількості помилок, що виправляються, t . Таким чином, задачу побудови коду можна сформулювати у вигляді

$$\begin{cases} E_k = \max_{\bar{x}_n, p_0, N_b, t} E_k(\bar{x}_n, p_0, N_b, t); \\ v_k \rightarrow v_{nop}; \\ p_k \rightarrow p_{nop}. \end{cases} \quad (3.5)$$

де $v_k = N_b/T = (8k_v \cdot N_b)/\tau$ – швидкість передавання інформації;

p_k – імовірність правильного приймання блоку з N_b байт даних;

p_{nop} – порогова імовірність правильного приймання блоку з N_b байт даних;

v_k – швидкість передавання даних каналом зв'язку;

v_{nop} – порогова швидкість передавання даних каналом зв'язку;

T – час передавання блоку з N_b байт даних,

з урахуванням граничного значення об'єму сигналу

$$V_k \leq V_{nop} . \quad (3.6)$$

Для другого випадку показник якості передавання інформації каналом зв'язку E_k залежить від складу вектора сигналу \bar{x}_n , що передається, імовірності спотворення елементарного сигналу p_0 , розміру блока, що передається, N_b та кількості повторів r . Таким чином, задачу побудови коду можна сформулювати у вигляді

$$\begin{cases} E_k = \max_{\bar{x}_n, p_0, N_b, r} E_k(\bar{x}_n, p_0, N_b, r); \\ v_k \rightarrow v_{nop}; \\ p_k \rightarrow p_{nop}. \end{cases} \quad (3.7)$$

причому в обох випадках порогова швидкість передавання інформації визначається за методикою Шеннона [123]. Потенційно можливу мінімальну кодову відстань d_{\min} для блокових кодів (n, k) можна приблизно визначити, використовуючи різні оцінки [124]:

$$\text{з використанням межі Плоткіна} - d_{\min} \leq n \frac{2^{k-1}}{2^k - 1}, \quad (3.8)$$

$$\text{з використанням межі упаковки Хеммінга} - 2^{n-k} \geq \sum_{i=0}^t C_n^i. \quad (3.9)$$

Використання кодів такого типу вимагає оцінювання кількості інформаційних розрядів і кількості помилок, що виправляються. Графік, який ілюструє частку інформативних розрядів k у кодових комбінаціях для $d_{\min} = 3$ та $d_{\min} = 5$ (відповідно виправлення однієї та двох помилок) наведений на рис. 3.1. Так, для виправлення двох помилок, мінімальною кількістю розрядів $n2_{\min}|_{d_{\min}=5} = 7$, а для однієї – $n1_{\min}|_{d_{\min}=3} = 3$.

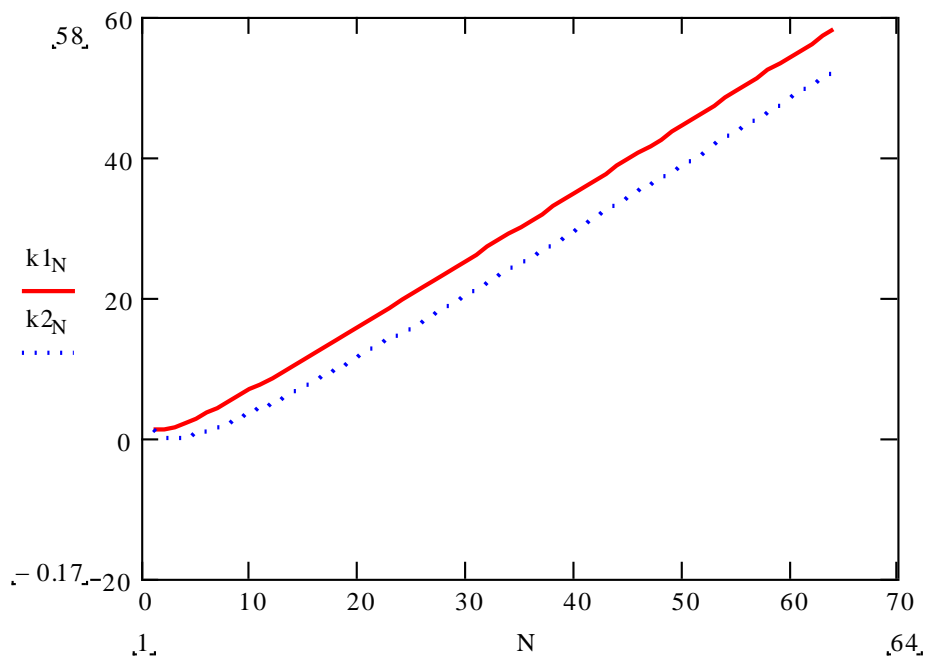


Рисунок 3.1 – Кількість інформаційних розрядів $k1|_{d_{\min}=3}$ та $k2|_{d_{\min}=5}$ у блоці повідомлення при різній його довжині N_b

Велике значення має також час передавання інформації. Графік залежності часу передавання залежно від обсягу файлу, що передається, поданий на рис. 3.2.

Оскільки для виправлення однієї помилки можна ефективно використати чотири інформаційні розряди з трьома контрольними, а послідовний інтерфейс передає інформацію байтами, то перепакування даних до повних восьми розрядів дає певний виграш в часі, який ілюструється рис. 3.3.

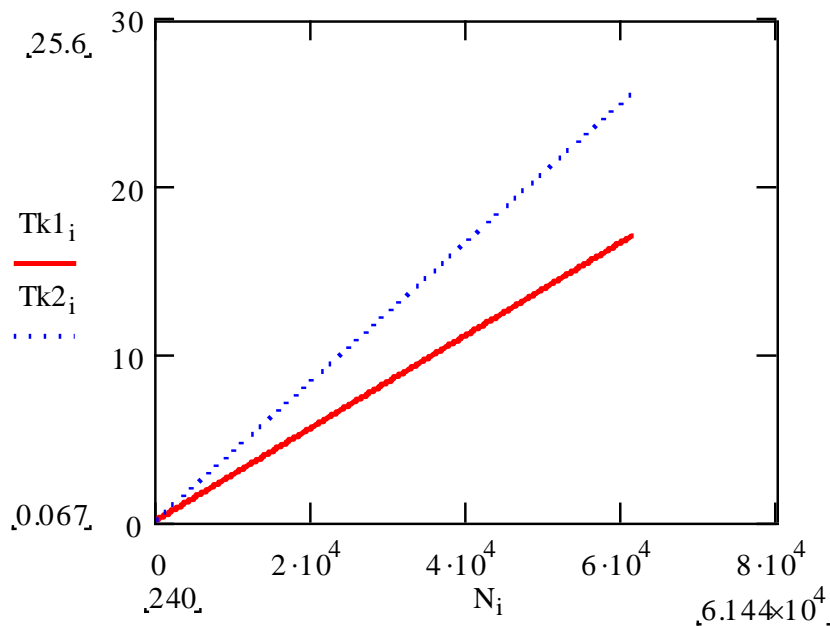


Рисунок 3.2 – Залежність часу передавання $Tk1|_{d_{\min}=3}$ та $Tk2|_{d_{\min}=5}$ від довжини блоку повідомлення N_b

Таким чином, для забезпечення оптимального режиму роботи необхідно визначити параметри передавання, які описуються виразами (3.5), (3.7).

Для визначення максимальної довжини блоку передавання необхідно врахувати, що коди з виправленням помилок призначені для корегування лише певної кількості помилок, яка визначається кодовою відстанню. Якщо всі помилки у блоці виправити неможливо, то блок необхідно передавати знову. Наявність зворотного каналу передбачає передавання спеціальних сигналів після надходження кожного

блоку щодо наявності невірних помилок, тобто щодо правильності або неправильного передавання блоку.

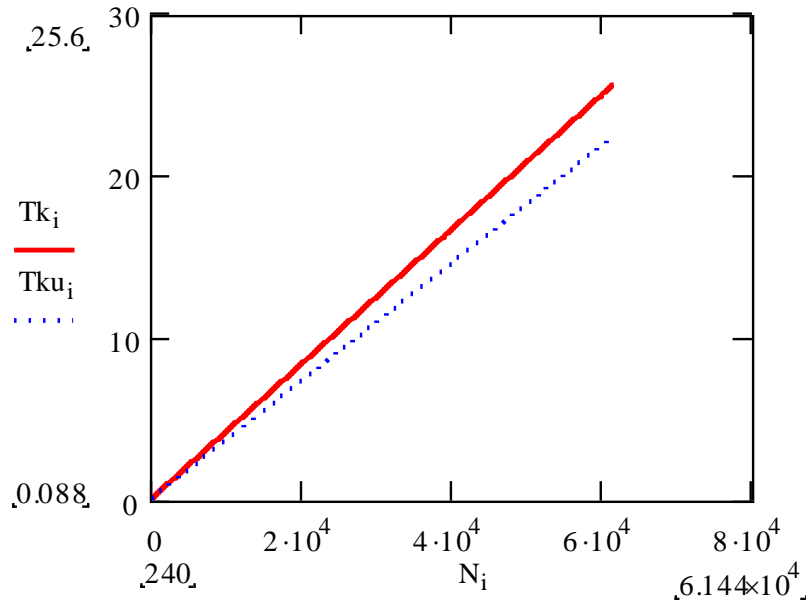


Рисунок 3.3 – Залежність часу передавання Tk (без перегрупування даних) та Tku (з перегрупуванням даних) від довжини блоку повідомлення N_b

Властивості симетричного каналу без пам'яті передбачають, що помилки будуть незалежними, а імовірності $p_{np.i}$ приймання кожного i -того блоку не будуть залежати від попередніх сеансів.

Імовірність того, що кодова комбінація з n символів буде прийнята без помилок (їх кількість не перевищить потенційної здатності коду t_n), підпорядковується біноміальному закону розподілу

$$p_{np.бл.} = \sum_{j=0}^t C_n^j \cdot p_0^j \cdot (1 - p_0)^{n-j}, \quad (3.10)$$

де p_0 – імовірність помилки на один символ.

Для кожного p_0 ефективна швидкість передавання може бути визначена з урахуванням кодової відстані d , яка характеризує кількість додаткових контрольних розрядів.

На рис. 3.4 наведений графік імовірності безпомилкового передавання залежно від довжини кодової комбінації при виправленні однієї та двох помилок.

Залежно від імовірності p_0 спотворення елементарного сигналу, канали зв'язку мають певну градацію. Для них визначені імовірності спотворення $p_{0.1} = 10^{-1}$, $p_{0.2} = 10^{-2}$, $p_{0.3} = 10^{-3}$, $p_{0.4} = 10^{-4}$, $p_{0.5} = 10^{-5}$, ... Для цих видів каналів побудовані графіки імовірностей безпомилкового передавання при виправленні однієї та двох помилок (відповідно рис. 3.5 та 3.6).

Аналогічно до цього, доцільно побудувати залежності імовірностей безпомилкового передавання інформації з виправленням однієї та двох помилок на байт, а також аналогічні залежності при різних градаціях імовірності помилки спотворення елементарного сигналу каналом зв'язку (рис. 3.7 – 3.9).

Отримані залежності показують не лише переваги передавання інформації в байтовому форматі, але й чітко вказують, що при погіршенні якості зв'язку необхідно зменшувати довжину блоку даних, що передається.

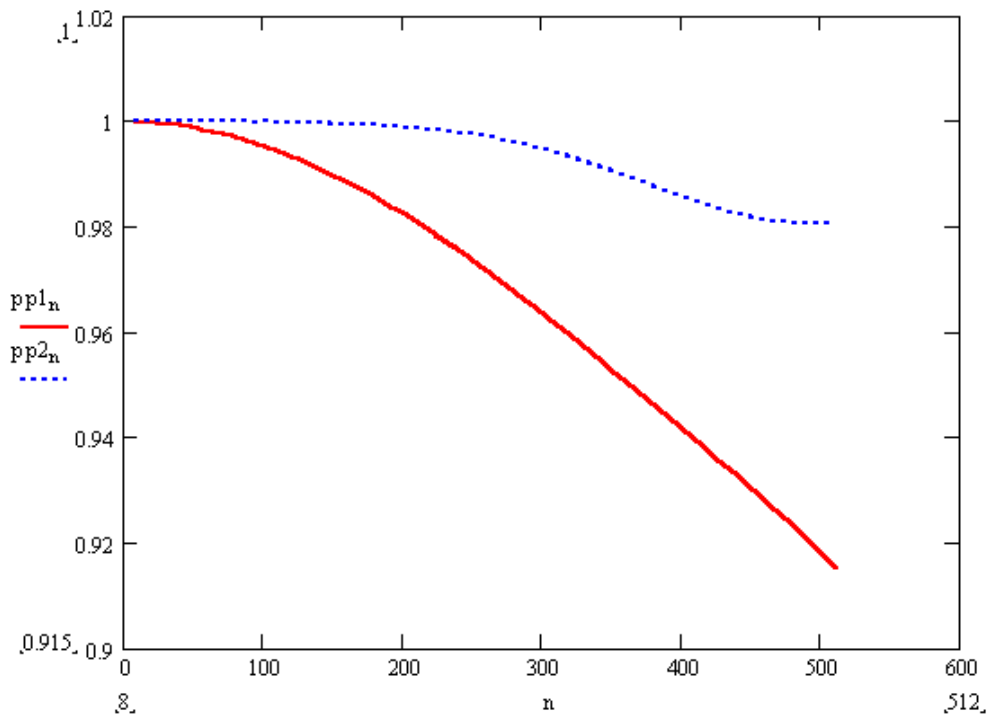


Рисунок 3.4 – Імовірності безпомилкового передавання залежно від довжини кодової комбінації N при виправленні однієї (p_{1_n}) та двох (p_{2_n}) помилок і $p_0 = 10^{-3}$

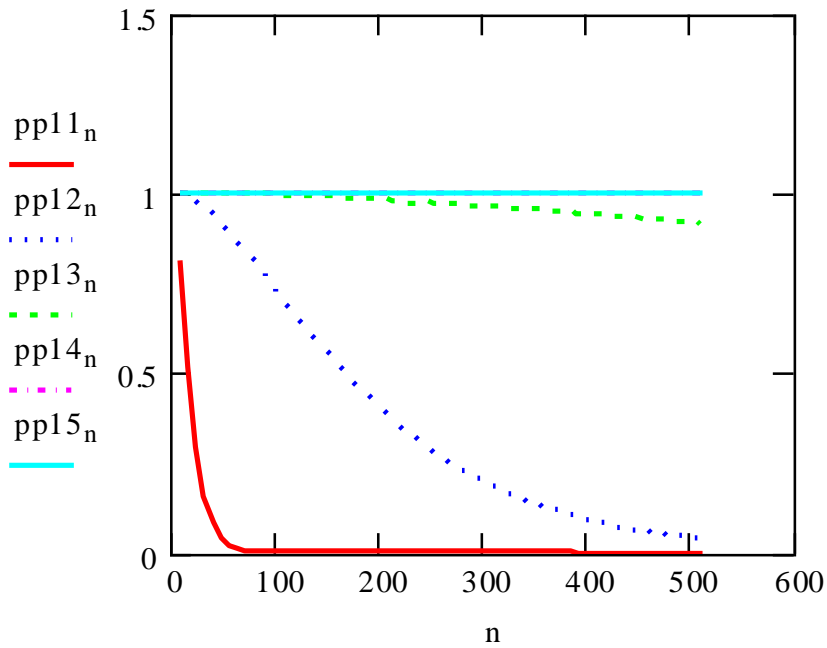


Рисунок 3.5 – Імовірності безпомилкового передавання залежно від довжини кодової комбінації n при виправленні однієї помилки і $p_{0.1} = 10^{-1}$, $p_{0.2} = 10^{-2}$, $p_{0.3} = 10^{-3}$, $p_{0.4} = 10^{-4}$, $p_{0.5} = 10^{-5}$

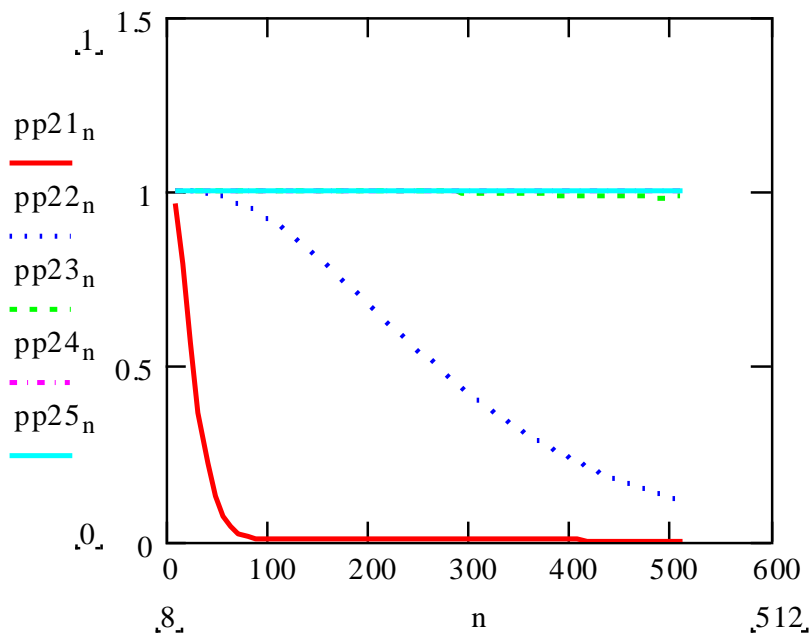


Рисунок 3.6 – Імовірності безпомилкового передавання залежно від довжини кодової комбінації n при виправленні двох помилок і $p_{0.1} = 10^{-1}$, $p_{0.2} = 10^{-2}$, $p_{0.3} = 10^{-3}$, $p_{0.4} = 10^{-4}$, $p_{0.5} = 10^{-5}$

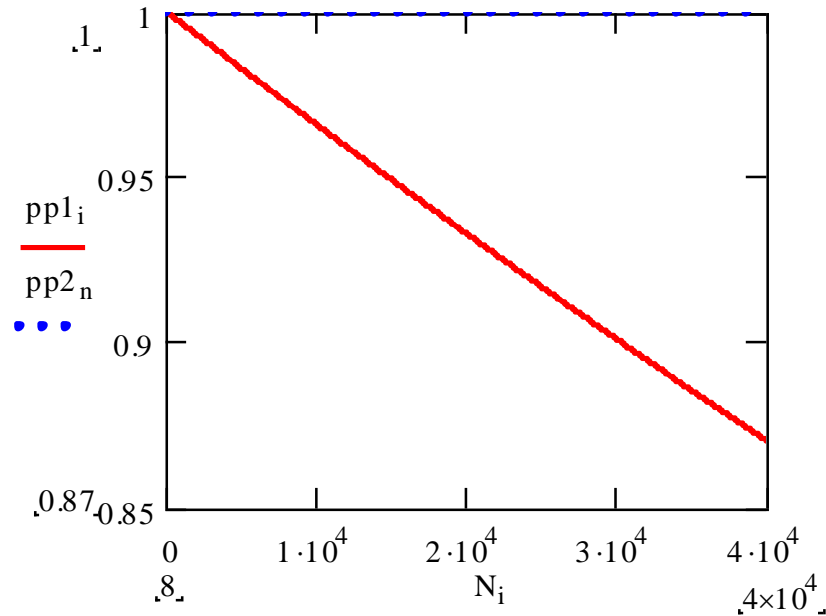


Рисунок 3.7 – Імовірності безпомилкового передавання залежно від довжини кодової комбінації N при виправленні однієї ($p1_n$) та двох ($p2_n$) помилок на байт, $p_0 = 10^{-3}$ і передаванні байтами ($n = 8$)

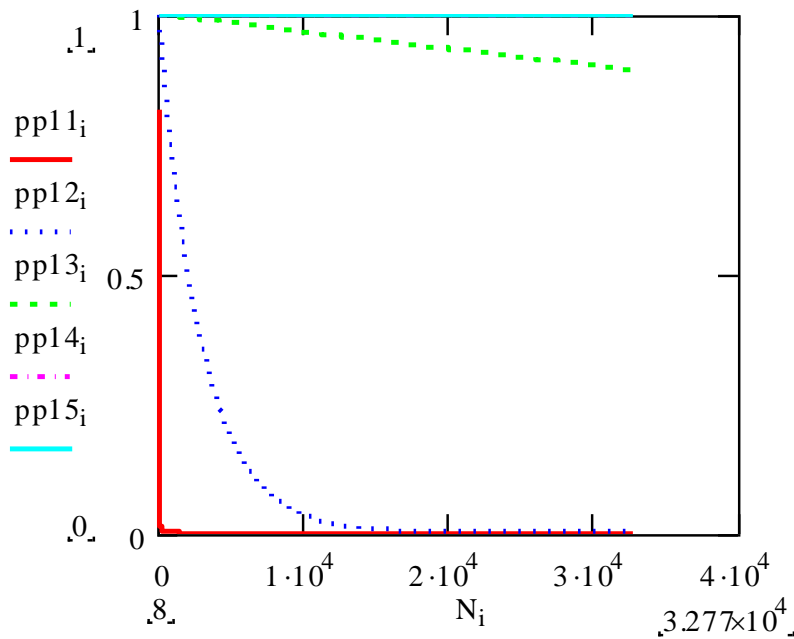


Рисунок 3.8 – Імовірності безпомилкового передавання залежно від довжини кодової комбінації N при виправленні однієї помилки на байт, $p_{0.1} = 10^{-1}$, $p_{0.2} = 10^{-2}$, $p_{0.3} = 10^{-3}$, $p_{0.4} = 10^{-4}$, $p_{0.5} = 10^{-5}$ і передаванні байтами ($n = 8$)

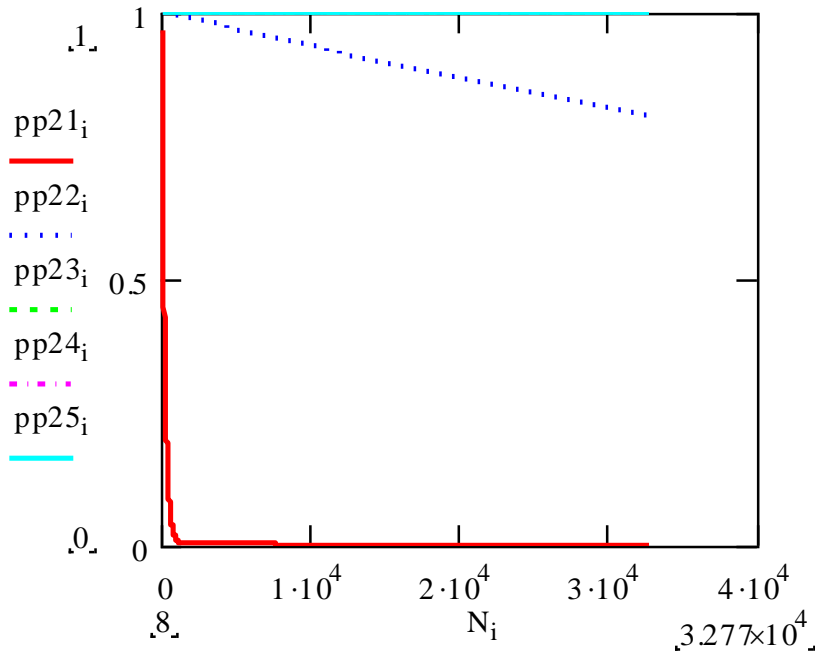


Рисунок 3.9 – Ймовірності безпомилкового передавання залежно від довжини кодової комбінації N при виправленні двох помилок на байт, $p_{0,1} = 10^{-1}$, $p_{0,2} = 10^{-2}$, $p_{0,3} = 10^{-3}$, $p_{0,4} = 10^{-4}$, $p_{0,5} = 10^{-5}$ і передаванні байтами ($n = 8$)

В літературі [120] розроблена методологія, яка дозволяє отримати значення довжини блока передавання N_{\max} та кількості інформаційних розрядів $K_{\hat{0}n}$, яка може вміщуватися в даному блоку. Це, в свою чергу, дозволяє оцінити середнє значення кількості інформації k/n на один байт даних, що передаються каналом зв'язку, або на одну кодову комбінацію, якщо дані кодуються і передаються дібайтами, трибайтами тощо. Виходячи з цього, можна вибрати метод кодування, який є оптимальним для даних умов передавання [125 – 127]. Відносне значення співвідношення (кількість інформаційних розрядів) / (кількість розрядів кодової комбінації) у вигляді $\frac{(n-k)}{\log_2 n}$ прямо вказує на кількість помилок, які потрібно виправляти в кодовій комбінації. На рис. 3.10 подані графіки залежності k/n від довжини кодової комбінації n при необхідності реалізації різних методів кодування.

На рис. 3.11 подані графіки ефективної швидкості передавання для вказаних умов при базовій швидкості 9600 біт/с, а на рис. 3.12 –

графіки вмісту відносної кількості інформації в кодовій комбінації залежно від її довжини при рівній імовірності появи інформаційних сигналів.

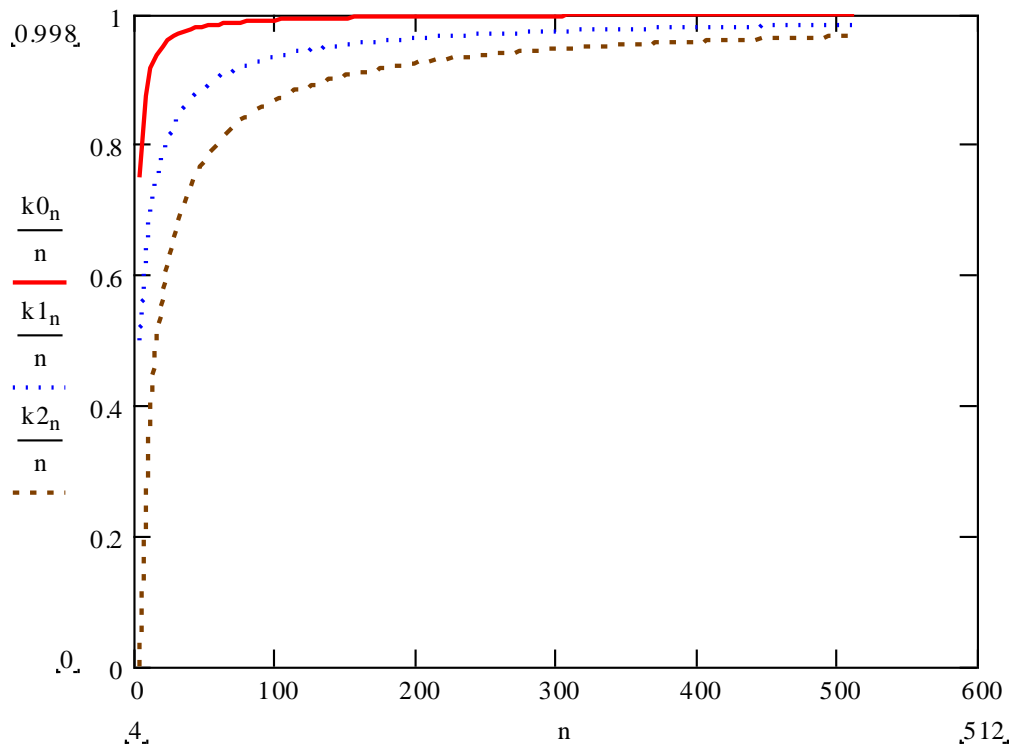


Рисунок 3.10 – Кількість інформативних розрядів на одну кодову комбінацію при необхідності реалізації різних методів кодування:

k_0/n – необхідність перевірки на парність;

k_1/n – необхідність виправлення однієї помилки на кодову комбінацію;

k_2/n – необхідність виправлення двох помилок на кодову комбінацію.

Критерієм необхідності зміни алгоритму кодування є досягнення співвідношенням k/n значення на одну кодову комбінацію, що передається каналом зв'язку

$$\left(\frac{k}{n}\right)_{cp} = 1 - \frac{t \cdot \log_2(N_{b.p} \cdot n_{kod})}{N_{b.p} \cdot n_{kod}} \quad (3.11)$$

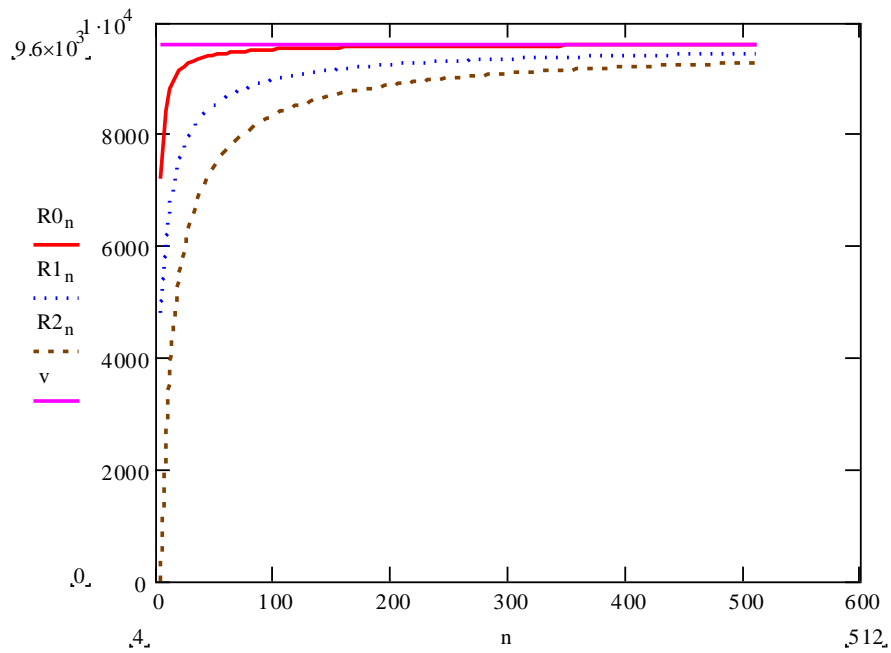


Рисунок 3.11 – Ефективна швидкість передавання при необхідності реалізації різних методів кодування:

R_0 – необхідність перевірки на парність;

R_1 – необхідність виправлення однієї помилки на кодову комбінацію;

R_2 – необхідність виправлення двох помилок на кодову комбінацію.

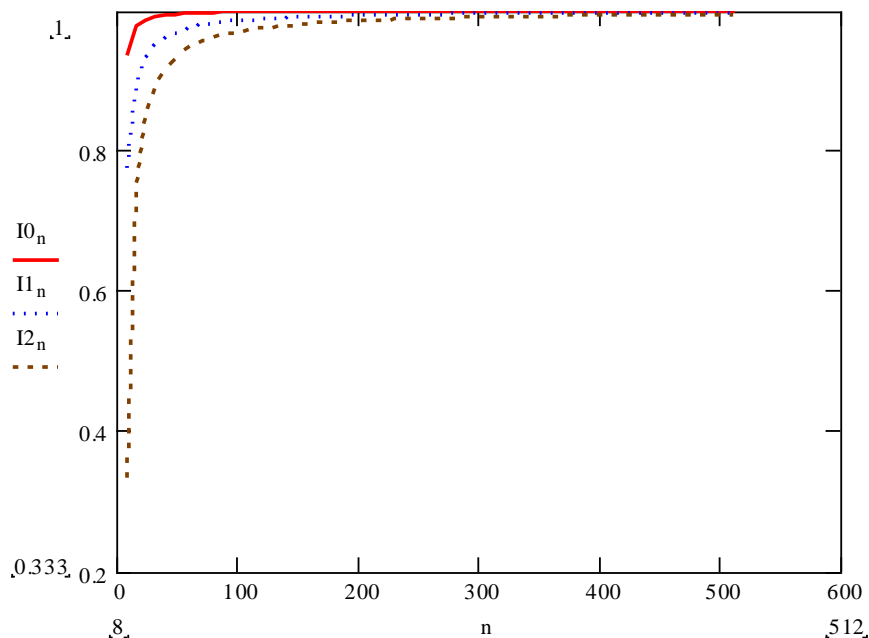


Рисунок 3.12 – Відносна кількість інформації в кодовій комбінації при необхідності реалізації різних методів кодування

Значення $(N_{b,p} \cdot n_{kod})$ являє собою максимальне значення довжини блоку передавання, а параметр n_{kod} – вибрану довжину кодової комбінації. При досягненні цього значення, необхідно змінювати метод кодування.

Оскільки вказаний параметр k/n знаходиться у чітко визначених межах $(k/n)_{ep.min} < (k/n)_i < (k/n)_{ep.max}$, то зміну можна здійснювати в обидва боки, як підвищуючи корегувальну здатність коду, так і зменшуючи її за рахунок вибору метода кодування, який відповідає вибраній мінімальній кодовій відстані $d_{i,min}$.

Апріорне визначення співвідношення середнього значення кількості інформації k/n на одну кодову комбінацію і контроль цього па-

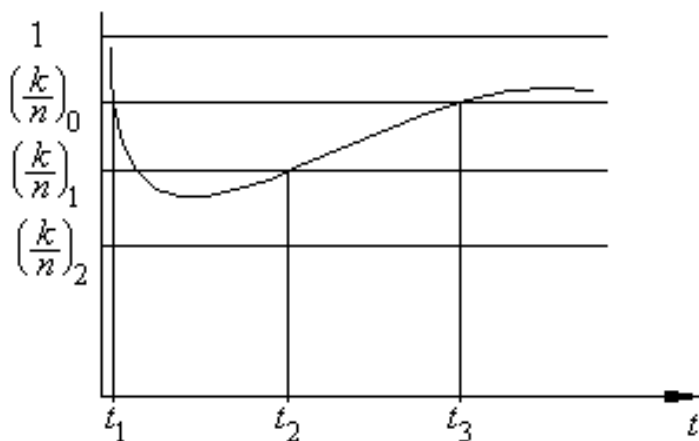


Рисунок 3.13 – Зміни метода кодування під час передавання інформації

раметра дозволяє адаптивно змінювати як алгоритм кодування, так і довжину кодової комбінації, що ілюструється наведеними графіками.

Виходячи з цього, можна визначити процедуру зміни алгоритму кодування, як це подано на рис. 3.13 та 3.14.

Виходячи з вищевикладеного, тестування каналу зв'язку є необхідним або для визначення середньої імовірності спотворення елементарного інформаційного сигналу p_0 або для визначення статистичних характеристик співвідношення *сигнал/шум* h^2 .

Якщо коди з перевіркою на парність відносяться до найбільш швидкісних, оскільки мають найменшу надлишковість, то коди з по-

вторенням характеризуються значною корегувальною здатністю, яка досягається за рахунок введення значної надлишковості.

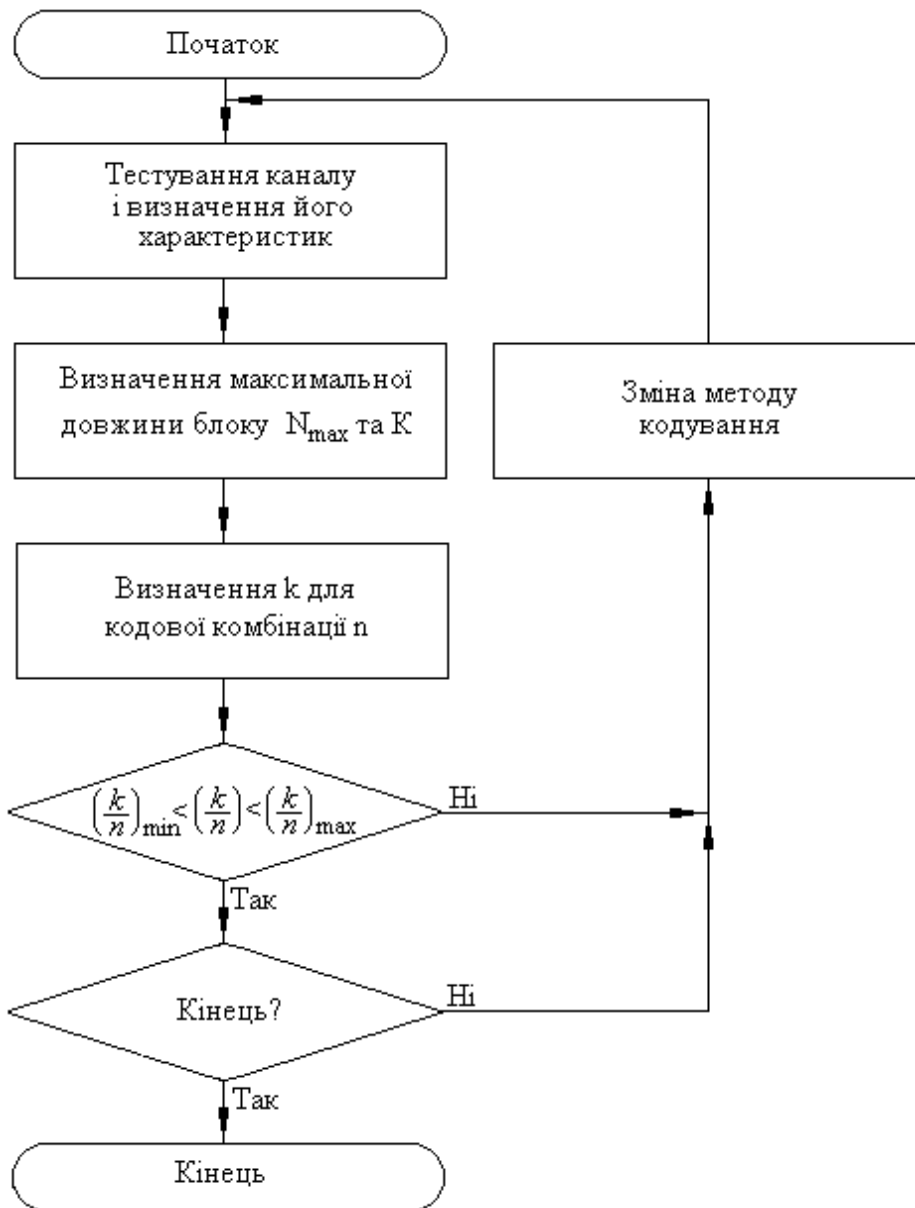


Рисунок 3.14 – Послідовність дій для вибору методу циклічного кодування за кількістю помилок, що виправляються

Це знижує ефективну швидкість передавання, але спрощує реалізацію пристроїв. Такі коди доцільно використовувати в критичних ситуаціях, коли інші методи кодування виявляються неефективними.

В літературі докладно розглянуті особливості передавання інформації в цьому режимі, але відкритим лишається питання щодо кі-

лькості повторювань кодової комбінації для забезпечення завданої вірогідності передавання. Крім цього, там розглядаються алгоритми з двократним передаванням, що в принципі виключає мажоритарність виправлення помилок.

Відомі два варіанта реалізації алгоритму передавання інформації з повторюванням [128, 129]. В першому випадку r разів повторюється кожний елемент кодової комбінації, а в другому – r разів повторюється кодова комбінація. Для цих випадків формуються матриці, які дозволяють здійснювати декодування прийнятої комбінації.

$$\hat{x}_{1,i}^T = (\hat{x}_1, \hat{x}_2, \hat{x}_3, \dots, \hat{x}_r). \quad (3.12)$$

Декодування реалізується за принципом двійкового додавання

$$x_{1,i} = \hat{x}_1 \oplus \hat{x}_2 \oplus \hat{x}_3 \oplus \dots \oplus \hat{x}_r. \quad (3.13)$$

В другому випадку матриця має вигляд

$$\hat{x}_2 = \begin{vmatrix} \hat{x}_{11} & \hat{x}_{12} & \dots & \hat{x}_{1n} \\ \hat{x}_{21} & \hat{x}_{22} & \dots & \hat{x}_{2n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \hat{x}_{r1} & \hat{x}_{r2} & \dots & \hat{x}_{rn} \end{vmatrix} \quad (3.14)$$

і відповідно декодування здійснюється

$$x_2 = (x_1, x_2, x_3, \dots, x_n), \quad (3.15)$$

де $x_{1,i} = \hat{x}_{11} \oplus \hat{x}_{21} \oplus \hat{x}_{31} \oplus \dots \oplus \hat{x}_{r1}$;

$x_{2,i} = \hat{x}_{12} \oplus \hat{x}_{22} \oplus \hat{x}_{32} \oplus \dots \oplus \hat{x}_{r2}$;

$x_{n,i} = \hat{x}_{1n} \oplus \hat{x}_{2n} \oplus \hat{x}_{3n} \oplus \dots \oplus \hat{x}_{rn}$.

Відмінність в цих методах полягає лише в апаратних витратах для зберігання значень, отриманих з каналу зв'язку. В першому випадку це r елементарних чарунок пам'яті, а в другому – $n \times r$. З урахуванням особливостей передавання інформації, які характеризуються використанням процесорної техніки та оброблюванням інформації в режимі реального часу такі апаратні витрати суттєвого значення не мають і на складність побудови пристрою приймання практично не впливають, оскільки оброблювання доцільно здійснювати в програмному режимі [47, 48]. Ефективна швидкість передавання знижується в r разів

$$R_C = \frac{v}{r \cdot n}. \quad (3.16)$$

Особливістю алгоритму передавання інформації з повторюванням є те, що він забезпечує декореляцію помилок, тобто імовірність виникнення помилки описується формулою Бернуллі для каналу з незалежними помилками. Визначивши імовірність правильного приймання кодової комбінації

$$p_{np} = 1 - p_{ном} = 1 - \sum_{i=1}^n C_n^i \cdot p_0^{i \cdot r} \cdot (1 - p_0)^{(n-i)r}, \quad (3.17)$$

взявши окрему похідну $\left(\frac{\partial p_{np}}{\partial r}\right)$ і дорівнявши її нулю, можна отримати рівняння

$$\begin{aligned} \left(\frac{\partial p_{np}}{\partial r}\right) = & - \sum_{i=1}^n C_n^i \left(i \cdot p_0^{i \cdot r} \cdot (1 - p_0)^{(n-i)r} \cdot \ln p_0 + \right. \\ & \left. + (n - i) \cdot p_0^{i \cdot r} \cdot (1 - p_0)^{(n-i)r} \cdot \ln(1 - p_0) \right). \end{aligned} \quad (3.18)$$

Розв'язання цього рівняння дає змогу визначити кількість повторювань r кодової комбінації довжини n , оптимальну для імовірнос-

ті спотворення елементарного сигналу p_0 . Результати розрахунків зведені до табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Співвідношення параметрів передавання

Імовірність помилки, p_0	Розраховане значення r
10^{-6}	0.899
10^{-5}	1.078
10^{-4}	1.346
10^{-3}	1.69
10^{-2}	2.466
10^{-1}	3.015

Використання у вигляді кодових комбінацій, що передаються, надлишкових (n, k) -кодів дозволяє суттєво збільшити вірогідність передавання. Оброблювання таких повторюваних кодових комбінацій за критерієм “один з двох” або “два з двох” призводить або до зменшення вірогідності передавання (в першому випадку) або до часткової втрати інформації (в другому). Це пов’язано з тим, що при наявності помилки в

одній з кодових комбінацій, знищуються обидві. Такий недолік призводить до порушення пріоритетності параметрів – вірогідність передавання інформації завжди повинна мати вищий пріоритет ніж швидкість або час передавання, оскільки головною метою побудови системи є саме вірогідне передавання інформації.

Для цього випадку імовірність правильного приймання кодової комбінації становить

$$p_{np} = 1 - p_{ном} = 1 - \sum_{i=t+1}^n C_n^i \cdot p_0^{i \cdot r} \cdot (1 - p_0)^{(n-i)r}. \quad (3.19)$$

Аналогічно, наведеному вище, взявши окрему похідну $\left(\frac{\partial p_{np}}{\partial r}\right)$ і дорівнявши її нулю, можна отримати рівняння

$$\left(\frac{\partial p_{np}}{\partial r}\right) = - \sum_{i=t+1}^n C_n^i \left(i \cdot p_0^{i \cdot r} \cdot (1 - p_0)^{(n-i)r} \cdot \ln p_0 + (n-i) \cdot p_0^{i \cdot r} \cdot (1 - p_0)^{(n-i)r} \cdot \ln(1 - p_0) \right). \quad (3.20)$$

Розв'язання цього рівняння дає можливість визначити кількість повторювань r кодової комбінації довжини n , оптимальну для імовірності

Таблиця 3.2 – Співвідношення параметрів передавання

Імовірність помилки, p_0	Розраховане значення r ($t = 1$)	Розраховане значення r ($t = 2$)
10^{-6}	0.56	0.425
10^{-5}	0.671	0.49
10^{-4}	0.801	0.612
10^{-3}	1.066	0.815
10^{-2}	1.503	1.162
10^{-1}	2.258	1.902

спотворення елементарного сигналу p_0 при використанні у вигляді кодової комбінації, що передається, надлишкових (n, k) -кодів. Результати розрахунків зведені до табл.

3.2. Аналіз показує, що суттєва різниця у необхідній кількості повторювань визначається лише для $p_0 = 10^{-3}$, хоча співвідношення (*кількість інформаційних розрядів*) / (*загальна кількість розрядів*) для розглянутих випадків відрізняється дуже суттєво.

Отримане з рівнянь (3.18) або (3.20) значення r необхідно округлити зверху до найближчого непарного числа. Лише в цьому випадку буде зберігатися принцип мажоритарності.

Для цього випадку ефективна швидкість передавання буде складати

$$R_C = \frac{k_v \cdot v}{n \cdot r} \quad (3.21)$$

На рис. 3.15 та 3.16 подані залежності помилок передавання від довжини кодової комбінації відповідно при триразовому та п'ятиразовому повторюванні.

Відповідно до цього, доцільно визначити процедуру зміни алгоритму кодування, як це подано на рис. 3.17.

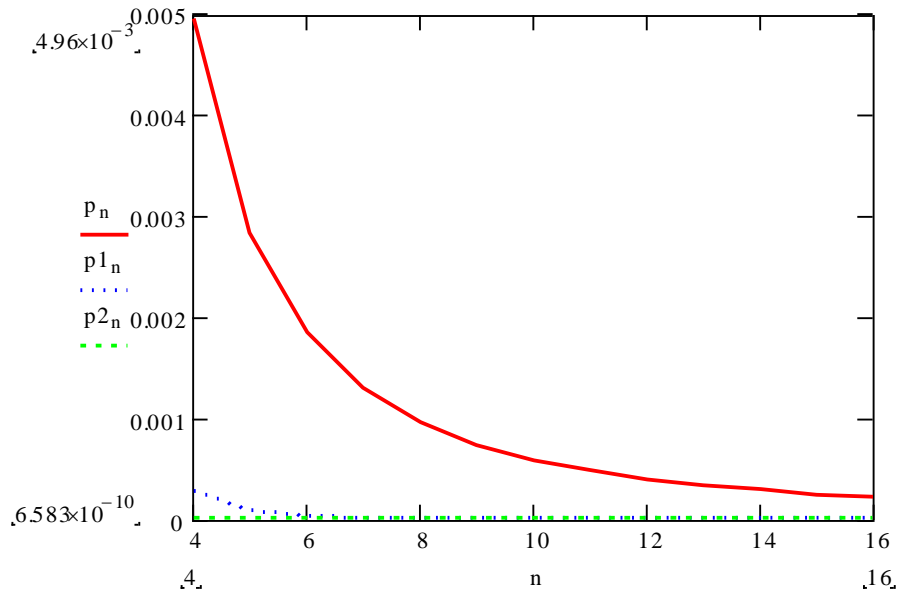


Рисунок 3.15 – Залежності імовірностей безпомилкового передавання від довжини кодової комбінації при триразовому повторюванні:

p – передавання інформаційних k розрядів; $p1$ – використання кодової комбінації з виправленням однієї помилки; $p2$ – використання кодової комбінації з виправленням двох помилок.

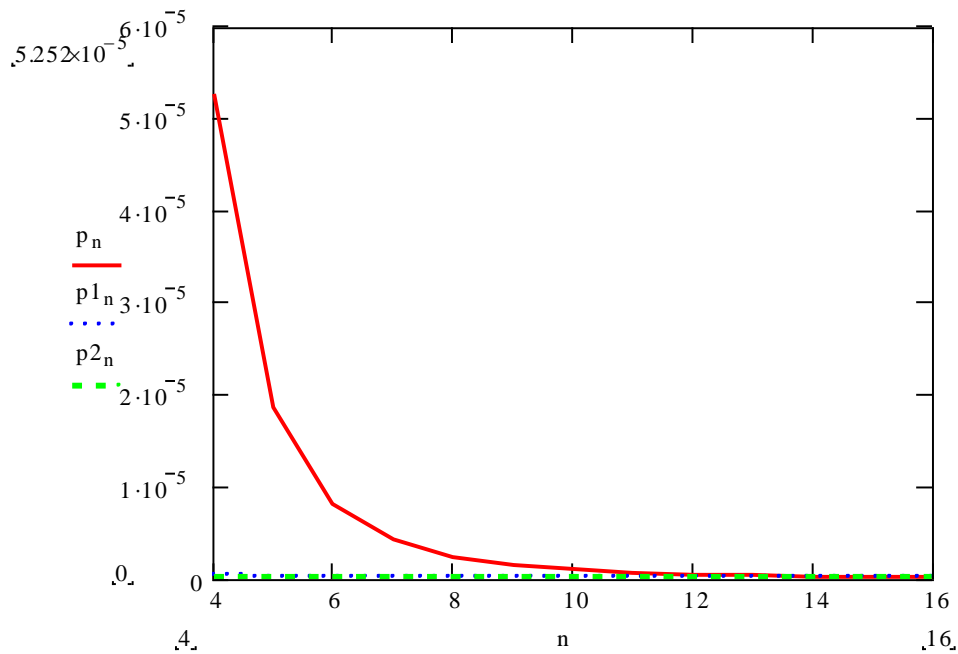


Рисунок 3.16 – Залежності імовірностей безпомилкового передавання від довжини кодової комбінації при п'ятиразовому повторюванні

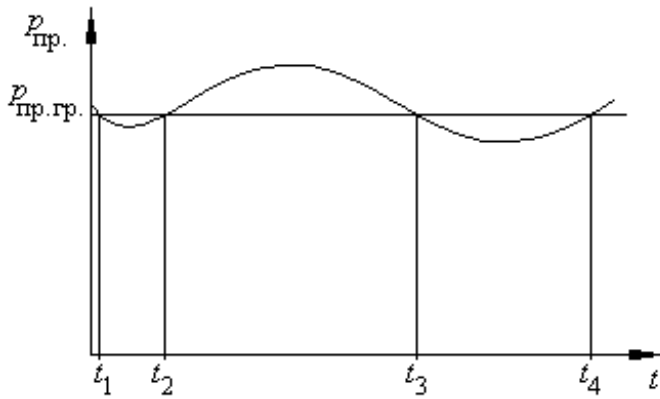


Рисунок 3.17 – Процедура зміни метода кодування під час передавання інформації з повторюванням та мажоритарним декодуванням

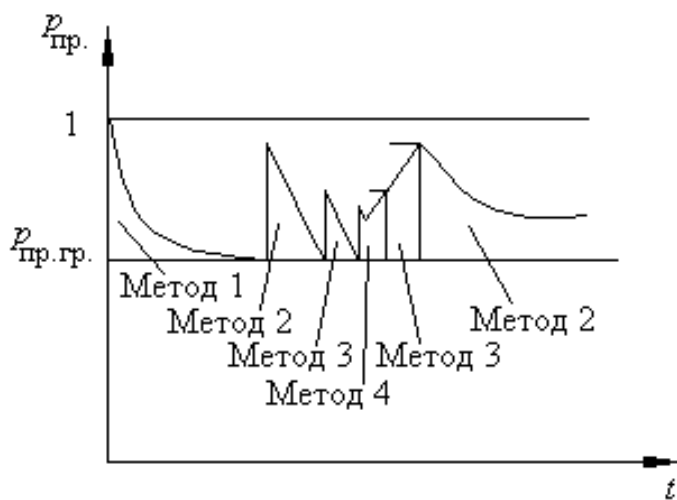


Рисунок 3.18 – Загальна процедура зміни метода кодування під час передавання інформації

оскільки співвідношення середнього значення кількості інформації k/n на одну кодову комбінацію пов'язано з цим параметром.

На рис. 3.19 подана послідовність дій для вибору метода з повторюванням кодової комбінації за імовірністю її безпомилкового передавання. Як і для (n, k) -кодів вибір може здійснюватися як в прямому, так і в зворотному напрямку – із збільшенням або із зменшенням корегувальної здатності коду.

Оскільки передавання інформації з повторюванням використовується в складних ситуаціях, то за критерій зміни алгоритму кодування доцільно вибрати досягнення імовірністю безпомилкового передавання p_{np} мінімально вибраного граничного значення.

Якщо просте збільшення кількості повторювань інформаційних розрядів не дає позитивного ефекту, то необхідно у вигляді кодової комбінації використовувати код (n, k) .

Наведений аналіз дозволяє визначити процедуру адаптивного вибору метода кодування. Критерієм вибору метода доцільно вважати імовірність безпомилкового передавання p_{np} (рис. 3.18),



Рисунок 3.19 – Послідовність дій для вибору метода з повторюванням кодової комбінації за імовірністю її безпомилкового передавання

Досягнення мінімально допустимого граничного значення $p_{пр.гр.}$ вимагає зміни методу кодування, причому з усіх методів, які здатні забезпечити завдану імовірність безпомилкового передавання потрібно вибрати метод, який забезпечує максимальну ефективну швидкість R_C .

Рис. 3.20 ілюструє високу якість методів передавання інформації з повторюванням саме в критичних ситуаціях, коли необхідно пе-

редавати інформацію окремими байтами, напівбайтами, або, навіть окремими бітами.

Аналіз наведених графіків безпомилкового передавання інформації (рис. 3.21) для вищевказаних методів залежно від імовірності спотворення елементарного сигналу кодової комбінації p_0 , показує, що границя мінімально допустимого значення p_p чітко визначає різницю у потенційній корегувальній здатності методів кодування, що дозволяє ввести їх чітку градацію за цим показником:

- ✓ коди з повторюванням і використанням (n, k) -кодів у вигляді кодової комбінації;
- ✓ коди з повторюванням інформаційних розрядів кодової комбінації;
- ✓ (n, k) -коди з виправленням різної кількості помилок.

На жаль, найбільш ефективні щодо вірогідності передавання методи кодування мають низьку ефективну швидкість передавання, що показує рис. 3.22. Але, враховуючи пріоритетність задач, про яку було сказано вище, необхідно вибирати той метод кодування, який забезпечує необхідну імовірність безпомилкового передавання. Якщо це забезпечують декілька методів, то доцільно здійснювати подальший вибір вже за критерієм найбільшої швидкості передавання, як це ілюструється рис. 3.23. Допоміжними критеріями вибору метода кодування можуть також виступати складність програмної, апаратної чи комбінованої реалізації або інші аналогічні показники.

Таким чином, отримані математичні моделі, які пов'язують імовірність ідентифікації інформативного сигналу зі співвідношенням *сигнал/шум*, та математичні моделі, які дозволяють визначити максимальне значення ефективної швидкості передавання для реальних умов, метод та параметри кодування. Це характеризує локальні оптимуми цільової функції, яка описує процес передавання інформації і відповідає поставленій задачі.

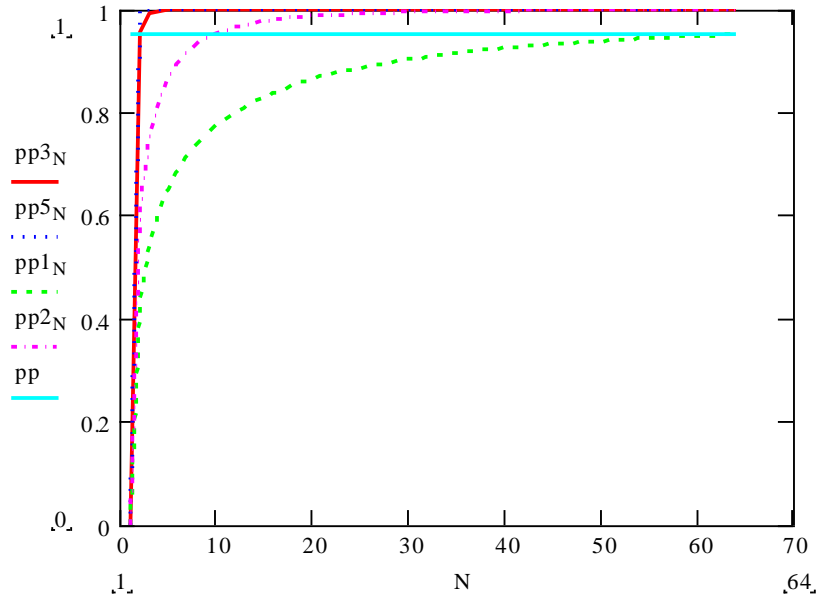


Рисунок 3.20 – Імовірності виникнення помилок залежно від довжини кодової комбінації:

pp₃ – трикратне передавання інформаційних розрядів;
pp₅ – п'ятикратне передавання інформаційних розрядів;
pp₁ – виправлення однієї помилки;
pp₂ – виправлення двох помилок.

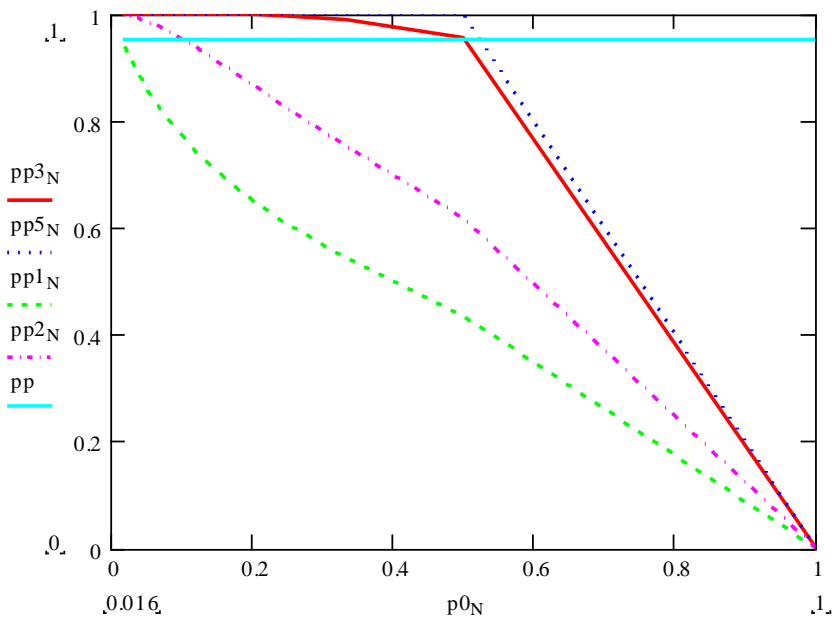


Рисунок 3.21 – Імовірності безпомилкового передавання в залежності від імовірності спотворення елементарного сигналу кодової комбінації

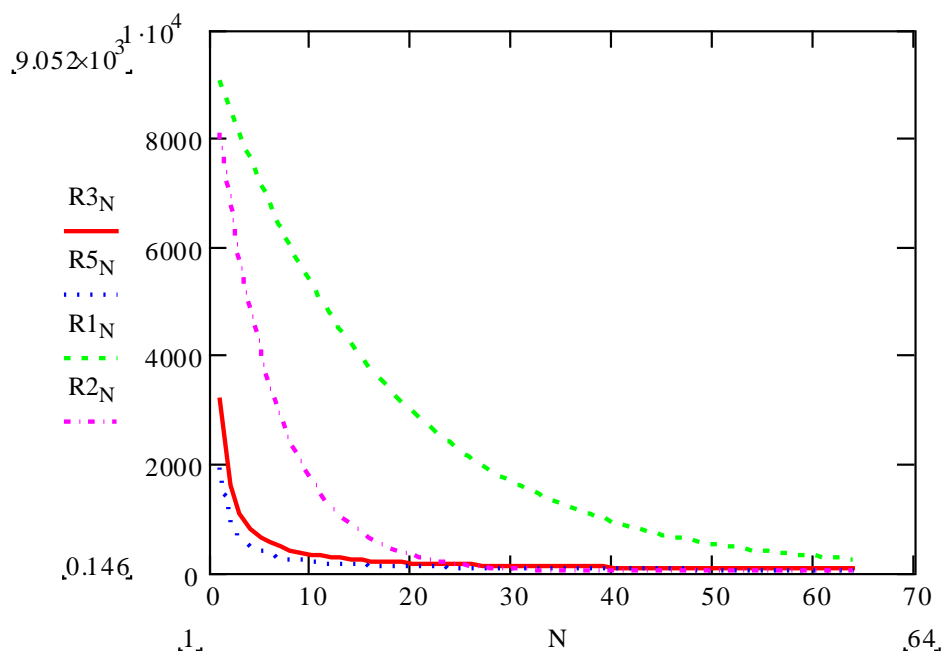


Рисунок 3.22 – Ефективна швидкість передавання залежно від довжини кодової комбінації:

R_3 – трикратне передавання інформаційних розрядів;

R_5 – п'ятикратне передавання інформаційних розрядів;

R_1 – виправлення однієї помилки;

R_2 – виправлення двох помилок.

Отримані параметри використовуються для розробленої моделі комп'ютерної системи передавання інформації, яка піддається аналізу з використанням класичних методів теорії автоматичного управління.

3.2. Методи побудови пристроїв передавання інформації для телемедицини комп'ютерних систем

В літературі з телемедицини [14, 50, 130] дуже мало уваги приділяється розгляду процедури передавання інформації, використовуваним каналам зв'язку і побудові ефективних засобів обміну даними в реальних умовах. І це при тому, що надійність телемедицини систем, вірогідність передавання інформації в реальних умовах та інші показники мають першочергове значення. В цьому сенсі телемедицині системи входять до найважливіших комп'ютерних систем оперативного

реагування і не можуть порівнюватися навіть із банківськими, для яких дослідження проводяться досить активно.

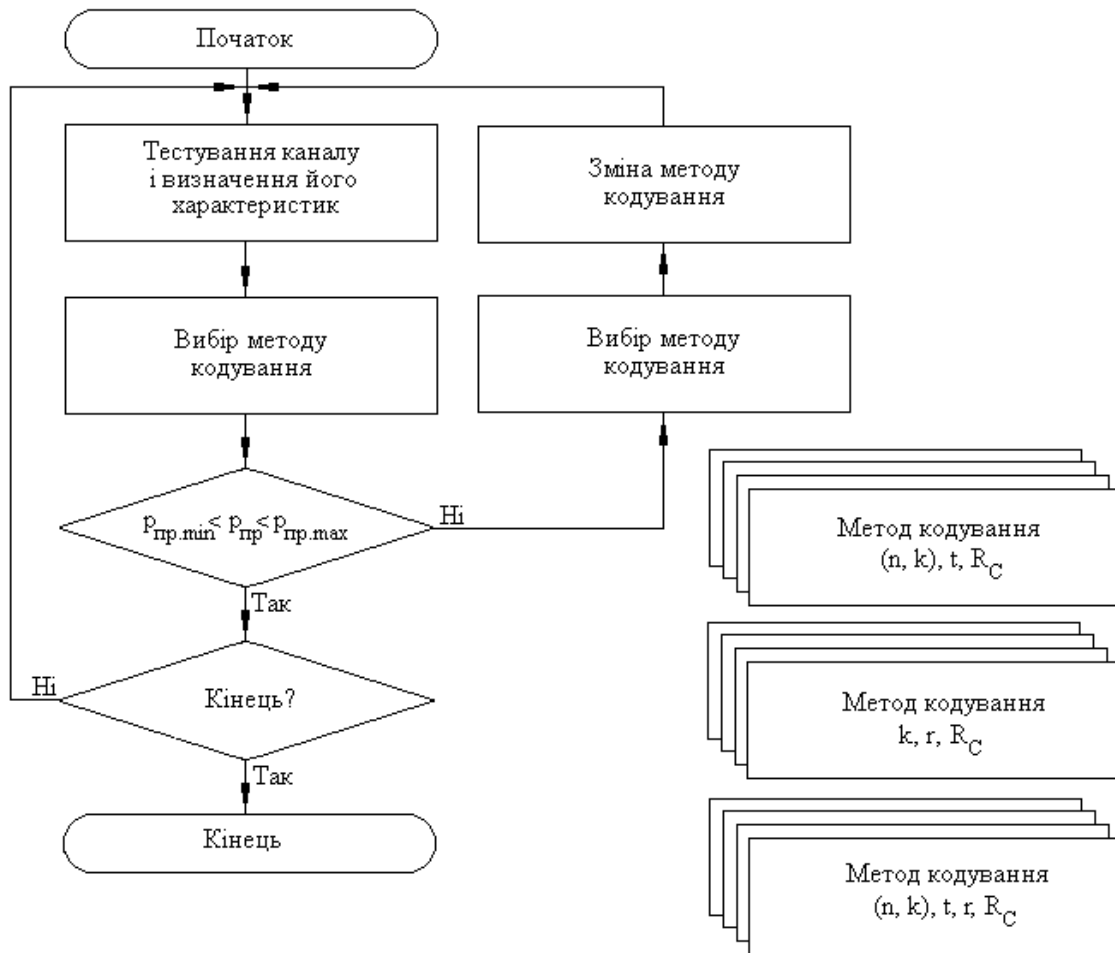


Рисунок 3.23 – Послідовність дій для вибору метода кодування за основним та допоміжним критеріями

Виходячи з цього необхідно будувати адаптивні засоби передавання з можливістю регулювання по кожному параметру. Метою повинно бути покращення ефективності використання каналу зв'язку при заданій вірогідності передавання інформації. Організація процесу передавання визначається результатами тестування каналу зв'язку. В сучасних комп'ютерних системах обміну інформацією для передавання дискретних сигналів використовуються різні методи модуляції та багаторівневого кодування, але кінцеве обладнання систем передавання в тому чи іншому вигляді працює саме з двійковими сигналами, тому забезпечення процесу тестування двійкового каналу із визначен-

ням параметрів передавання набуває особливого значення. Процес тестування каналу із вибором довжини реалізації і кроку дискретності для забезпечення ефективної оцінки експериментальних даних розглянутий в літературі [120].

3.2.1. Система передавання інформації з використанням вейвлет-функцій

Реалізація методів ширококугової модуляції в сучасних комп'ютерних системах і мережах базується на використанні метода прямої послідовності (DSSS) та метода частотних стрибків (FHSS). Як показано вище, перший з них є більш ефективним за параметрами і перспективним для подальшого удосконалення, хоча і відрізняється певною складністю побудови обладнання. Використовувані для цього функції Уолша відрізняються тим, що кожна з кодових комбінацій, яка є функцією Уолша, фактично являє собою секвенту, методи виділення якої хоча і відомі, але вимагають суттєвих апаратних витрат. Разом з тим, перспективність методу підкреслюється тим, що в теперішній час приділяється значна увага заміні кодувальних функцій Уолша на інші. Певні наробки є у використанні квазіхаотичних сигналів. Але сформовані послідовності уніполярні, що протирічить основним засадам передавання інформації, оскільки вони вміщують суттєву постійну складову і вимагають штучної біполяризації. З цієї точки зору більш ефективним є використання вейвлет-функцій, які позбавлені вказаних недоліків. Одним з видів вейвлетів є функції Хаара, для формування яких використовується формула (2.19).

Кожна із складових може виступати у вигляді ідентифікатора каналу, як цього потребує принцип асинхронно-адресового обміну інформацією. Зовнішній вигляд цих функцій поданий на рис. 3.24.

Порівняно з функціями Уолша, функції Хаара є рівномірними, що спрощує побудову фільтрів, і біполярними, як цього вимагає побудова засобів передавання інформації. разом з тим, кожна з функцій Хаара реалізується імпульсами однакової тривалості, але в межах фу-

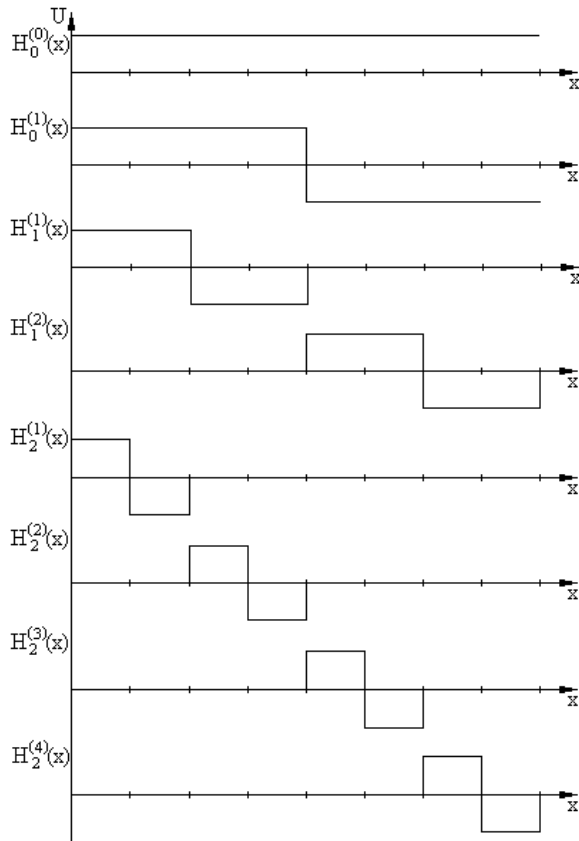


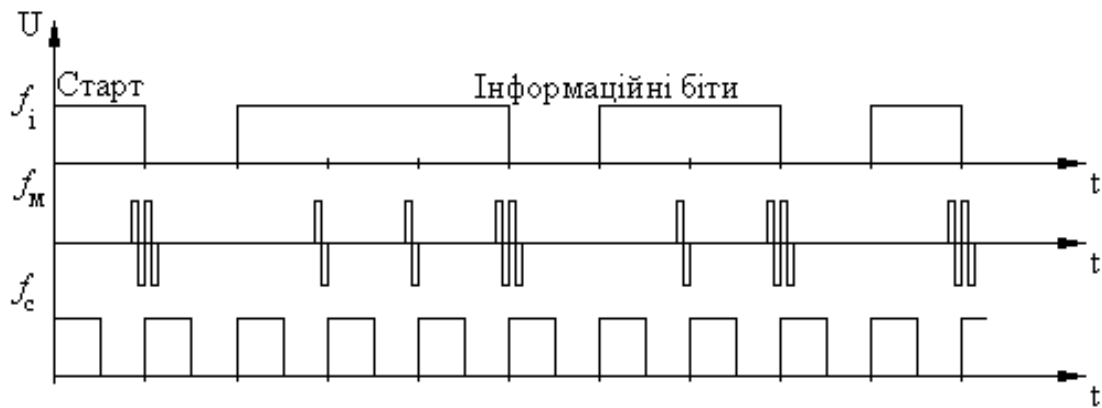
Рисунок 3.24 – Функції Хаара

нкції її складові зсунуті за часовою віссю. Тобто при використанні функцій Хаара для груп приймальних пристроїв можна використовувати однакові фільтри, в той час як при використанні функцій Уолша необхідно для кожної з них будувати окремий фільтр. За рахунок цього можна значно зменшити апаратні витрати без втрати переваг методу широкосмугової модуляції, оскільки функції Хаара також є ортонормованими і принцип розподілу сигналів зберігається повністю [131].

В цьому випадку проблема ідентифікації сигналів полягає в ідентифікації частоти прийнятого сигналу і його фази відносно базового значення часового інтервалу.

Оскільки для асинхронного режиму передавання кожне інформаційне повідомлення починається зі стартового імпульсу, то алгоритм передавання сам вміщує в собі початок відрахунку, як це подано на рис. 3.25.

Для синхронного режиму передавання кожне інформаційне повідомлення починається з передавання синхросигналу, який теж може виступати початком відрахунку фази сигналу. Характерним для функцій Хаара є постійний зсув фази в кожній групі. Тому для даного випадку особливістю використання функцій є те, що для кодування нулів і одиниць по кожному каналу не можна використовувати функції однієї групи, розташовані поряд, що може викликати неоднозначність ідентифікації, але використання в парі рівнозсунутих від границь функцій цілком можливе ($H_2^{(1)}$ та $H_2^{(4)}$ або $H_2^{(2)}$ та $H_2^{(3)}$).



**Рисунок 3.25 – Кодування бітів функціями Хаара
в умовах широкосмугової модуляції**

Для реалізації вказаного принципу кодування потрібно здійснити певні операції [132, 133]:

на передавальному боці:

- дискретну інформацію по байтах зчитати з носія і перетворити на послідовний код;
- дані піддати кодуванню таким чином, що сигнали рівнів логічної “одиниці” і логічного “нуля” перетворити на комбінації, кожна з яких відповідає ортогональній функції Хаара, які виступають ідентифікаторами приймача;
- сформовані сигнали передати до каналу зв’язку;

на приймальному боці:

- ⚡ прийняти сигнал з каналу зв’язку;
- ⚡ ідентифікувати кодову комбінацію;
- ⚡ у випадку співпадіння отриманої комбінації з ідентифікатором, перетворити її на одиницю чи нуль кодової комбінації і записати на носій;
- ⚡ при цьому постійно фіксувати час надходження сигналів з лінії зв’язку і здійснювати додатковий контроль тривалості сигналів;
- ⚡ при неспівпадінні отриманої комбінації з ідентифікатором, дані, що надійшли з каналу зв’язку, ігнорувати.

Такий порядок приймання сигналів з каналу зв’язку визначає асинхронно-адресовий режим обміну і дозволяє уникнути ситуації, коли заваду сприймають як інформаційний сигнал. Для забезпечення

однозначності декодування інформації, передавання інформаційного слова розпочинають зі стартового імпульсу.

Для реалізації вищевказаних дій може бути застосована структура, наведена на рис. 3.26.

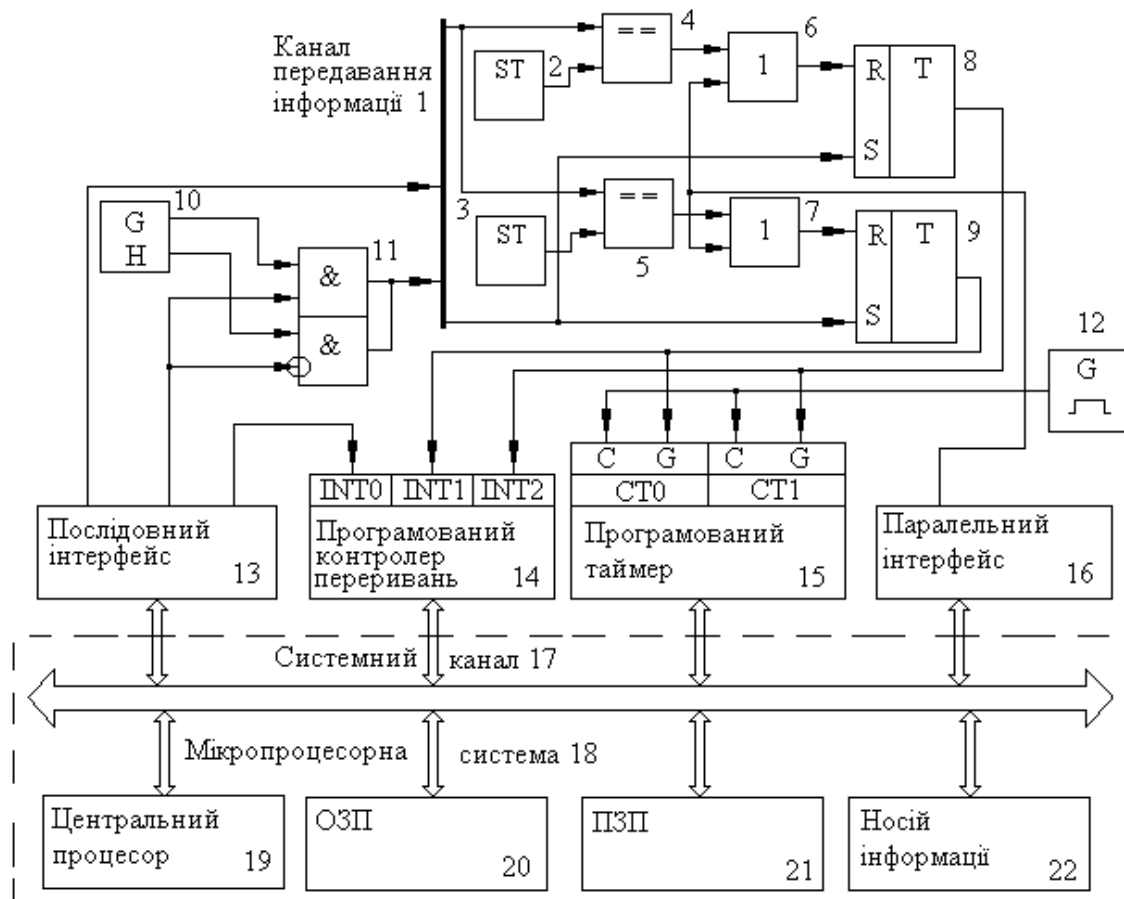


Рисунок 3.26 – Структура для реалізації метода широкосмугової модуляції в базисі функцій Хаара

Оскільки базові функції Хаара є ортогональними, то змішування інформації у спільній смузі частот не відбувається, і, хоча кожний з каналів використовує всю смугу частот, в результаті вона буде вужчою ніж за умови утворення окремих каналів.

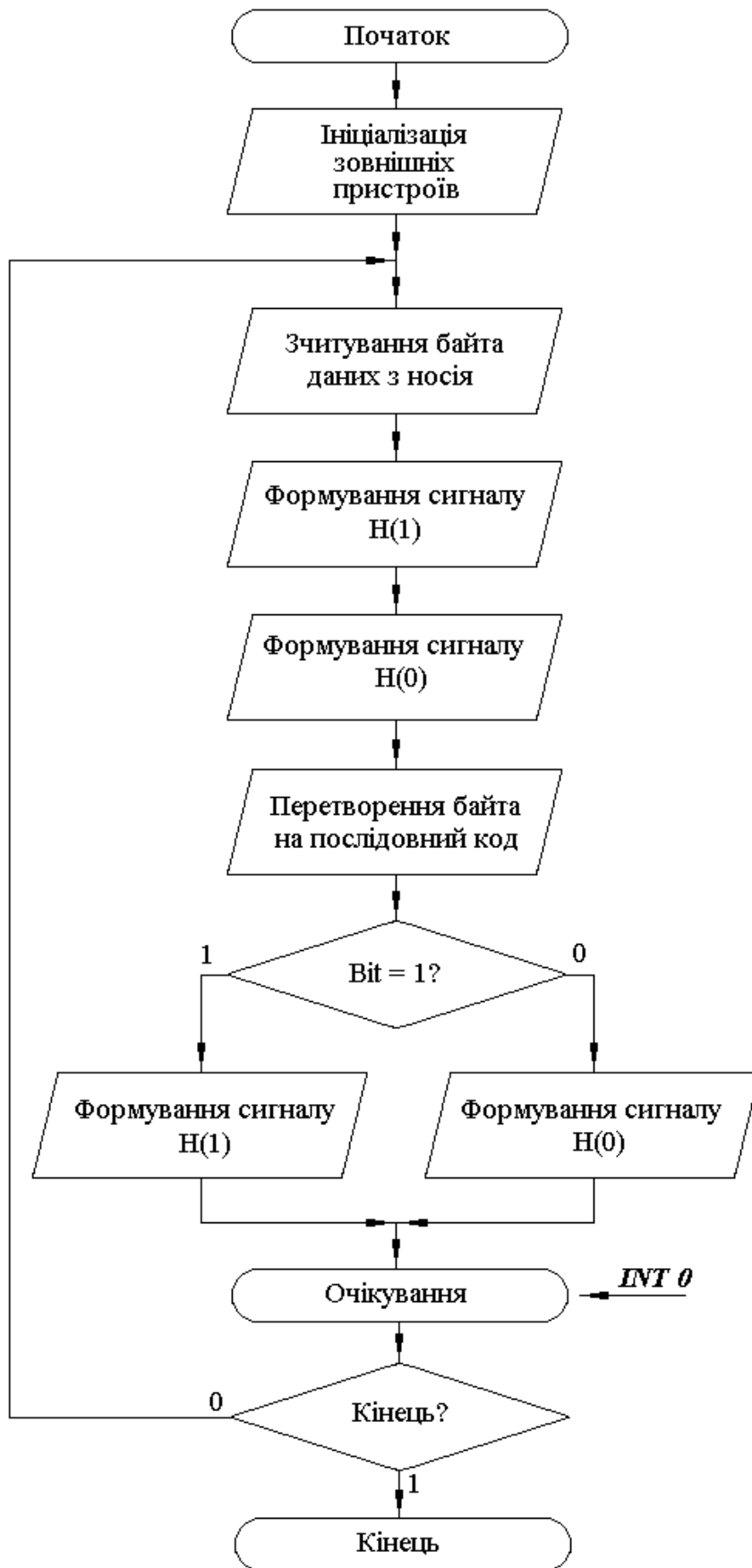


Рисунок 3.27 – Схема роботи пристрою в режимі передавача

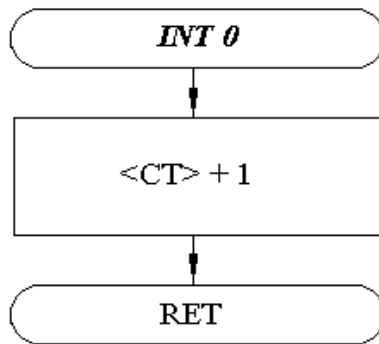


Рисунок 3.27 – Продовження

Робота пристрою ілюструється відповідними схемами для режимів передавача і приймача (рис. 3.27 та 3.28).

За рахунок порівняння прийнятої кодової комбінації з ідентифікатором та додаткового контролю відповідності тривалості надходження сигналів можна розрізнити інформативний сигнал, який діє протягом чітко визначеного проміжку часу, і заваду, яка діє випадково.

При увімкненні живлення центральний процесор 19 персонального комп'ютера 18 здійснює ініціалізацію послідовного інтерфейсу 13, програмуючи його на необхідний режим роботи і швидкість передавання, а також програмованого контролера переривань 14, визначаючи адреси підпрограм оброблювання переривань. Після цього з носія інформації 22 центральним процесором 19 зчитується байт інформації і пересилається до послідовного інтерфейсу 13, який перетворює його на послідовний код і передає до схеми "Г" 11, яка замінює сигнали логічної "одиниці" функцією Хаара, що виступає адресовим ідентифікатором даного конкретного приймача, за допомогою генератора 10.

Логічний "нуль" замінюється іншою функцією Хаара, аналогічно поданому вище. Сформована кодова комбінація пересилається до каналу передавання інформації 1 разом із синхросигналом послідовного інтерфейсу 13. Завершення перетворення байта інформації на послідовний код інтерфейсом 13 і його пересилання до каналу зв'язку 1 супроводжується формуванням сигналу переривання *INT0*, який надходить на контролер 14.

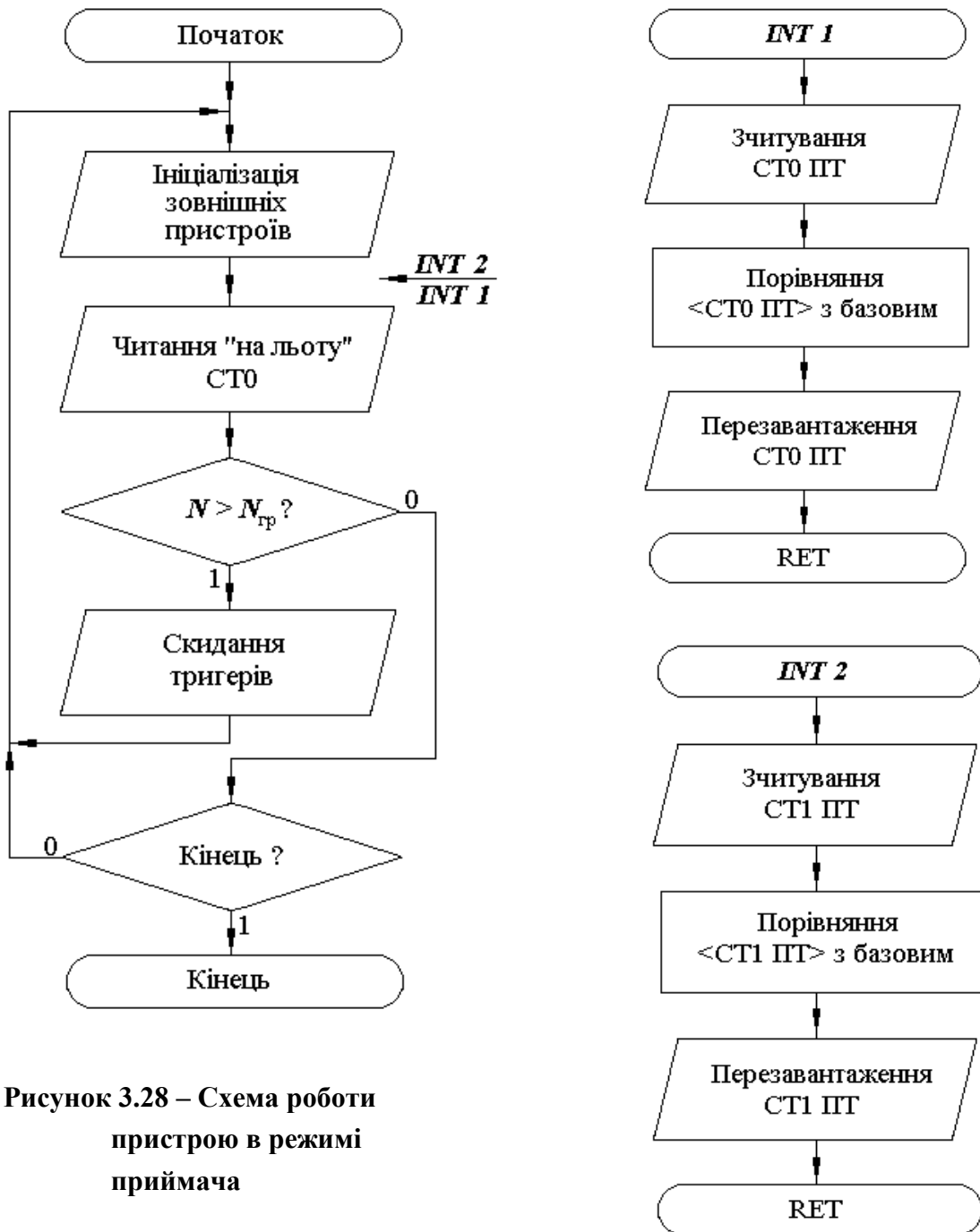


Рисунок 3.28 – Схема роботи пристрою в режимі приймача

Відповідно до алгоритму роботи, центральний процесор 19 переходить до підпрограми оброблювання переривання за вектором 0 і фіксує у програмно реалізованому лічильнику циклів передавання одного байта. Процес повторюється до тих пір, поки всі байти, що знаходяться на носію інформації 22 не будуть передані до каналу зв'язку 1.

На приймальній частині при увімкненні живлення центральний процесор 19 здійснює ініціалізацію програмованого таймера 15, програмованого контролера переривань 14 та паралельного інтерфейсу 13. Лічильники СТ0 та СТ1 програмованого таймера 15 налаштовуються на режим рахування імпульсів (переривання термінального рахування). Після цього приймальна частина пристрою переходить до режиму очікування стартового адресового сигналу з каналу передавання інформації 1. Кожний синхросигнал, що надходить з каналу 1, переводить тригери 8 та 9 до стану логічної одиниці, дозволяючи тим самим роботу лічильників СТ0 та СТ1 програмованого таймера 15.

Якщо з каналу 1 надходить комбінація, що характеризує одиницю, то компаратори 4 та 5 фіксують сигнали позитивної та негативної амплітуди, формуючи на виходах імпульси скидання тригерів 8 та 9 через схеми “АБО” 6 та 7. Рівнем логічного “нуля” на входах *GATE* лічильників СТ1 та СТ0 програмованого таймера 15 їх робота забороняється, і в них фіксуються поточні значення:

$$N_{СТ1} = \frac{T_{z1}}{T_0} \quad (3.22)$$

$$N_{СТ0} = \frac{T_{z0}}{T_0} \quad (3.23)$$

де T_{z1} – час затримки позитивного імпульсу функції Хаара відносно синхроімпульсу;

T_{z0} – час затримки негативного імпульсу функції Хаара відносно синхроімпульсу;

T_0 – період генератора опорної частоти 12.

Одночасно зі скиданням тригерів 8 та 9 формуються сигнали переривань відповідно по векторах *INT2* та *INT1* програмованого контролера переривань 14, за якими зчитуються значення, зафіксовані у лічильниках СТ0 та СТ1 програмованого таймера 15 і здійснюється їх перезавантаження.

Вказані часові показники однозначно характеризують кожну функцію Хаара і дозволяють її повністю ідентифікувати. Якщо визначена функція відповідає присвоєній даному приймачу (для випадку

співпадіння адрес), то замість неї до носія інформації записується одиниця. Перша з отриманих одиниць завжди є стартовим імпульсом, після якої надходить нуль та вісім інформативних бітів, причому кожна одиниця передається такою самою функцією Хаара.

Якщо визначена функція не відповідає присвоєній даному приймачу, то передавання ігнорується.

Якщо після надходження стартового імпульсу не надходить друга належна функція Хаара, то, після завершення можливого часу для надходження імпульсів відтворення належної функції, через паралельний інтерфейс 16 тригери скидаються.

Процес продовжується до тих пір, поки вся інформація не буде прийнята з каналу 1, після чого центральний процесор 19 переходить до оброблювання зареєстрованих значень.

Виходячи з вищевикладеного можна фіксувати протягом якого часу надходив сигнал з каналу передавання інформації 1. Якщо тривалість часової позиції (час, протягом якого надходив сигнал з каналу 1) не відповідає встановленій тривалості передавання позитивного та негативного імпульсів, то інформація прийнята помилково і зберігати її непотрібно. Якщо інформація прийнята правильно, то ідентифікована кодова комбінація записується на носій 22.

Оскільки до каналу передавання надходить інформація, перекодована за умовами широкосмугової модуляції з використанням ортогональних функцій Хаара, то при цьому досягається значний позитивний ефект, який полягає у звуженні смуги частот, яку займають канали багатоканальної системи, що в свою чергу підвищує ефективність експлуатації лінії. Крім цього, додатковий контроль супроводження інформаційних сигналів дозволяє уникнути ситуації, коли завада сприймається як інформаційне повідомлення, що збільшує вірогідність її приймання.

Побудова багатоканальної системи з використанням ортогональних функцій Хаара в умовах широкосмугової модуляції дозволяє для вказаних умов скоротити смугу частот у 4,46 рази. Відповідно у 4,46 рази зростає ефективність використання лінії.

3.2.2. Підвищення швидкості передавання інформації

Теоретично швидкість передавання не може перевищувати межу Найквіста, яка визначається передаванням імпульсів

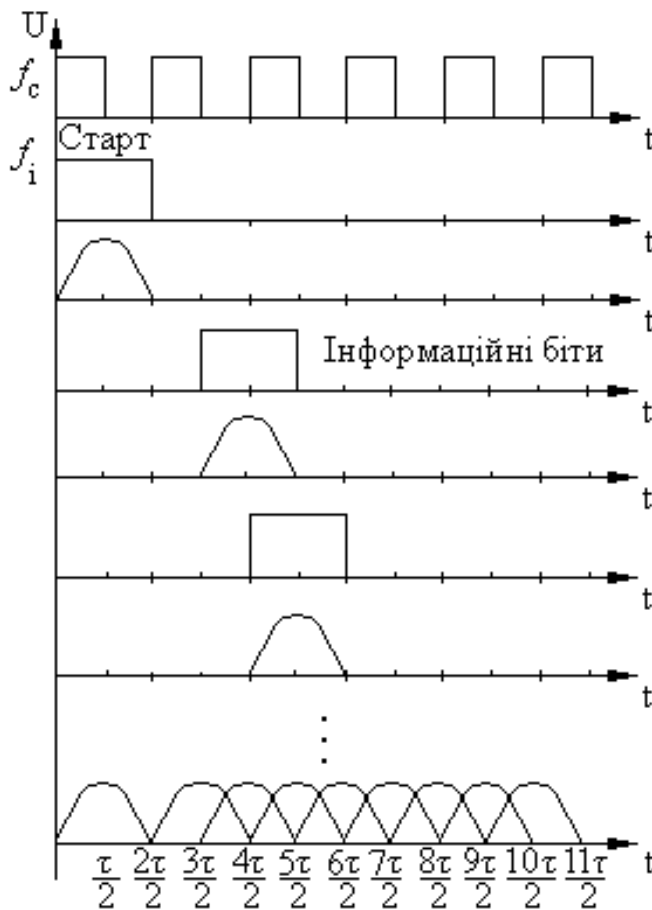


Рисунок 3.29 – Часові діаграми передавання інформації синусоїдними імпульсами зі зсувом

$$\frac{\sin \pi(\Theta \pm j)}{\pi(\Theta \pm j)}.$$

Але,

на практиці, передавання таких імпульсів з одного боку може призвести до надто великої амплітуди сигналу, а з другого – до великих міжсимвольних спотворень при незначній втраті синхронізації. При передаванні інформації прямокутними імпульсами максимальною буде половина швидкості Найквіста. В літературі розглядаються принципи підвищення швидкості передавання інформації за рахунок використання імпульсів різної форми: прямокутних, синусоїдних та косинусоїдних. Але при цьому на ідентифікацію даних суттєвий вплив має форма отриманих імпульсів. Оскільки необхідно чітко витримувати форму прямокутного імпульсу, то теоретично це вимагає безкінцевої смуги частот каналу зв'язку. Практично ж ця смуга повинна бути достатньо широкою для пропускання кількості гармонік, необхідної для відновлення початкової форми імпульсу.

Більш ефективним здається передавання інформації імпульсами однієї форми (синусоїдного вигляду), але зсунутими в часі, наприклад,

як це подано на часових діаграмах (рис. 3.29). Оскільки здебільшого інформація передається в комп'ютерному форматі (байтами), то інформативна кодова комбінація налічує вісім двійкових розрядів.

Незалежно від режиму передавання (синхронного чи асинхронного), перший імпульс повинен бути одиничним, щоб з нього можна було розпочинати відрахунок часових інтервалів ідентифікації сигналу, а для забезпечення вірогідності формують кодову комбінацію "10". При цьому сигнал, що поступає до лінії зв'язку буде описуватися виразом

$$\begin{aligned}
 U_c(t) = & U \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) + U \sin\left(\frac{2\pi(t-2\tau)}{T}\right) + U \sin\left(\frac{2\pi(t-3\tau)}{T}\right) + U \sin\left(\frac{2\pi(t-4\tau)}{T}\right) + \\
 & + U \sin\left(\frac{2\pi(t-5\tau)}{T}\right) + U \sin\left(\frac{2\pi(t-6\tau)}{T}\right) + U \sin\left(\frac{2\pi(t-7\tau)}{T}\right) + U \sin\left(\frac{2\pi(t-8\tau)}{T}\right) \\
 & + U \sin\left(\frac{2\pi(t-9\tau)}{T}\right), \tag{3.24}
 \end{aligned}$$

який можна подати у вигляді

$$\begin{aligned}
 U_c(t) = & U \left(\sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) + \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \cos\left(\frac{2\tau}{T}\right) - \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \sin\left(\frac{2\tau}{T}\right) + \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \cos\left(\frac{3\tau}{T}\right) - \right. \\
 & - \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \sin\left(\frac{3\tau}{T}\right) + \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \cos\left(\frac{4\tau}{T}\right) - \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \sin\left(\frac{4\tau}{T}\right) + \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \cos\left(\frac{5\tau}{T}\right) - \\
 & - \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \sin\left(\frac{5\tau}{T}\right) + \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \cos\left(\frac{6\tau}{T}\right) - \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \sin\left(\frac{6\tau}{T}\right) + \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \cos\left(\frac{7\tau}{T}\right) - \\
 & - \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \sin\left(\frac{7\tau}{T}\right) + \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \cos\left(\frac{8\tau}{T}\right) - \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \sin\left(\frac{8\tau}{T}\right) + \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \cos\left(\frac{9\tau}{T}\right) - \\
 & \left. - \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \cdot \sin\left(\frac{9\tau}{T}\right) \right). \tag{3.25}
 \end{aligned}$$

Виходячи з цього можна вибрати оптимальне значення затримки між імпульсами τ таким чином, щоб смуга частот, яку займає сигнал, відповідала умовам використання каналу. Аналіз показує, що зсув імпульсів на чверть періоду $\tau = T/4$ залишає у виразі (3.25) лише одну

складову $\sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right)$, тобто канал зв'язку буде передавати лише одну гармоніку [134 – 136]. Оскільки під час приймання інформації немає необхідності у відновленні форми імпульсів, а задача зводиться лише до визначення амплітуди сигналу, що надійшов з каналу у фіксовані проміжки часу, то на якість передавання інформації це абсолютно не впливатиме. Швидкість передавання при цьому збільшується у півтори рази, а потужність сигналу в каналі не збільшується. Зменшення параметра τ призводить з одного боку до підвищення швидкості передавання і наближення до межі Найквіста, але з другого – у каналі зв'язку виникають додаткові гармоніки і підвищується потужність сигналу. При $\tau = 0$, досягається межа Найквіста, але ідентифікація сигналів стає неможливою, причому потужність сигналу збільшується у дев'ять разів. Таким чином, з точки зору співвідношення ємність каналу / об'єм сигналу оптимальним є зсув імпульсів на $\tau = T/4$.

Для забезпечення підвищення швидкості необхідно реалізувати певні дії в такій послідовності:

на передавальному боці:

- зчитати байт дискретної інформації з носія персонального комп'ютера;
- програмно визначити тривалість передавання одного імпульсу τ , виходячи зі швидкості передавання;
- сформувати стартовий імпульс із паузою;
- послідовно вивести вісім інформаційних розрядів через канал першого паралельного інтерфейсу через інтервали часу $\tau/2$;
- виділити з прямокутних імпульсів основну гармоніку і сформувати імпульси синусоїдної форми за допомогою вузькосмугових фільтрів;
- об'єднати дев'ять паралельних, зсунутих за часом, сигналів в один лінійний;
- передати лінійний сигнал до каналу зв'язку;

на приймальному боці:

- ⋄ зафіксувати в каналі зв'язку стартовий імпульс за амплітудою, перевіривши після нього наявність паузи;

- ↙ запустити таймер і визначити часові відрахунки $\tau/2$;
- ↙ зафіксувати амплітуду сигналу у визначені відрахунки часу і порівняти її з пороговим значенням;
- ↙ перетворити отриману інформацію у байтовий формат в програмному режимі і записати її на носій.

Лише функції Хаара з усього класу вейвлет-функцій мають прямокутний вигляд. Квазисинусоїдний характер мають гаусівські вейвлети парних порядків, вейвлети Добеши тощо. Завдяки ортогональності це дозволяє використовувати їх для побудови систем широкопasmової модуляції, а форма – суттєво підвищити швидкість передавання інформації.

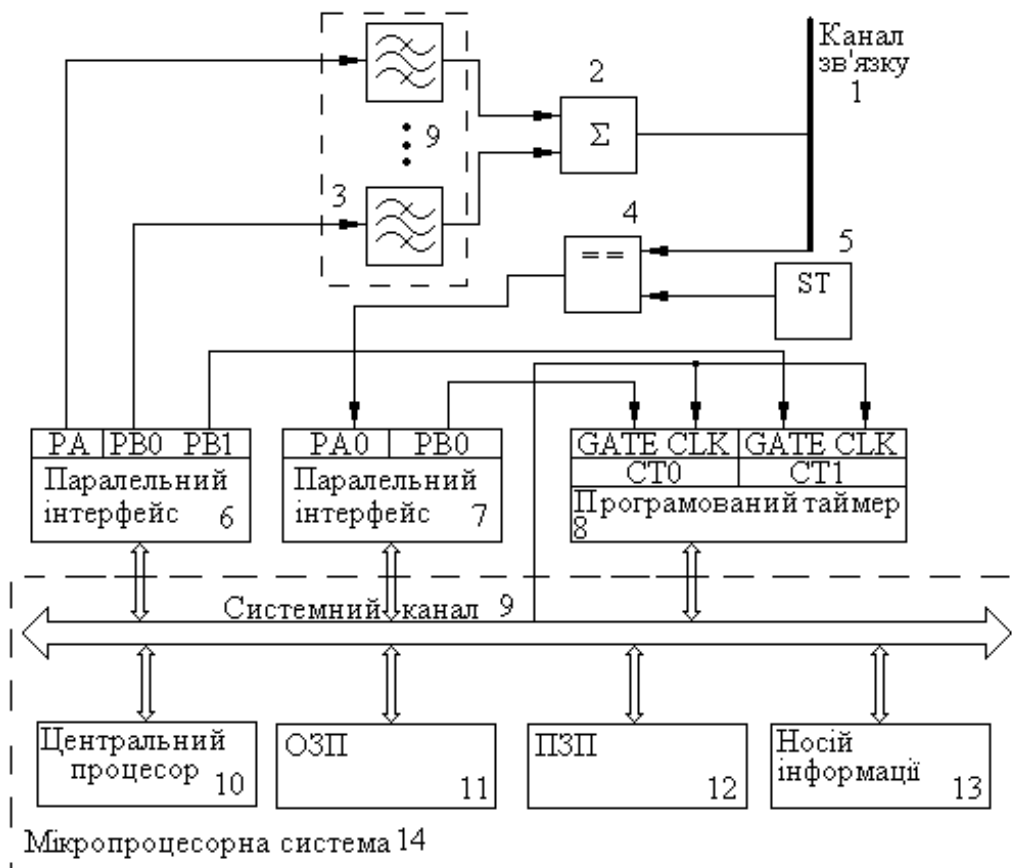


Рисунок 3.30 – Структура пристрою зі збільшеною швидкістю передавання інформації

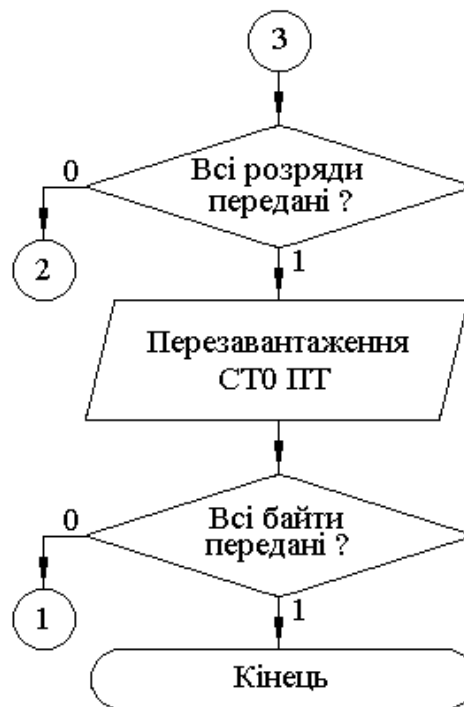


Рисунок 3.31 – Схема роботи пристрою в режимі передавача

Реалізувати даний алгоритм можна за допомогою схеми, наведеної на рис. 3.30, а принцип її роботи пояснюють схеми програмного забезпечення, наведені на рис. 3.31 та 3.32.

При необхідності передавання інформації центральний процесор *10* проводить ініціалізацію зовнішніх пристроїв таким чином, що канали РА та РВ першого паралельного інтерфейсу 6, а також канал РВ другого паралельного інтерфейсу 7 налаштовуються на режим простого виведення інформації, а канал РА другого паралельного інтерфейсу 7 – на режим простого введення інформації.

При необхідності передавання інформації центральний процесор *10* проводить ініціалізацію зовнішніх пристроїв таким чином, що канали РА та РВ першого паралельного інтерфейсу 6, а також канал РВ другого паралельного інтерфейсу 7 налаштовуються на режим простого виведення інформації, а канал РА другого паралельного інтерфейсу 7 – на режим простого введення інформації.

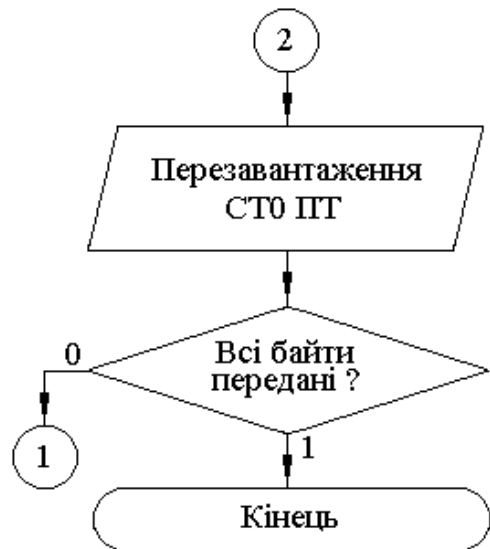
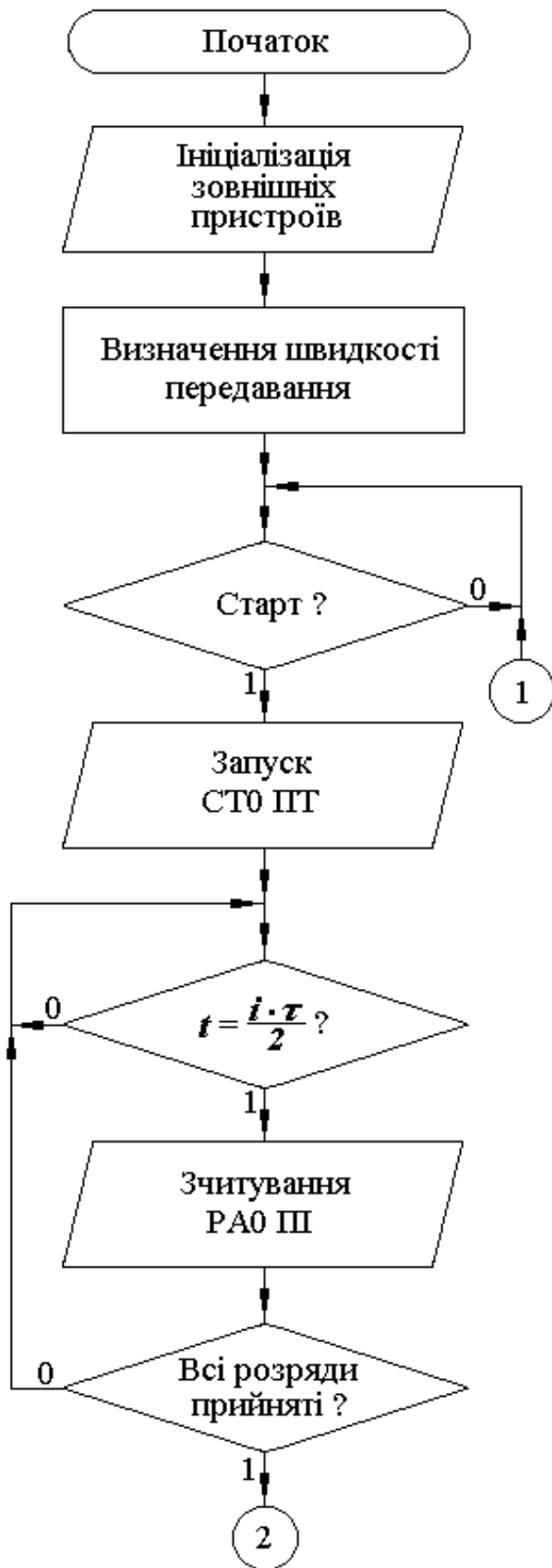


Рисунок 3.32 – Схема роботи пристрою в режимі приймача

Лічильники програмованого таймера 8 налаштовуються на режим переривання термінального рахування. Після цього, виходячи із швидкості передавання визначається тривалість часового інтервалу τ відповідно до формули

$$\tau = \frac{8}{10 \cdot v_c} \cdot \quad (3.26)$$

Коефіцієнт $\frac{8}{10}$ дозволяє врахувати наявність у кодівій комбінації стартового імпульсу.

Після цього центральний процесор 10 здійснює програмування лічильника СТ1 програмованого таймера 8, записуючи до нього максимально можливе число N_{max} . З носія інформації 13 зчитується байт даних, що має передаватися.

Після цього на нульовий та перший розряди каналу РВ першого паралельного інтерфейсу б передаються одиниці, перша з яких починає формувати стартовий імпульс кодової комбінації, а друга, приходячи на вхід дозволу роботи *GATE* лічильника СТ1 програмованого таймера, дозволяє йому працювати як лічильнику тактових імпульсів. В режимі читання на льоту фіксується поточне значення, нараховане лічильником і порівнюється зі значеннями

$$N_i = N_{\max} - \frac{i \cdot \tau \cdot f_0}{2}, \quad (3.27)$$

де i – порядковий номер біта, що передається;

f_0 – тактова частота системного генератора, що подається на входи CLK лічильників програмованого таймера 8.

При досягненні значення N_1 починається передавання першого інформаційного біта через розряд *PA0* першого паралельного інтерфейсу б. При досягненні значення N_2 починається передавання другого інформаційного біта через розряд *PA1* першого паралельного інтерфейсу б, а через розряд *PB0* першого паралельного інтерфейсу б виводиться нуль, що означає закінчення стартового імпульсу. При досягненні значення N_3 починається передавання третього інформаційного біта через розряд *PA2* першого паралельного інтерфейсу б, а через розряд *PA0* першого паралельного інтерфейсу б виводиться нуль, що означає закінчення передавання першого біта.

Процес почергового виведення бітів через фіксовані часові інтервали за розрядами каналу РА першого паралельного інтерфейсу б продовжується доти, поки весь байт не буде переданий. Кожний із сформованих імпульсів поступає на вхід відповідного вузькосмугового фільтра блоку 3, який виділяє першу гармоніку сигналу, формуючи імпульс синусоїдної форми. Ці послідовно розташовані в часі на виходах фільтрів імпульси суматором 2 об'єднуються до лінійного сигналу і передаються до каналу зв'язку. Процес продовжується до тих пір, поки вся інформація не буде передана до каналу зв'язку 1.

В режимі приймання інформації до лічильника СТ0 програмованого таймера 8 записується максимально можливе число N_{max} . Компаратор 4 порівнює сигнал в каналі зв'язку 1 з пороговим значенням напруги, яке визначається джерелом 5. Досягнення напругою значення порогового означає, що з каналу зв'язку 1 надійшов стартовий імпульс. Центральний процесор 10 здійснює постійне опитування нульового розряду каналу РА другого паралельного інтерфейсу 7, до якого підключений вихід компаратора. Наявність одиниці при опитуванні дозволяє зафіксувати надходження стартового імпульсу. При цьому центральний процесор 10 через нульовий розряд каналу РВ другого паралельного інтерфейсу 7 дає дозвіл на роботу лічильника СТ0 програмованого таймера. В режимі читання на льоту фіксується поточне значення, нараховане лічильником і порівнюється зі значеннями, що визначаються формулою (3.27). При досягненні цих значень, які визначають часові відзначки, через нульовий розряд каналу РА другого паралельного інтерфейсу 7 зчитується значення сигналу, сформованого компаратором 4. Якщо рівень сигналу перевищує порогове значення, то з каналу зв'язку надійшла одиниця, якщо ні – то нуль. Після зчитування восьми інформаційних розрядів, вони переводяться в байтовий формат і записуються на носій інформації 13 персонального комп'ютера 14. Процес продовжується до тих пір, поки вся інформація з каналу зв'язку 1 не буде прийнята.

Оскільки час передавання байту інформації для випадку класичної реалізації становить 8τ , а запропонований спосіб скорочує його до $10\tau/2 = 5\tau$, то зменшується час передавання, а відповідно і збільшується швидкість у 1,6 рази. Відповідно збільшується і ефективність використання каналу зв'язку.

3.2.3. Адаптація системи передавання до параметрів каналу зв'язку з визначенням швидкості передавання та потужності сигналів

В розподілених комп'ютерних системах різного функціонального призначення передавання інформації здійснюється в досить жорстких умовах впливу завад. За рахунок цього в каналах зв'язку наявні спотворення і форма сигналу на виході каналу відрізняється від його форми на вході (рис. 3.33).

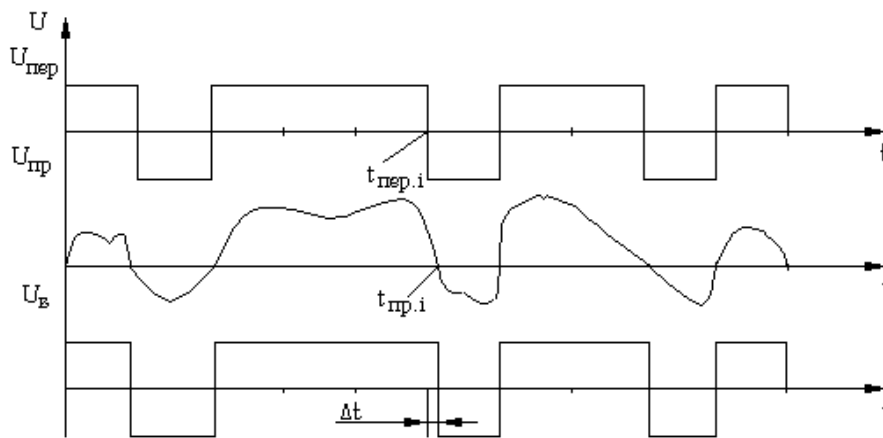


Рисунок 3.33 – Спотворення сигналів під час їх передавання каналом зв'язку

При надходженні сигналів до приймальної частини, їх ідентифікація здійснюється за принципом порогових значень чи

переходу через нуль. В результаті цього фронти сигналів на виході каналу не співпадають з фронтами початкових імпульсів на його вході. Тому виникають граничні спотворення сигналів, які можуть призвести до втрати інформації за рахунок порушення синхронізації. Часова відстань між фронтами початкового та кінцевого імпульсів пов'язана з характером та рівнем завад і при певній швидкості передавання буде викликати спотворення інформації.

Напруга на приймальному боці каналу зв'язку $U_{np}(t)$ являє собою суму напруг інформативного сигналу на передавальному боці $U_{пер}(t)$ та завади $U_{з}(t)$

$$U_{np} = U_{пер}(t) + U_{з}(t). \quad (3.28)$$

Різниця в часі між фронтами імпульсів на передавальному та приймальному боці характеризується переходами через нуль сигналів, що відповідно визначається умовами $U_{nep}(t)=0$ та $U_{np}(t)=0$. З урахуванням того, що зсув фронтів

$$\Delta t = t_{nep} \Big|_{U_{nep}(t)=0} - t_{np} \Big|_{U_{np}(t)=0} \quad (3.29)$$

малий, можна визначити

$$U_{np}(t_{np}) = U_{np}(t_{nep}) + \Delta t \approx U_{np}(t_{np}) + \left. \frac{dU_{np}(t)}{dt} \right|_{t=t_{nep}} \cdot \Delta t. \quad (3.30)$$

Виходячи з цього

$$\Delta t = \frac{U_{np}(t_{np}) - U_{np}(t_{nep})}{\left. \frac{dU_{np}(t)}{dt} \right|_{t=t_{nep}}}. \quad (3.31)$$

Оскільки $U_{np}(t_{np}) = 0$

$$U_{np}(t_{nep}) = U_{nep}(t_{nep}) + \Delta U(t_{nep}) = \Delta U(t_{nep}). \quad (3.32)$$

Підставляючи отриманий результат у (3.29), можна отримати

$$\Delta t = \frac{-\Delta U(t_{nep})}{\left. \frac{dU_{np}(t)}{dt} \right|_{t=t_{nep}}}, \quad (3.33)$$

а з урахуванням того, що похідні можна вважати приблизно рівними,

$$\left. \frac{dU_{np}(t)}{dt} \right|_{t=t_{nep}} \approx \left. \frac{dU_{nep}(t)}{dt} \right|_{t=t_{nep}}, \quad (3.34)$$

стрімкість фронтів імпульсів буде дорівнювати

$$S_{\phi} = \frac{v_{\phi}}{U_1 - U_0} = \frac{dU_{nep}(t)}{dt} \cdot \frac{1}{U_1 - U_0}. \quad (3.35)$$

де $v_{\phi} = \frac{dU_{nep}(t)}{dt}$ – швидкість зростання фронту.

Тоді

$$\Delta t = - \frac{\Delta U(t_{nep})}{S_{\phi} \cdot (U_1 - U_0)}. \quad (3.36)$$

Швидкість передавання сигналів каналом зв'язку v_c пов'язана зі швидкістю передавання інформації v_i співвідношенням:

$$v_c = \frac{v_i}{k_v}. \quad (3.37)$$

Степінь граничного спотворення імпульсів визначається співвідношенням

$$\delta_i = \frac{\Delta t}{\tau_i}. \quad (3.38)$$

Тоді

$$\delta_i = - \frac{\Delta U(t_{nep})}{S_{\phi} \cdot (U_1 - U_0)} \cdot \frac{v_i}{k_v}. \quad (3.39)$$

Виходячи з того, що під час передавання в каналі зв'язку здійснюється взаємодія декількох чинників, які мають випадковий характер і незалежні один від одного, можна вважати, що результуючий закон розподілу буде наближатися до нормального

$$f(\Delta U) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot U_{\xi}} \cdot e^{-\frac{(\Delta U)^2}{2U_{\xi}^2}}. \quad (3.40)$$

Щільність розподілу випадкової величини $f(\delta)$ можна знайти з (3.41), користуючись відомим виразом:

$$f(\delta) = f(\Delta U) \cdot \left| \frac{d(\Delta U)}{dt} \right|, \quad (3.41)$$

$$\Delta U(t_{nep}) = -\frac{S_{\phi} \cdot (U_1 - U_0) \cdot k_v}{v_i} \cdot \delta, \quad (3.42)$$

$$\frac{d\Delta U(t_{nep})}{dt} = -\frac{S_{\phi} \cdot (U_1 - U_0) \cdot k_v}{v_i}. \quad (3.43)$$

Підставляючи (3.42) та (3.39) до (3.40), можна отримати

$$f(\Delta U) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \cdot U_{\xi} \cdot \frac{v_i}{S_{\phi} \cdot (U_1 - U_0) \cdot k_v}} \cdot e^{-\frac{\delta^2}{2 \left(U_{\xi} \cdot \frac{v_i}{S_{\phi} \cdot (U_1 - U_0) \cdot k_v} \right)^2}}. \quad (3.44)$$

Виходячи з отриманого виразу, середньоквадратичне відхилення степені граничного спотворення імпульсів визначається співвідношенням

$$\sigma_{\delta} = U_{\xi} \cdot \frac{v_i}{S_{\phi} \cdot (U_1 - U_0) \cdot k_v}. \quad (3.45)$$

До отриманої формули (3.45) входить швидкість передавання інформації та різниця між рівнями напруги логічних “одиниці” та “нуля”, тобто параметри, які можуть варіюватися під час передавання. Виходячи з правила “ 3σ ”, яке показує, що 99,7% значень попадають до цього інтервалу, можна підібрати оптимальні швидкість переда-

вання v_i та рівні сигналів U_1 і U_0 , задаючись граничним спотворенням імпульсів δ з умови підтримання працездатності пристрою передавання. Тобто кінцева формула буде мати вигляд:

$$\delta_{\max} = 3U_{\xi} \cdot \frac{v_{\max}}{S_{\phi} \cdot (U_1 - U_0) \cdot k_v}, \quad (3.46)$$

$$v_{\max} = \frac{\delta_{\max} \cdot S_{\phi} \cdot (U_1 - U_0) \cdot k_v}{3 \cdot U_{\xi}}. \quad (3.47)$$

Таким чином, виходячи з відомих параметрів передавання (амплітуди рівнів логічних “нуля” та “одиниці”, стрімкості фронтів), визначивши амплітуду завади в каналі зв’язку та задавшись похибкою, можна отримати максимальне значення швидкості передавання для реальних умов.

Виходячи з вищевикладеного, для реалізації цього методу адаптації необхідно здійснити дії у такій послідовності:

на передавальному боці:

- зареєструвати масив значень напруги завад у каналі зв’язку;
- розрахувати середньодіюче значення напруги завад;
- визначити максимальну швидкість передавання за формулою (3.47) за умови збереження працездатності пристрою і необхідні рівні логічних “нуля” та “одиниці” передавання сигналів;
- вибрати стандартну швидкість передавання інформації;
- передати умови зв’язку до приймальної частини;
- зчитати з носія персонального комп’ютера інформацію, що має передаватися;
- передати в послідовному коді інтерфейсом дані із визначеною швидкістю;
- перетворити сигнал модулятором відповідно до визначених рівнів логічних сигналів і передати до каналу зв’язку;

на приймальному боці:

- ↖ отримати з каналу зв’язку умови передавання інформації;

- ⚡ запрограмувати послідовний інтерфейс на визначену швидкість обміну інформацією і програмований подільник напруги на визначений коефіцієнт з урахуванням згасання сигналу в каналі зв'язку;
- ⚡ отримати з каналу зв'язку інформаційні сигнали, перетворити їх відповідно до отриманого коефіцієнту програмованим перетворювачем напруги, після чого демодулювати їх;
- ⚡ перетворити інформацію інтерфейсом з послідовного формату на паралельний;
- ⚡ зчитати інформацію в паралельному форматі з послідовного інтерфейсу;
- ⚡ записати отриману інформацію на носій персонального комп'ютера.

Описана послідовність дій [137] може бути реалізована програмно-апаратним шляхом на базі персонального комп'ютера чи мікропроцесорного контролера. При цьому може бути задіяний режим програмного опитування, переривань чи прямого доступу до пам'яті. Найпростішим є випадок програмного опитування.

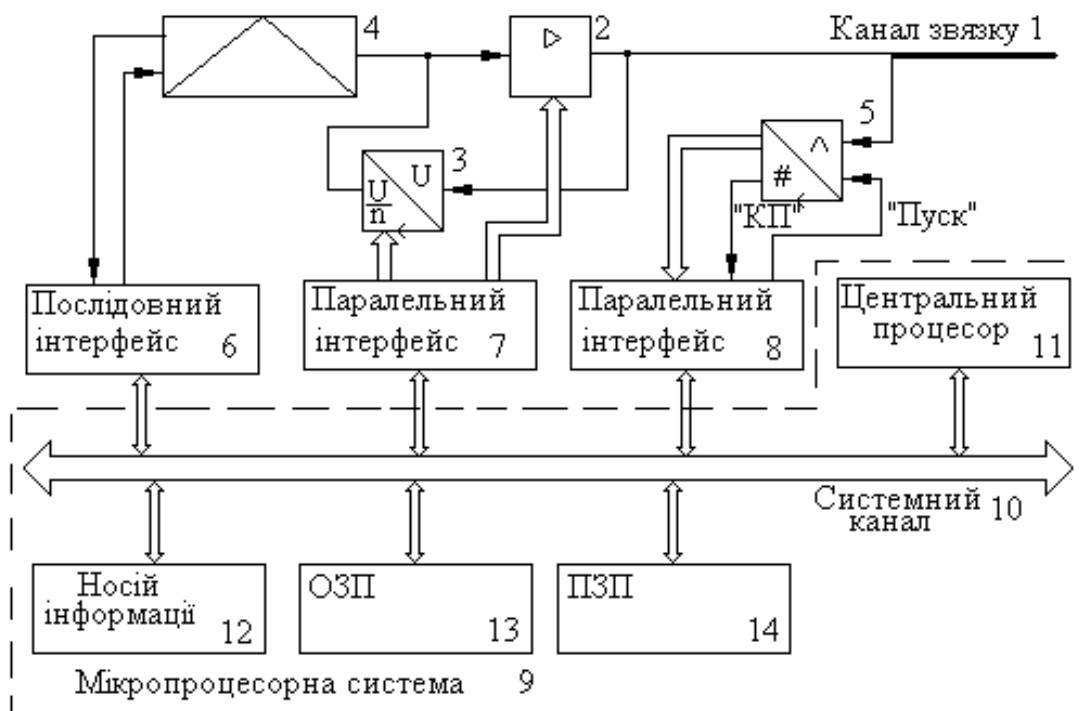


Рисунок 3.34 – Структура для реалізації алгоритму адаптації

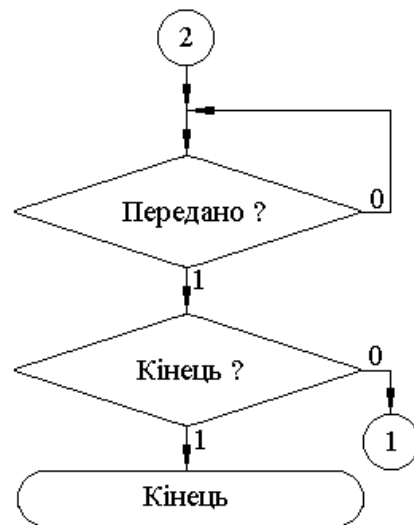


Рисунок 3.35 – Схема роботи пристрою в режимі передавача

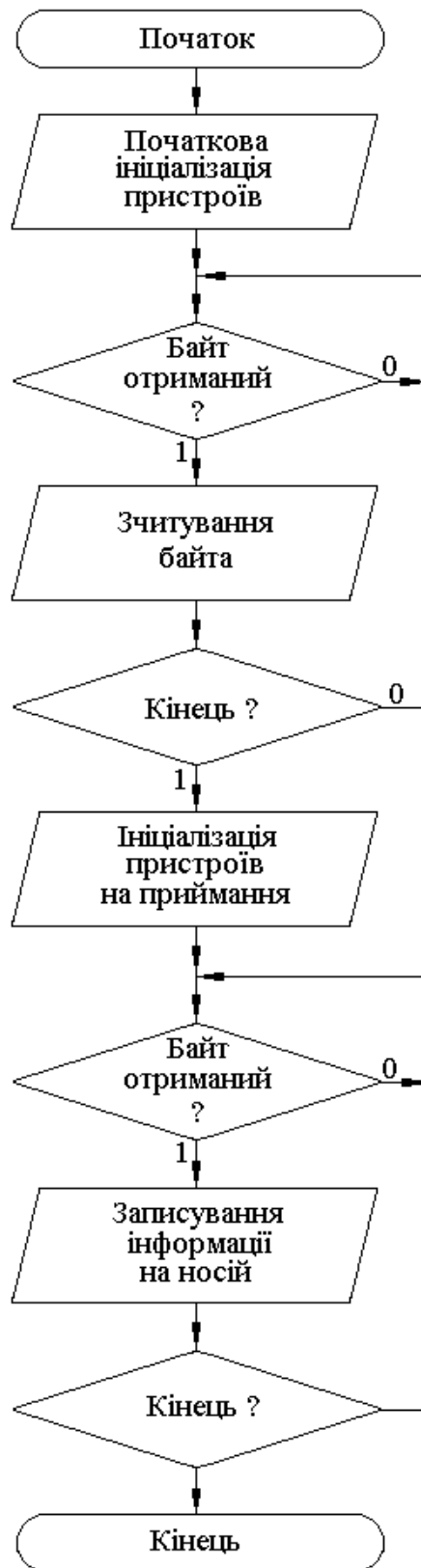


Рисунок 3.36 – Схема роботи пристрою в режимі приймача

Структура пристрою наведена на рис. 3.34, а процедури передавання та приймання інформації відповідно на рис. 3.35 та 3.36.

При увімкненні живлення на передавальній частині центральний процесор 11 персонального комп'ютера 9 здійснює ініціалізацію пристроїв таким чином, що послідовний інтерфейс 6 програмним шляхом налаштовується на мінімальну швидкість передавання інформації, канали першого 7 та канал С другого 8 паралельних інтерфейсів – на виведення даних, а канали А і В другого паралельного інтерфейсу 8 – на введення даних, коефіцієнт підсилення програмованого підсилювача 2 встановлюється рівним одиниці.

На першому етапі в програмному режимі здійснюється вимірювання середньодіючого значення рівня завад у каналі зв'язку 1. При цьому через канал С другого паралельного інтерфейсу 8 на аналого-цифровий перетворювач 5 подається сигнал “Пуск”. За допомогою каналу В паралельного інтерфейсу 8 фіксується встановлення сигналу “Кінець перетворення”. При наявності цього сигналу через канал А паралельного інтерфейсу 8 зчитується зафіксоване аналого-цифровим перетворювачем 5 значення і записується до оперативного запам'ятовувального пристрою 13 персонального комп'ютера 9. Після цього цикл реєстрації повторюється. Процес продовжується до тих пір, поки необхідний масив значень напруги завади, кількість яких визначена вище, не буде зареєстрований.

На другому етапі здійснюється оброблювання зареєстрованих значень і визначення оптимальних параметрів передавання інформації. Зареєстровані аналого-цифровим перетворювачем 5 значення перераховуються у середньодіюче значення напруги завад за формулою

$$U_{\xi} = \frac{1}{\sqrt{2} \cdot m} \cdot \sum_{i=1}^m \frac{N_i}{N_{max}} \cdot U_0 = \frac{1}{\sqrt{2} \cdot m} \cdot \sum_{i=1}^m \frac{N_i}{2^n} \cdot U_0, \quad (3.48)$$

де N_i – i -те зареєстроване аналого-цифровим перетворювачем 5 значення;

N_0 – максимальне значення, що може бути зареєстроване аналого-цифровим перетворювачем 5;

n – кількість двійкових розрядів аналого-цифрового перетворювача 5;
 m – кількість значень, зареєстрованих аналого-цифрового перетворювачем 5.

Відповідно до формули (3.47) вибирається швидкість передавання, виходячи з умови збереження працездатності обладнання. Границею стійкої роботи пристроїв обміну інформацією є $\delta = 0,4$. Швидкість передавання підбирається максимальною за умови можливості забезпечення необхідного коефіцієнта перетворення програмованими підсилювачем 2 та подільником напруги 3. На основі отриманого значення вибирається максимальна стандартизована швидкість, яка не перевищує розрахованого значення.

Після цього на мінімальній швидкості, дозволеній послідовним інтерфейсом 6, передається службова інформація про режим зв'язку, яка вміщує значення швидкості передавання і коефіцієнта підсилення. Обмін службовою інформацією здійснюється за принципом повторювання та мажоритарного декодування. Тобто після отримання інформації та записування її до оперативного запам'ятовувального пристрою 13 персонального комп'ютера 9 центральний процесор 11 порівнює відповідні двійкові розряди у прийнятих байтах і за більшістю повторів визначає правильне значення.

Після цього центральний процесор 11 персонального комп'ютера 9 перепрограмує послідовний інтерфейс 6 на визначену швидкість передавання і встановлює необхідний коефіцієнт підсилення за допомогою паралельного інтерфейсу 7. Інформація байтами зчитується центральним процесором 11 з носія інформації 12 персонального комп'ютера 9 і пересилається до послідовного інтерфейсу 6. Передавання інформації здійснюється у програмному режимі. Пересланий послідовним інтерфейсом 6 байт перетворюється з паралельного формату на послідовний, що супроводжується встановленням прапорця "Перетворення завершено", і по бітах, із запрограмованою швидкістю, передається до модему 4, завершення чого супроводжується встановленням прапорця "Передавання завершено". Сформований си-

гнал перетворюється модемом 4, програмованим підсилювачем 2 і передається до каналу зв'язку 1. Після цього до послідовного інтерфейсу 6 може записуватися наступний байт. Процес продовжується до тих пір, поки всі дані з носія інформації не будуть передані до каналу зв'язку 1.

На приймальному боці при увімкненні живлення центральний процесор 11 персонального комп'ютера 9 налаштовує послідовний інтерфейс 6 на приймання інформації з мінімальною швидкістю, а перший паралельний інтерфейс 7 – на виведення інформації. Коефіцієнт ослаблення програмованого подільника напруги 3 встановлюється рівним одиниці. Після цього центральний процесор 11 переходить до фіксації прапорців послідовного інтерфейсу. Встановлення послідовним інтерфейсом 6 прапорця “Прийнятий байт інформації” показує, що з каналу зв'язку 1 отриманий байт даних, перетворений на паралельний код і пересланий для зберігання до програмно доступного регістру послідовного інтерфейсу 6. Відповідно до цього, центральний процесор 11 зчитує байт даних з послідовного інтерфейсу 6 і записує його до оперативного запам'ятовувального пристрою 13 персонального комп'ютера 9, після чого цикл повторюється. Процес продовжується до тих пір, поки вся службова інформація не буде отримана. Після цього визначається швидкість передавання і коефіцієнт перетворення амплітуди сигналів. Центральний процесор 11 перепрограмує послідовний інтерфейс 6 на визначену швидкість передавання і записує до програмованого подільника напруги 3 необхідний коефіцієнт за допомогою паралельного інтерфейсу 7. Після цього центральний процесор 11 переходить до фіксації прапорців послідовного інтерфейсу 6.

Встановлення послідовним інтерфейсом 6 прапорця “Прийнятий байт інформації” показує, що з каналу зв'язку 1 отриманий байт даних, перетворений на паралельний код і пересланий для зберігання до програмно доступного регістра послідовного інтерфейсу 6. Відповідно до цього, центральний процесор 11 зчитує байт даних з послідовного інтерфейсу 6 і записує його до оперативного запам'ятовувального пристрою 13 персонального комп'ютера 9 і цикл повторюється. Процес продовжується до тих пір, поки вся інформація не буде отримана,

після чого вона записується на носій інформації 12 персонального комп'ютера 9.

Таким чином досягається значний позитивний ефект, оскільки за рахунок проведення тестування умов передавання інформації каналом зв'язку вибирається оптимальні швидкість зв'язку і амплітуди сигналів. Це дозволяє в суттєво зменшити вплив граничних завад на інформативний сигнал і підвищити вірогідність передавання інформації. Визначена оцінка швидкості передавання може бути задіяна для тестування каналу зв'язку кодовими комбінаціями з урахуванням рекомендацій стандартів, поданих вище.

3.2.4. Адаптація пристрою передавання інформації до параметрів каналу в умовах його несиметричності

Основним протиріччям під час передавання інформації є те, що підвищення вірогідності вимагає зниження швидкості передавання, а підвищення швидкості знижує вірогідність [138, 139]. Під час аналізу каналів зв'язку вважається, що канали симетричні, тобто імовірності спотворення нулів та одиниць в каналі зв'язку $p(0/1)$ та $p(1/0)$ однакові.

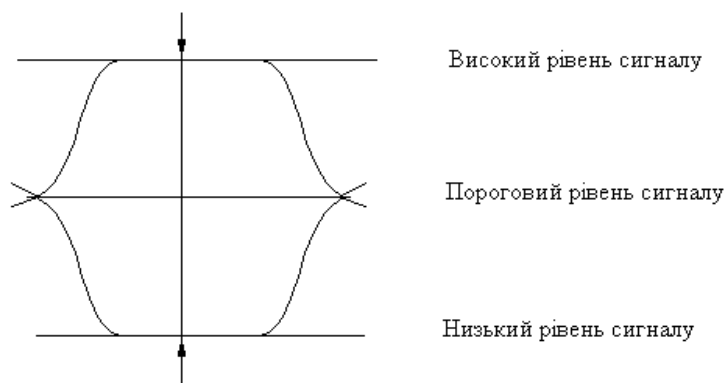


Рисунок 3.37 – Діаграма рівнів сигналу для симетричного каналу зв'язку

Виходячи з цього, діаграма рівнів сигналу має вигляд, поданий на рис. 3.37, а пороговий рівень ідентифікації сигналу встановлюється на половині його амплітуди.

Разом з тим, в реальних системах та мережах частіше зустрічаються несиметричні канали, для яких умовні імовірності спо-

творення символів $p(0/1)$ та $p(1/0)$ нерівні. Враховуючи велику кількість чинників впливу, аналітично розрахувати чисельні значення цих імовірностей виявляється складним. Вважати канали симетричними означає одразу вводити методичну похибку, погіршуючи умови ідентифікації сигналу.

Позитивний ефект дає тестування каналу передаванням послідовностей нулів та одиниць з визначенням імовірностей і визначенням оптимального порогу ідентифікації рівнів логічних “нуля” та “одиниці”. Оскільки до теперішнього часу для полегшення проведення аналізу каналів зв’язку вважалось, що вони симетричні, то ця задача для теоретичних досліджень не ставилась і на практиці не розглядалась, хоча вона цілком реальна для уніполярного режиму передавання. Для біполярного режиму ці імовірності перетворюються на імовірності помилок першого p_I та другого p_{II} роду.

З урахуванням великої кількості незалежних чинників, що впливають на сигнали під час їх формування, передавання, регенерації та ідентифікації, можна з високою імовірністю вважати, напруга сигналу в каналі зв’язку є випадковою величиною з нормальним законом розподілу. Вона центрована на U , коли передається “одиниця”, і на 0, коли передається “нуль” для першого розглянутого випадку або відповідно при передаванні інформаційного сигналу та при його відсутності для другого випадку. Тому умовна імовірність приймання символу “0”, коли переданий “1”, буде дорівнювати імовірності того, що напруга на вході приймача буде нижчою від порога U_s . Вираз для цієї імовірності буде мати вигляд

$$p(0/1) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_U^2}} \int_{-\infty}^{U_s} \exp\left(-\left(\frac{x-U}{2\sigma_U^2}\right)^2\right) dx. \quad (3.49)$$

Аналогічно, умовна імовірність приймання символу “1” при переданому “0”, буде дорівнювати

$$p(1/0) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_U^2}} \int_{U_s}^{\infty} \exp\left(-\left(\frac{x}{2\sigma_U^2}\right)^2\right) dx. \quad (3.50)$$

Заміна змінних дозволяє отримати формули:

$$p(0/1) = \frac{1}{2} F\left(\frac{U - U_s}{\sqrt{2\sigma_U^2}}\right), \quad (3.51)$$

$$p(1/0) = \frac{1}{2} F\left(\frac{U_s}{\sqrt{2\sigma_U^2}}\right). \quad (3.52)$$

Якщо канал несиметричний, то умовні імовірності спотворення символів для даних конкретних умов передавання пов'язані співвідношенням

$$p(0/1) = \mathcal{G} \cdot p(1/0). \quad (3.53)$$

Тоді, з урахуванням формул (3.50) – (3.53)

$$\frac{U - U_s}{\sqrt{2\sigma_U^2}} = \mathcal{G} \cdot \frac{U_s}{\sqrt{2\sigma_U^2}} \quad (3.54)$$

З виразу (3.54) можна отримати

$$U - U_s = \mathcal{G} \cdot U_s \quad (3.55)$$

$$U_s = \frac{U}{\mathcal{G} + 1}, \quad (3.56)$$

де U – амплітуда сигналу в каналі зв'язку.

Оскільки для одного і того самого каналу зв'язку коефіцієнт \mathcal{G} буде змінюватись залежно від швидкості передавання, амплітуд сиг-

налів тощо, то і тестування каналу необхідно здійснювати за тих умов, які будуть реалізовуватись для передавання інформативних даних.

Виходячи з вищевикладеного, реалізація такого метода адаптації вимагає виконання певного переліку дій:

- передати до каналу зв'язку через послідовний інтерфейс і модем двійкову тестову послідовність;
- прийняти від приймальної частини системи результати тестування каналу зв'язку;
- зчитати з носія персонального комп'ютера дані, що мають передаватися;
- передати в послідовному коді до інтерфейсу дані;

на приймальному боці:

- ⚡ отримати з каналу зв'язку через модем і послідовний інтерфейс двійкову тестову послідовність;
- ⚡ визначити коефіцієнт несиметричності каналу зв'язку \mathcal{G} відповідно до формули (3.54);
- ⚡ розрахувати порогові рівні ідентифікації сигналу відповідно до формули (3.57);
- ⚡ передати на передавальний бік системи результати, які свідчать про завершення першого етапу;
- ⚡ визначити у відповідно до швидкості передавання часові інтервали ідентифікації інформативних сигналів і зафіксувати їх у таймері;
- ⚡ виміряти у фіксовані інтервали часу рівні напруги в каналі зв'язку;
- ⚡ зчитати вимірювальну інформацію;
- ⚡ порівняти визначену напругу з пороговим рівнем та ідентифікувати рівні сигналу;
- ⚡ записати отриману інформацію на носій персонального комп'ютера.

Реалізувати цей метод можна з використанням класичної мікропроцесорної структури. В даному випадку запропонований режим програмного опитування каналів, хоча реалізацію можна здійснити з певними змінами і для будь-якого іншого.

Схема пристрою наведена на рис. 3.38, а схеми роботи передавальної і приймальної частин – відповідно на рис. 3.39 та 3.40.

При увімкненні живлення на передавальній частині центральний процесор 7 персонального комп'ютера 9 здійснює ініціалізацію пристрою таким чином, що послідовний інтерфейс 4 програмним шляхом налаштовується на задану швидкість передавання інформації, канал С паралельного інтерфейсу 6 – на виведення даних, а канали А і В – на введення даних, програмований таймер 5 налаштовується на режим переривання термінального рахування.

На першому етапі здійснюється тестування каналу зв'язку 1, для чого до нього за допомогою послідовного інтерфейсу 4 та модему 2 передаються тестові послідовності "нулів" та "одиниць", які на приймальному боці через модем 2 поступають на послідовний інтерфейс 4.

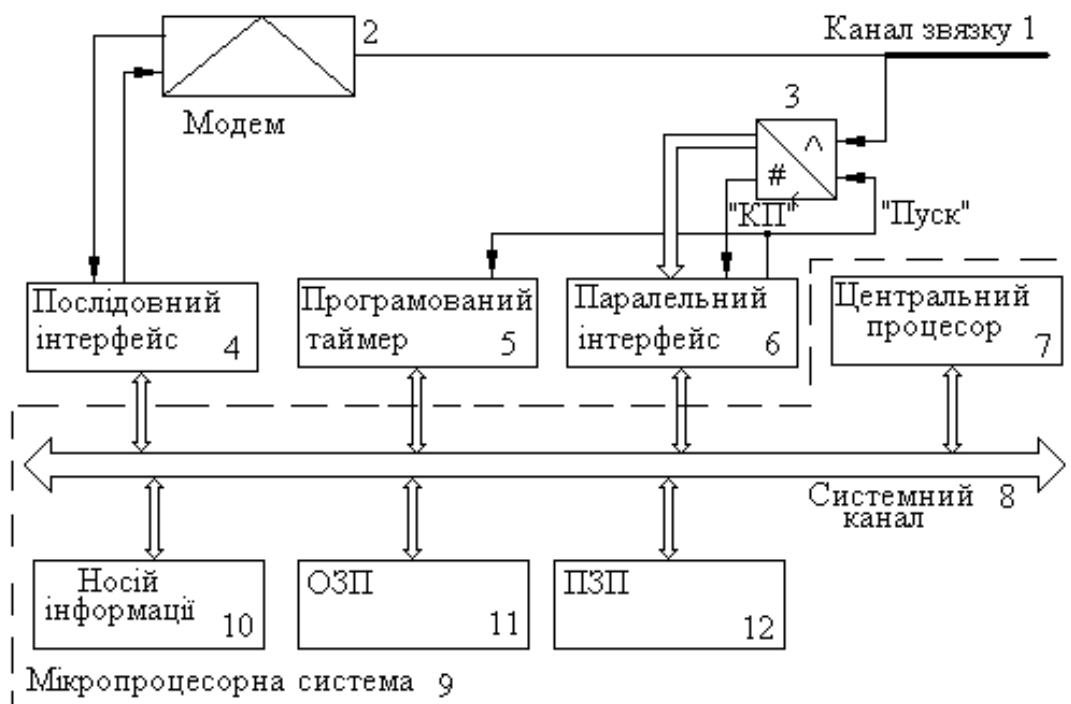


Рисунок 3.38 – Структура пристрою реалізації метода адаптивного передавання інформації

Центральний процесор 7 персонального комп'ютера 9 зчитує дані з послідовного інтерфейсу 4 і записує їх до оперативного запам'ятовувального пристрою 11, після чого розраховує коефіцієнт несиметричності каналу \mathcal{S} відповідно до формули (3.44). Відповідно до



формули (3.47) розраховують оптимальне значення порогового рівня напруги ідентифікації сигналу U_s , яке відповідає реальним значенням завад в каналі зв'язку 1. Ці результати передаються до передавальної частини, що свідчить про завершення етапу тестування каналу зв'язку 1. На другому етапі центральний процесор 7 персонального комп'ютера 9 зчитує дані по байтам з носія інформації 10 і за допомогою послідовного інтерфейсу 4 та модему 2 передає їх до каналу зв'язку 1.

На приймальному боці, виходячи зі швидкості передавання розраховують часові інтервали ідентифікації рівнів сигналів, що надходять з каналу зв'язку 1. До лічильника програмованого таймера 5 записується число, що розраховується згідно з формулою

Рисунок 3.39 – Схема програми передавальної частини пристрою

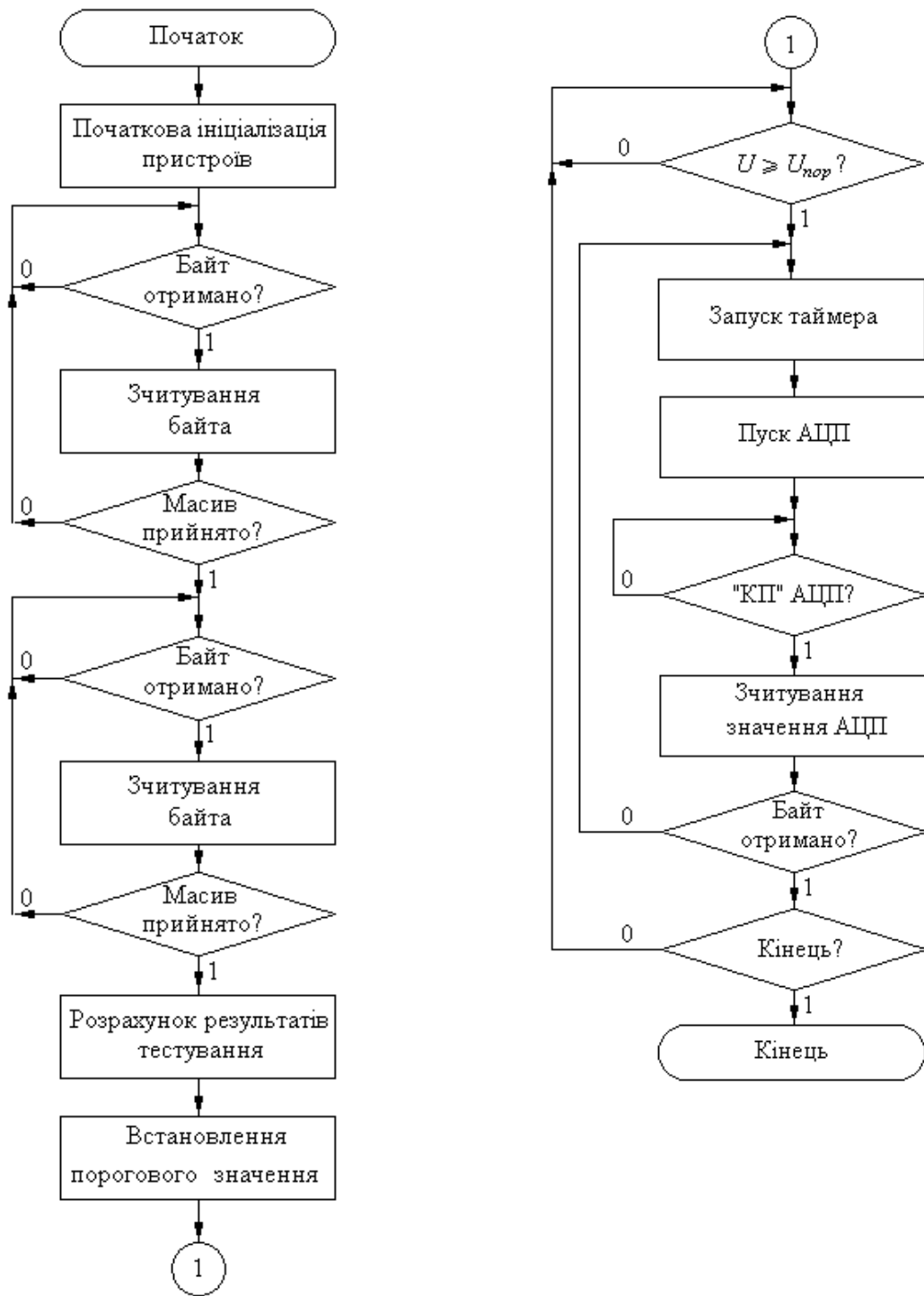


Рисунок 3.40 – Схема програми приймальної частини пристрою

$$N_i = \frac{\tau_i}{T_0} = \frac{f_0}{\nu} \left(i + \frac{1}{2} \right), \quad (3.57)$$

де f_0 – тактова частота лічильника програмованого таймера 5;

τ_i – i -тий часовий інтервал ідентифікації сигналу каналу зв'язку 1;

v – швидкість передавання інформації каналом зв'язку 1.

Перший сигнал високого рівня напруги, що надходить з каналу зв'язку 1 свідчить, що після нього будуть надходити нуль та інформаційні байти. Контроль часових інтервалів ідентифікації даних здійснюється за допомогою програмованого таймера 5 в режимі читання “на льоту”. При досягненні у лічильнику значення N_i здійснюється запуск аналого-цифрового перетворювача 3 шляхом подання сигналу “Пуск” через канал С паралельного інтерфейсу 6. Сигнал “Кінець перетворення”, що поступає з аналого-цифрового перетворювача 3 на канал В паралельного інтерфейсу 6, свідчить про завершення вимірювання поточного значення сигналу U_i і встановлення на каналі А паралельного інтерфейсу 6 значення напруги в цифровому вигляді

$$N_{ADC} = \frac{U_i}{10,24} \cdot 2^{n_{ADC}} . \quad (3.58)$$

Зафіксоване значення сигналу U_i порівнюється з пороговим U_s та ідентифікується як “нуль” чи “одиниця” залежно від амплітуди. Локальний цикл продовжується до тих пір поки вісім інформативних розрядів переданого байту не будуть ідентифіковані, після чого байт даних записується до оперативного запам'ятовувального пристрою 11 персонального комп'ютера 9.

Процес продовжується до тих пір, поки вся інформація не буде отримана, після чого вона записується на носій інформації 10 персонального комп'ютера 9.

3.2.5. Передавання інформації в умовах кодування з повторюванням і арбітражем

В техніці передавання інформації широко відоме сімейство алгоритмів передавання інформації з повторюванням і мажоритарним декодуванням. До них можна віднести:

- ↪ код з подвоєнням елементів або кореляційний, коли одиниця передається сполученням 10, а нуль – 01;
- ↪ інверсний код, для якого парна кількість одиниць у комбінації означає її повторення, а непарна – повторення з інверсією;
- ↪ код з повторюванням, коли кодова комбінація просто повторюється.

За класичним алгоритмом у випадку побудови кодів, їх можна віднести до кодів з визначенням помилок, оскільки вони спроможні визначати поодинокі спотворення сигналів. Використання r -кратного повторення з арбітражем дозволяє здійснювати виправлення помилок. В реальних умовах при передаванні інформації короткими кодовими комбінаціями (в байтовому форматі) при складних умовах зв'язку часто необхідно використовувати коди з виправленням помилок разом з повторенням байта декілька разів. Простота реалізації такого алгоритму визначає перспективність його використання.

Але, на практиці, побудова такого алгоритму пов'язана з певними складнощами. Виходячи з умов арбітражу можна визнати, що кількість повторів повинна бути непарною, але скільки разів конкретно треба передавати кодову комбінацію (три, п'ять, сім тощо) – невідомо. Абсолютно працездатним цей алгоритм стає у випадку, якщо передавати кодову комбінацію з передавального на приймальний бік, потім у зворотному напрямку, порівнювати їх, і лише у випадку співпадіння надавати на приймальний бік підтвердження щодо правильності приймання. Та, незважаючи на надійність алгоритму, він вимагає надмірних ресурсів каналу зв'язку, режиму симетричного напівдуплексу, а краще дуплексу тощо. Таким чином, для реалізації алгоритму передавання з повторюванням та арбітражем, необхідно з умов передавання визначити кратність повторювання кодових комбінацій, а для

забезпечення абсолютної надійності використовувати завадозахищені методи кодування.

Якщо, протягом часу передавання інформації, рівень сигналу постійний і дорівнює U_c , а на сигнал впливає адитивна завада U_{ξ} , то послідовність відрахунків можна подати у вигляді [140, 141]

$$\begin{cases} U_1 = U_c + U_{\xi 1}; \\ U_1 = U_c + U_{\xi 2}; \\ \vdots \\ U_1 = U_c + U_{\xi m}, \end{cases} \quad (3.59)$$

де $U_{\xi i}$ – значення напруги завади в момент i -того підрахунку часу.

В каналі зв'язку буде проходити сигнал

$$U = \sum_{i=1}^m (U_c + U_{\xi i}) = m \cdot U_c + \sum_{i=1}^m U_{\xi i}. \quad (3.60)$$

Відношення потужностей сигналу та завади буде визначатися співвідношенням

$$\left(\frac{P_c}{P_{\xi}} \right) = \frac{(m \cdot U_c)^2}{D \left(\sum_{i=1}^m U_{\xi i} \right)}, \quad (3.61)$$

де $D \left(\sum_{i=1}^m U_{\xi i} \right)$ – дисперсія завади в каналі зв'язку.

Якщо вважати значення рівнів завади некорельованими, дисперсія суми відрахунків $U_{\xi i}$ дорівнює сумі дисперсій відрахунків

$$D \left(\sum_{i=1}^m U_{\xi i} \right) = \sum_{i=1}^m D(U_{\xi i}). \quad (3.62)$$

Обмеженість в часі процесу передавання інформації дозволяє зробити достатньо вірогідне припущення, що під час передавання адитивну заваду можна розглядати як стаціонарний випадковий процес. Тоді

$$D\left(\sum_{i=1}^m U_{\xi i}\right) = m \cdot D(U_{\xi i}). \quad (3.63)$$

Співвідношення потужностей сигналу і завади в каналі зв'язку з m -кратним повторюванням можна подати у вигляді

$$\left(\frac{P_c}{P_\xi}\right)_m = \frac{(m \cdot U_c)^2}{m \cdot D(U_\xi)} = m \cdot \left(\frac{U_c^2}{D(U_\xi)}\right) = m \cdot \left(\frac{P_c}{P_\xi}\right)_1. \quad (3.64)$$

Враховуючи, що для несиметричних каналів (імовірності спотворення нулів p_{01} та одиниць p_{10} нерівні) умови передавання є більш жорсткими, необхідно визначати показники для найгіршого з випадків:

$$p_{01} = K_{im} \left(\frac{U_{nop}}{U_\xi}\right), \quad (3.65)$$

$$p_{10} = K_{im} \left(\frac{U_c}{U_\xi} - \frac{U_{nop}}{U_\xi}\right), \quad (3.66)$$

де U_{nop} – порогове значення ідентифікації одиниці на приймальному боці.

Попередньо задавшись імовірністю помилки, можна визначити необхідні енергетичні параметри передавання, а також об'єм сигналу, потрібний для забезпечення безпомилкового передавання

$$V = F \cdot T \cdot \lg\left(\frac{P_c}{P_\zeta}\right), \quad (3.67)$$

де F – смуга частот, яку займає сигнал;
 T – час передавання інформації.

$$\begin{aligned} V &= F \cdot T \cdot \lg\left(\frac{P_c}{P_\zeta}\right) = F \cdot T \cdot \lg\left(\frac{P_c}{m \cdot P_\zeta} \cdot m\right) = F \cdot T \left(\lg m + \lg\left(\frac{P_c}{m \cdot P_\zeta}\right) \right) = \\ &= F \cdot \left(T \cdot \lg\left(\frac{P_c}{m \cdot P_\zeta}\right) + T \cdot \lg m \right). \end{aligned} \quad (3.68)$$

Вираз (3.69) можна трактувати таким чином, що, якщо рівень завад у каналі зв'язку збільшується в m разів, то для збереження об'єму сигналу час передавання треба збільшити в $(1 + \lg m)$ разів. А оскільки об'єм сигналу визначався для забезпечення необхідних умов передавання, то вони будуть зберігатися. Виходячи з цього, при збільшенні рівня завад над базовим у m разів, передавання кодової комбінації потрібно додатково передавати $\lg m$ разів.

Так само можна визначити об'єм сигналу і у випадку передавання інформації з обмеженням смуги частот в комп'ютерному форматі для імпульсно-кової модуляції, яка використовується найчастіше

$$V = 3,5 \cdot N \cdot \lg\left(\frac{P_c}{P_\zeta}\right) = 3,5 \cdot N \cdot \lg\left(\frac{P_c}{m \cdot P_\zeta} \cdot m\right) = 3,5 \cdot N \left(\lg\left(\frac{P_c}{m \cdot P_\zeta}\right) + \lg m \right), \quad (3.69)$$

але в цьому випадку потрібно так само збільшувати не час передавання, а обсяг даних N , що передаються каналом зв'язку. Аналогічні співвідношення можна отримати і для амплітуд сигналів.

Таким чином, для реалізації цього метода потрібно здійснити певні дії [142]:
на передавальному боці:

- визначити швидкість передавання інформації;
- визначити період вимірювань напруги завад у каналі зв'язку;
- визначити середнє значення напруги завад у каналі зв'язку;
- розрахувати коефіцієнт m перевищення рівня завад над базовим;
- розрахувати кількість повторів r передавання;
- привести отримане значення до непарного числа з округленням в більший бік;
- передати на приймальний бік умови зв'язку;
- зчитати дані з носія інформації;
- передати дані до послідовного інтерфейсу необхідну кількість разів по байтах;

на приймальному боці:

- ⚡ отримати з каналу зв'язку умови передавання;
- ⚡ отримати з каналу зв'язку байт інформації визначену кількість разів;
- ⚡ побітово визначити вміст розрядів байта за максимальною кількістю їх значень;
- ⚡ записати отриману інформацію на носій персонального комп'ютера.

Реалізувати такий алгоритм можна на базі персонального комп'ютера чи мікропроцесорного контролера для будь-якого режиму реєстрації (програмного опитування, переривань чи прямого доступу до пам'яті). Наведена нижче (рис. 3.41) структура ілюструє режим програмного опитування, як найбільш простий у реалізації.

Роботу пристрою для режиму передавання даних ілюструє рис. 3.42, а для режиму приймання – рис. 3.43.

Процес тестування каналу полягає у визначенні середнього значення напруги завад, що здійснюється в режимі вимкнення каналу (без передавання даних).

Реєстрацію значень напруги потрібно здійснювати в умовах, наближених до реального режиму передавання (з урахуванням швидкості) для уникнення динамічної похибки. Період вимірювання напруги завади можна визначати зі співвідношення

$$T_{вим} = \tau_{инф} = \frac{1}{k_v \cdot \nu}, \quad (3.70)$$

де $\tau_{инф}$ – час передавання одного інформаційного імпульсу.

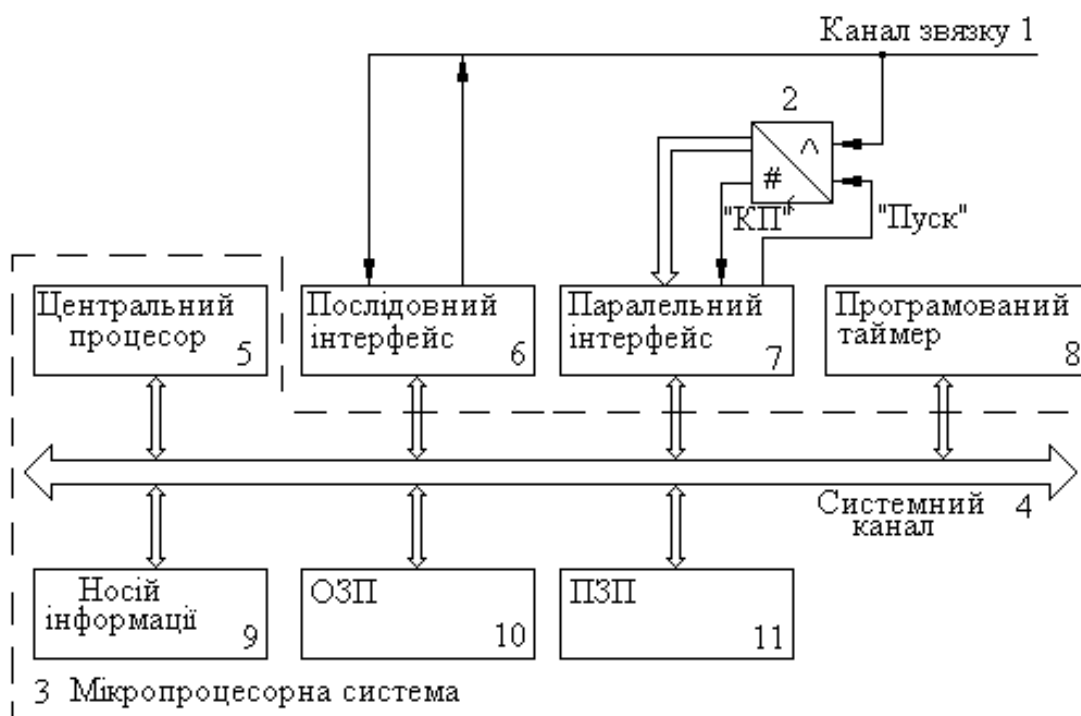


Рисунок 3.41 – Структура пристрою реалізації метода передавання інформації з повторюванням

При увімкненні живлення центральний процесор 5 здійснює ініціалізацію зовнішніх пристроїв і проводить розрахунок періоду вимірювання напруги завади відповідно до формули (3.70). Після цього здійснюється програмування таймера 8 на розрахований часовий інтервал і одночасно із його запуском через паралельний інтерфейс 7 формується сигнал "Пуск".

Аналого-цифровий перетворювач 2 здійснює квантування рівня напруги завади відповідно до формули

$$N = \frac{U_{\xi}}{U_{on}} \cdot N_{max}, \quad (3.71)$$

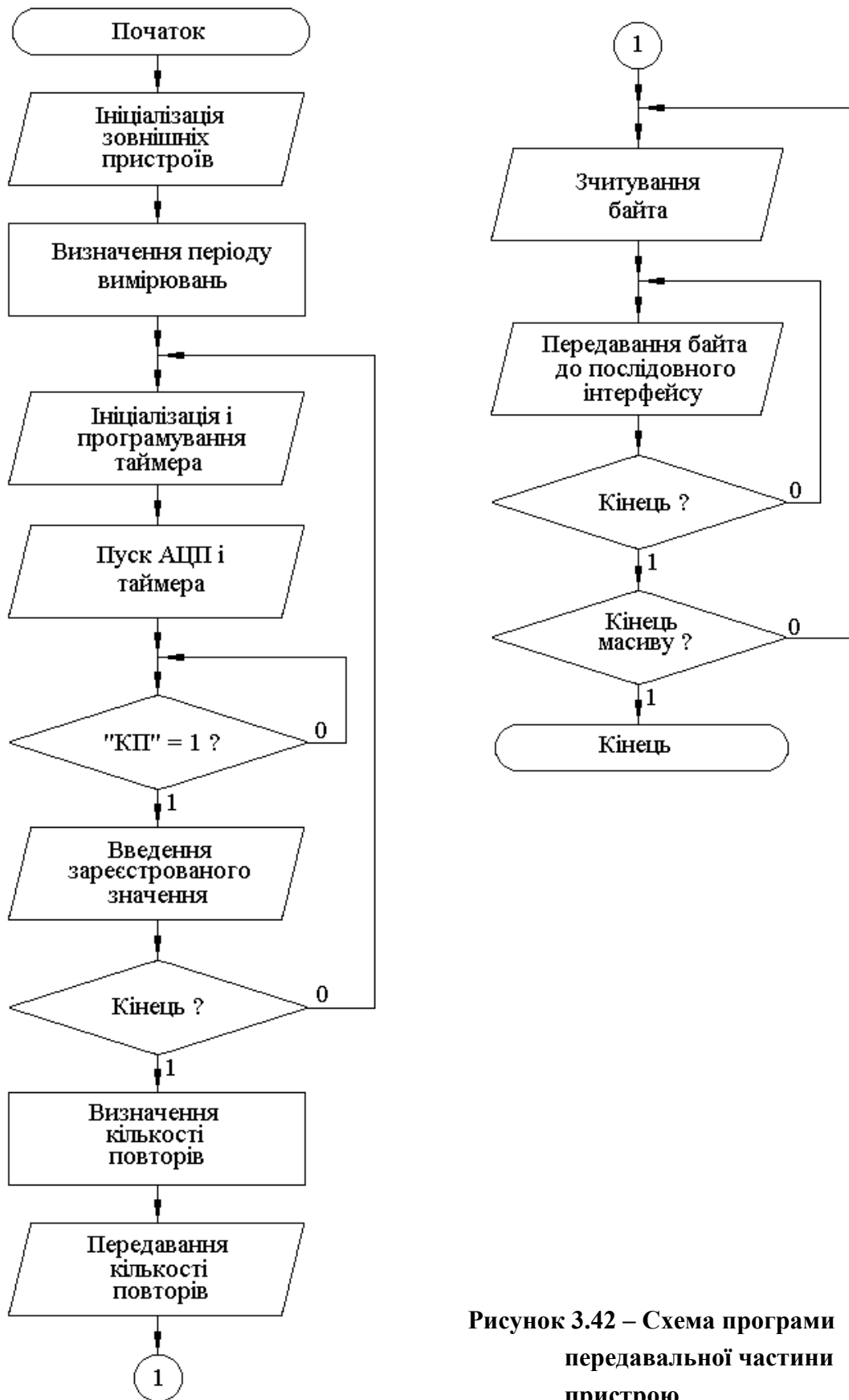


Рисунок 3.42 – Схема програми передавальної частини пристрою

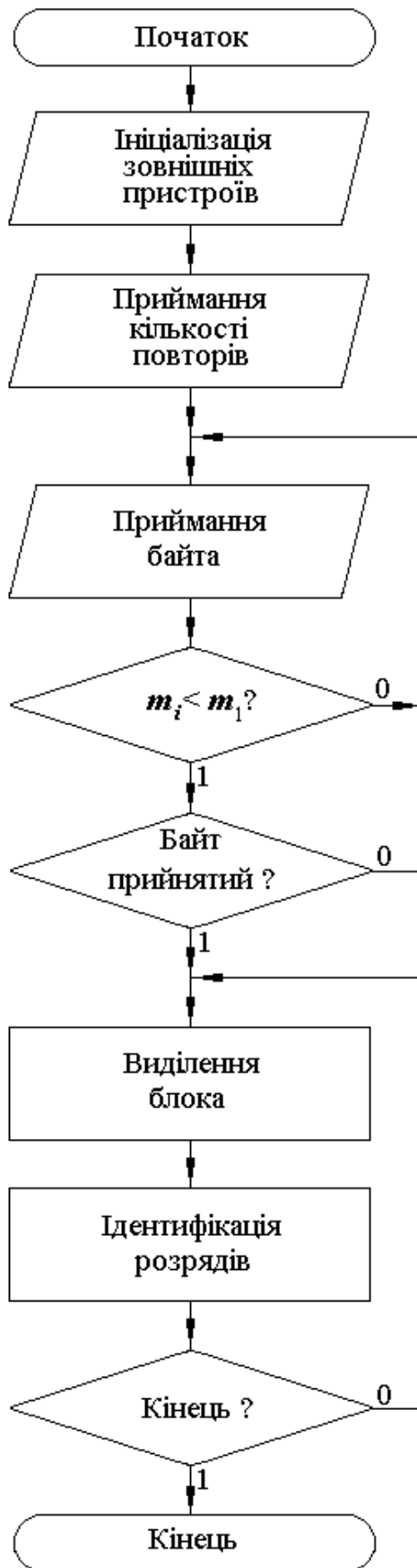


Рисунок 3.43 – Схема програми приймальної частини пристрою

де U_{on} – значення опорної напруги аналого-цифрового перетворювача;
 N_{max} – максимальний код, який може зареєструвати АЦП.

Після встановлення аналого-цифровим перетворювачем 2 сигналу “Кінець перетворення”, результат зчитується до персонального комп’ютера 3 через перший канал паралельного інтерфейсу 7 і записується до оперативного запам’ятовувального пристрою 10. Після цього центральний процесор 5 розпочинає контроль стану програмованого таймера 8, який працює в режимі від’ємного рахування. Стан нуля програмованого таймера 8 означає, що поточний період вимірювання завершений і розпочинається наступний. До лічильника програмованого таймера 8 знов записується код, який відповідає періоду вимірювання і цикл повторюється. Реєстрація продовжується до тих пір, поки весь масив значень не буде зареєстрований і записаний до оперативної пам’яті 10 персонального комп’ютера 3.

Зареєстрований масив значень напруги оброблюється за принципом пошуку середнього арифметичного, після чого визначається коефіцієнт перевищення рівня завади над базовим m . Це значення піддається перерахунку відповідно до формули

$$r = \lg m + 1 . \quad (3.72)$$

Отриманий результат округлюється до найближчого непарного числа зі збільшенням і передається до приймача. На цьому підготовча частина завершується.

Байт інформації, що має передаватися, зчитується з носія персонального комп’ютера 3 і записується до послідовного інтерфейсу 6. Там він перетворюється на послідовний код і передається до каналу зв’язку 1. Цей байт передається r разів, після чого зчитується і передається наступний. Процес повторюється до тих пір, поки весь масив інформації не буде переданий.

На приймальному боці при увімкненні живлення центральний процесор 5 персонального комп’ютера 3 здійснює ініціалізацію послідовного інтерфейсу 6. Спочатку з каналу зв’язку 1 надходить інформація щодо кі-

лькості повторів.

Перший інформаційний байт, що r разів надходить з каналу зв'язку I до послідовного інтерфейсу b , перетворюється ним на паралельний код і записується до оперативного запам'ятовувального пристрою 10 персонального комп'ютера 3 .

Після зчитування з послідовного інтерфейсу b і записування до оперативного запам'ятовувального пристрою 10 персонального комп'ютера 3 всього масиву інформації, вона розбивається на блоки довжиною r байтів. Байти кожного блока розбиваються на розряди і однакові розряди порівнюються. Якщо розряд вміщує більшість одиниць, то він ідентифікується як одиниця, якщо нулів, – то як нуль. Сформований байт вважається ідентифікованим і записується на носій інформації 9 персонального комп'ютера 3 . Таким чином відновлюються всі передані байти.

Хоча попередньо витрачається час на тестування каналу зв'язку, але сумарний час зменшується, за рахунок чого відповідно також збільшується ефективність використання каналу.

Особливості реалізації даного алгоритму для волоконно-оптичних ліній зв'язку полягають у розподілі енергії на приймальному боці по модах, кількість яких для однорідного двошарового волоконного світловода визначається співвідношенням

$$N = \frac{V^2}{2} = \frac{2\pi^2 \cdot a^2}{\lambda^2} \cdot (n_1^2 - n_2^2), \quad (3.73)$$

де a – радіус серцевини;

V – нормована робоча частота;

λ – робоча довжина хвилі;

n_1 та n_2 – відповідно показники заломлення серцевини та оболонки.

Тому потужність імпульсу на приймальному боці необхідно визначати як суму потужностей по всіх модах:

$$P(t, z, \lambda) = \sum_{l=0}^{l_m} \sum_{m=1}^{m(l)} P_{lm}(\lambda, z) \cdot \delta(t - zt_{lm}(\lambda)), \quad (3.74)$$

де $m(l)$ – найбільший радіальний індекс у моди із заданим азимутальним;

l_m – найбільший азимутальний індекс у мод, що розповсюджуються на частоті V ;

$\delta(t)$ – δ -функція Дірака.

Аналогічні висновки можна зробити і для радіоканалів. Тобто, в усіх випадках використання запропонованого методу здається перспективним.

Можна також реалізувати цей метод передавання з використанням отриманої вище формули. При цьому тестування каналу здійснюється кодovими комбінаціями і визначається імовірність p_0 спотворення елементарного сигналу, після чого можна вибрати необхідну кількість повторів r передавання.

3.2.6. Передавання інформації в умовах інформаційної адаптації системи передавання до параметрів каналу зв'язку

Як було показано вище, в реальних умовах передавання інформації велику роль відіграє завадозахищене кодування інформації. Об'єм кінцевого файлу, а відповідно, і час передавання суттєво залежать як від вибраного алгоритму кодування, так і від кількості помилок, які необхідно виправляти для кожної кодової комбінації. Під час розроблення протоколу передавання виникають саме ці проблеми (вибору алгоритму кодування з визначенням чи з виправленням помилок, а також визначення кількості помилок, які потрібно виправляти). Вибір параметрів із запасом часто призводить до неефективного використання каналу. Виходячи з цього доцільно розробити алгоритм, який дозволив би виправити цю неоднозначність.

Вказані проблеми прямо пов'язані із часом використання каналу обміну інформацією. Крім швидкості передавання цей параметр залежить від довжини інформаційного повідомлення (обсягу файлу, що

має передаватися), довжини блока інформаційних даних, що передаються, кількості помилок, що мають виправлятися

$$t_k = \frac{N_e \cdot (L_e + K_e)}{v_k}, \quad (3.75)$$

де t_k – час використання каналу зв'язку, с;

L_e – довжина елементарного інформаційного повідомлення, біт;

K_e – кількість контрольних розрядів, що додаються до елементарного інформаційного повідомлення, біт;

N_e – кількість елементарних повідомлень, що складають файл передавання;

v_k – швидкість передавання, біт/с.

Порівняльний аналіз алгоритмів побудови елементарних повідомлень з урахуванням кількості контрольних розрядів вже розглянутий вище. Для сучасних систем передавання інформації, які будуються на базі мікропроцесорних засобів, найбільш поширеними форматами для заводо захищеного кодування є байт або напівбайт. Кількість контрольних розрядів, що додається до інформаційних, не залежить від алгоритму кодування (Хеммінга, циклічний тощо), а визначається лише кількістю помилок, що мають виправлятися, та довжиною елементарного інформаційного повідомлення. Таким чином, основною проблемою є вибір найбільш економічного алгоритму кодування з точки зору часу роботи каналу зв'язку.

Використання мікропроцесорних засобів дозволяє розділити в часі процес підготовки даних та процес передавання, проводячи спочатку кодування і, у випадку необхідності, перепакування даних, а потім їх передавання каналом зв'язку. Це дозволяє вивільнити канал на час оброблювання даних на передавальній та приймальній сторонах.

Якщо алгоритм кодування із виправленням помилок не використовується, а достатньо лише їх фіксації, то послідовні інтерфейси під час перетворення даних з паралельного коду на послідовний спроможні самі додавати контрольний розряд перевірки на парність без виконання зайвих операцій під час підготовки даних. Для алгоритмів

кодування із виправленням помилок необхідно прогнозувати кількість помилок, які можуть виникнути під час передавання елементарного повідомлення. Це можна здійснити лише після тестування каналу зв'язку. В літературі розглянуті теоретичні основи передавання інформації каналом зв'язку із завадами і показано, що умовна ентропія

$$H_y(x) = -\sum_{i,j} p(i,j) \cdot \log_2 p_i(j), \quad (3.76)$$

$$p_i(j) = \frac{p(i,j)}{\sum_j p(i,j)} \quad (3.77)$$

саме і характеризує частку символів, що спотворюються завадами під час передавання інформації. Виходячи з цього, доцільно реалізувати адаптацію пристрою до умов передавання таким чином, щоб залежно від імовірності спотворення одиниць та нулів визначати кількість помилок, яку потрібно виправляти в елементарному повідомленні [126, 142, 143].

Таким чином, етапи передавання інформації визначають послідовність операцій:

- на першому здійснюється тестування каналу зв'язку, для чого ним передається послідовність одиниць та нулів, яка оброблюється на приймальному боці, де визначаються осереднені імовірності спотворення одиниць p_1 та нулів p_0 , результати обчислень передаються до передавача;
- на другому етапі визначається найбільш ефективний алгоритм кодування і здійснюється підготовка даних до процесу передавання, яке, крім завадозахищеного кодування, у випадку необхідності вміщує і перекомпонування даних в елементарні повідомлення;
- на третьому етапі здійснюється передавання інформації каналом зв'язку.

Як і більшість мікропроцесорних структур, пристрій передавання інформації може будуватись з використанням режиму програмного обміну інформацією або режиму переривань. Обидва вони мають пев-

ні переваги та недоліки, але в даному випадку доцільно використати другий з них, щоб персональний комп'ютер мав змогу крім функції передавання інформації виконувати й інші.

Процес обміну інформацією за допомогою класичної структури, наведеної на рисунку 3.44, доцільно проводити в декілька етапів.

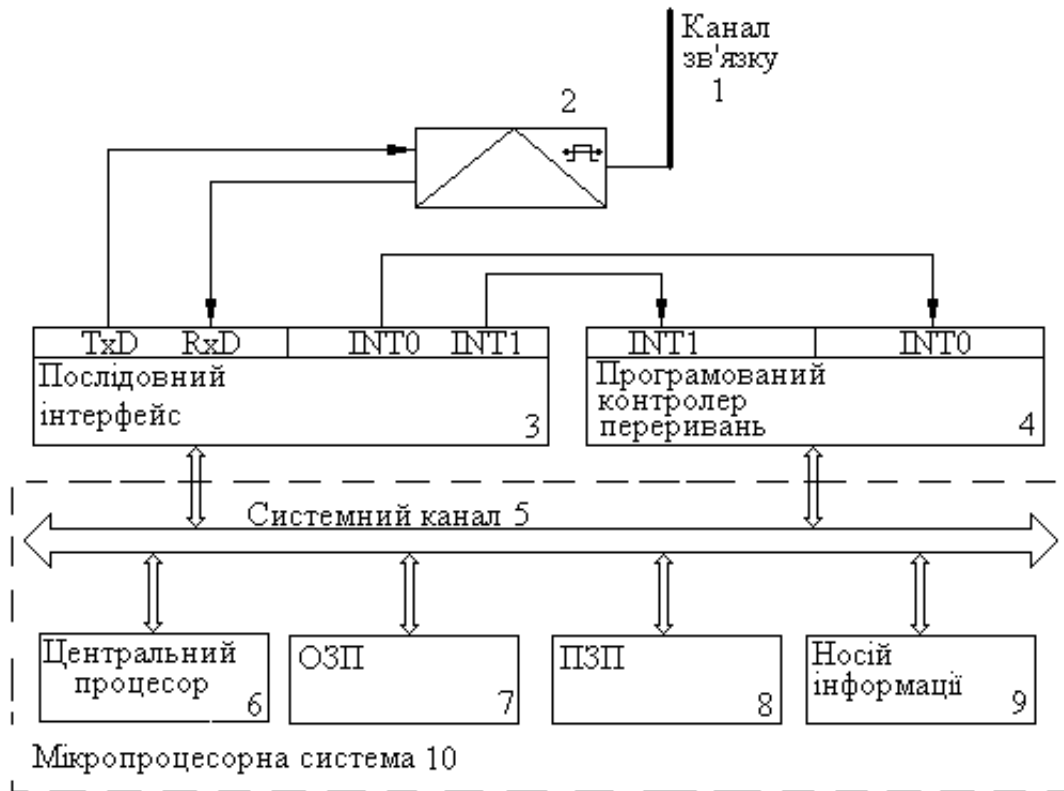


Рисунок 3.44 – Структура пристрою реалізації метода передавання інформації з інформаційною адаптацією

На першому етапі здійснюється тестування каналу зв'язку. При цьому до приймальної частини надсилається тестова послідовність одиниць та нулів для визначення імовірності спотворення елементарних двійкових сигналів. Сигнали перетворюються за відповідним законом модуляції.

З приймальної частини надходить повідомлення про кількість спотворених одиниць та нулів, виходячи з чого можна розрахувати імовірності помилок у каналі зв'язку для одиниць p_1 та нулів p_0 , що мають передаватися, за формулами:

$$p_0 = \frac{N_{0.c}}{N_{0.\Sigma}}, \quad (3.78)$$

$$p_1 = \frac{N_{1.c}}{N_{1.\Sigma}}. \quad (3.79)$$

де $N_{0.c}$ та $N_{1.c}$ – відповідно кількість нулів та одиниць тестового посилання, що були спотворені завадами під час передавання каналом зв'язку;

$N_{0.\Sigma}$ та $N_{1.\Sigma}$ – відповідно кількість нулів та одиниць у тестовому посиланні.

Похибка по кількості інформації, що передається каналом зв'язку, дорівнює тій частині цієї інформації, яка відсутня в прийнятому сигналі, інакше кажучи, тієї невизначеності відносно переданого сигналу, яка має місце коли відомий прийнятий сигнал. Фактично це буде визначатися осередненою ентропією

$$H_{\xi} = -\sum_i p_i \cdot \log_2 p_i. \quad (3.80)$$

З урахуванням принципів формування даних у мікропроцесорних системах, їх можна вважати некорельованими. Виходячи з формули (3.80) ентропії для одиниць H_1 та нулів H_0 будуть складати:

$$H_1 = -(p_1 \cdot \log_2 p_1 + (1 - p_1) \cdot \log_2 (1 - p_1)), \quad (3.81)$$

$$H_0 = -(p_0 \cdot \log_2 p_0 + (1 - p_0) \cdot \log_2 (1 - p_0)). \quad (3.82)$$

Розраховані ентропії покажуть частку сигналів, яка може бути спотворена під час передавання інформації. Для спрощення доцільно вибрати більшу з них, отримуючи результат із запасом

$$H_{\xi} = \max(H_0, H_1). \quad (3.83)$$

Кількість елементарних сигналів, що можуть бути спотворені завадами під час передавання каналом зв'язку, становить

$$\xi_{\Sigma} = n \cdot 8 \cdot H_{\xi}, \quad (3.84)$$

де n – обсяг файлу, що має передаватися, байт.

Кількість помилок, які потрібно виправляти в кожному поси­ланні, складають

$$\xi_p = \frac{\xi_{\Sigma}}{n \cdot 8} \cdot k, \quad (3.85)$$

де k – кількість інформаційних розрядів в кожному поси­ланні.

Таким чином, на першому етапі визначається кількість інфор­маційних розрядів у кожному поси­ланні, які можуть бути спотворені. Для реалізації алгоритму кодування цей параметр необхідно округли­ти в більший бік до цілого числа

$$s = \text{int}(\xi_p) + 1. \quad (3.86)$$

На другому етапі вибирається алгоритм і здійснюється кодуван­ня інформації відповідно до вибраного алгоритму. Якщо необхідно виправляти дві помилки, то передавання необхідно здійснювати напі­вбайтами (чотири інформаційних та дев'ять контрольних розрядів). Якщо виправляти необхідно одну помилку, то можна передавати ін­формацію напівбайтами (чотири інформаційних та три контрольних розряди) або байтами (вісім інформаційних та чотири контрольних розряди). Тип алгоритму кодування (Хеммінга, циклічний тощо) принципового значення не має. Але з урахуванням того, що послідов­ні інтерфейси здійснюють передавання лише восьми двійкових розря­дів (якщо розрядів менше, вони доповнюються нулями), для скоро­чення часу використання каналу передавання інформації після завадо­захищеного кодування необхідно здійснювати перепаккування да­них, доповнюючи недостатню до восьми кількість розрядів з наступ­ного байта.

На третьому етапі здійснюється спочатку передавання службових повідомлень щодо алгоритму кодування (тип та кількість помилок, що виправляються) методом арбітражу. При цьому одне і те саме послання передається декілька разів, а на приймальному боці після отримання по бітах вибирається найбільш імовірна. Після цього вступає до дії передавання основної інформації.

Тестове повідомлення може передаватися декілька разів на різних швидкостях з метою визначення такої, на якій спотворення буде найменшим. Передавання результатів оброблювання з приймального боку на передавальний доцільно здійснювати в режимі повторювання з мажоритарним декодуванням, коли дані передаються непарну кількість разів і проводиться побітове порівняння кодових комбінацій для визначення правильної.

Якщо канал симетричний ($p_1 = p_0 = p$), то розрахунок умовної ентропії складностей не викликає

$$H_1(0) = H_0(1) = -p \cdot \log_2 p - (1-p) \cdot \log_2 (1-p). \quad (3.87)$$

Якщо ж канал несиметричний, то для розрахунку необхідно використовувати більшу з отриманих імовірностей. В принципі, можна порахувати кількість одиниць та нулів у файлі, що має передаватися і досить точно розрахувати значення умовної ентропії з урахуванням спотворення нулів та одиниць для несиметричного каналу. Але, крім великої складності розрахунків, результат не буде вірогідним, оскільки після проведення завадозахищеного кодування кількість одиниць та нулів зміниться. Для визначення кінцевого параметра рекомендованих приблизних розрахунків цілком достатньо.

Після визначення умовної ентропії можна вибрати оптимальну довжину елементарного повідомлення і визначити кількість помилок, які можуть виникнути після її передавання і які необхідно буде виправляти.

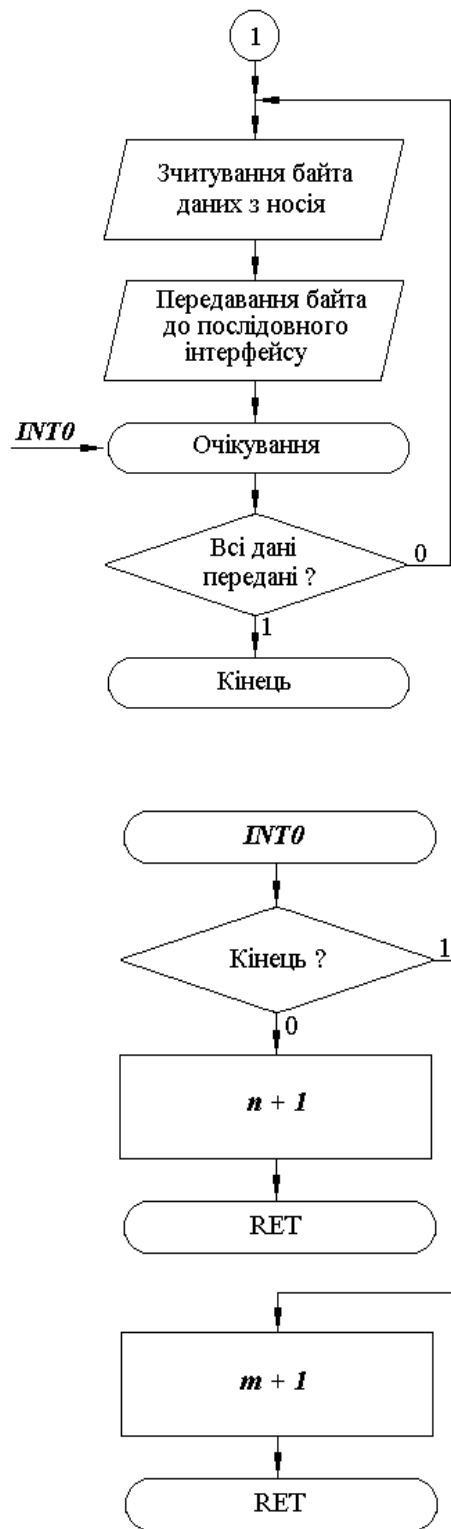
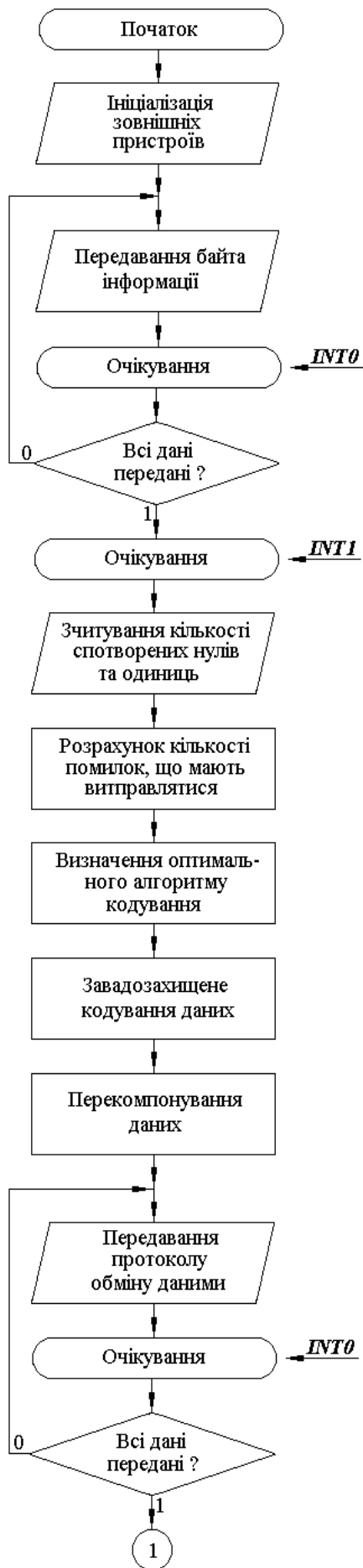


Рисунок 3.45 – Схема програми передавальної частини пристрою



Рисунок 3.45 – Продовження

Оскільки канал зв'язку використовується протягом досить обмеженого часу, то завади в ньому можна розглядати як стаціонарний випадковий процес. Тоді оцінку довжини тестової послідовності нулів та одиниць можна проводити за методикою, розглянутою вище.

Схеми роботи пристрою в режимі передавання і приймання інформації наведені відповідно на рис. 3.45 та 3.46 [143].

При увімкненні живлення центральний процесор *б* персонального комп'ютера *10* здійснює ініціалізацію пристрою таким чином, що послідовний інтерфейс *3* та програмований контролер переривань *4* програмним шляхом налаштовується на необхідні режим роботи та швидкість передавання інформації.

На передавальній частині центральний процесор *б* передає до послідовного інтерфейсу *3* байт тестової послідовності, яка вміщує нулі та одиниці.

Послідовний інтерфейс *3* перетворює дані з паралельного коду на послідовний і передає його на модем *2*, який, в свою чергу, перетворює сигнали відповідно до правил модуляції і передає до каналу зв'язку *1*. Перетворення послідовним інтерфейсом *3* даних з паралельного коду на послідовний завершується формуванням сигналу переривання *INT0*. Цей сигнал фіксується програмованим контролером переривань *4* і, лише після цього, може передаватися наступний байт даних.

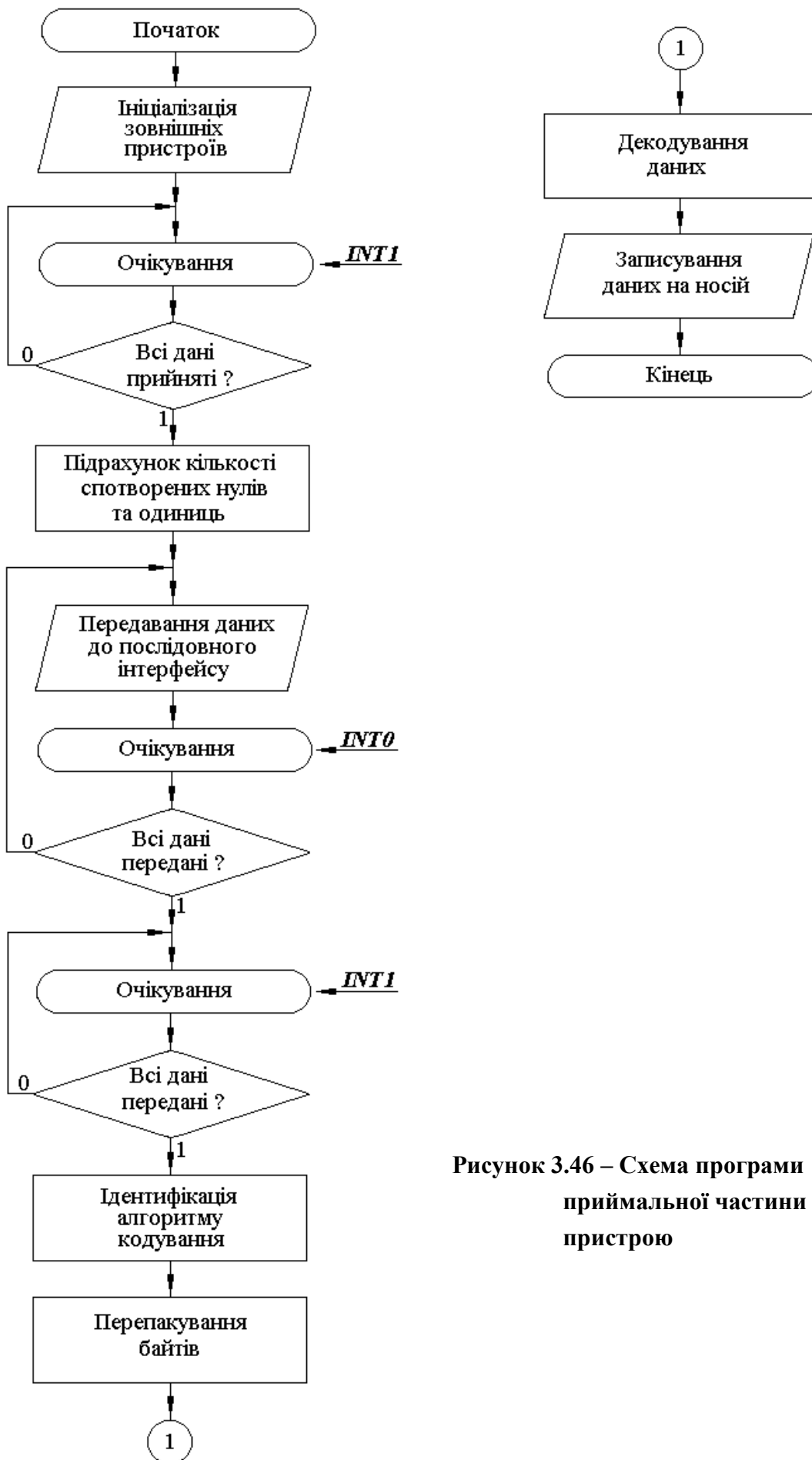


Рисунок 3.46 – Схема програми приймальної частини пристрою

Після передавання всього тестового масиву передавач переходить до режиму очікування. При надходженні з каналу зв'язку 1 через модем 2 байта інформації, послідовний інтерфейс 3 перетворює його з послідовного коду на паралельний. Перетворення байта завершується формуванням сигналу переривання *INT1*, який поступає на програмований контролер переривань 4.

Відповідно до цього сигналу центральний процесор 6 персонального комп'ютера 10 зчитує з послідовного інтерфейсу 3 байт даних і заносить його до оперативного запам'ятовувального пристрою 7 персонального комп'ютера 10. Процес приймання продовжується до тих пір, поки всі дані не будуть прийняті.

Обмін службовою інформацією здійснюється за принципом повтору непарну кількість разів та мажоритарного декодування. Тобто, після отримання інформації та записування її до оперативного запам'ятовувального пристрою 7 персонального комп'ютера 10, порівнюються відповідні двійкові розряди у прийнятих байтах і за більшістю повторів визначається правильне значення.

Прийняті дані характеризують кількість спотворених нулів та одиниць у кодовій послідовності. Відповідно до формул (3.85) та (3.86) розраховується кількість помилок, що повинні виправлятися. Відповідно до вибраного алгоритму здійснюється завадозахищене кодування даних, що мають передаватися, відомими методами.

При додаванні контрольних розрядів до інформаційних отримують кодові комбінації, кількість розрядів яких не є кратною восьми. Оскільки послідовний інтерфейс передає інформацію в байтовому форматі, додаючи замість відсутніх розрядів нулі, доцільно здійснювати перекомпонування байтів даних з урахуванням контрольних розрядів. При цьому недостатні розряди добавляються з наступного байта.

На цьому етап підготовки даних до передавання завершується. Згідно з вибраним алгоритмом до послідовного інтерфейсу 3 передається службова інформація, яка характеризує вибраний тип алгоритму завадозахищеного кодування і кількість помилок, що виправляються. Дані передаються без кодування з повторюванням.

Сформований файл по байтах зчитується з оперативного запам'ятовувального пристрою 7 персонального комп'ютера 10 і передається до послідовного інтерфейсу 3, який перетворює дані з паралельного формату на послідовний і передає до модему 2. Останній здійснює перетворення сигналів за правилами модуляції і, в свою чергу, передає до каналу зв'язку 1. Передавання кожного байту супроводжується формуванням сигналу переривання *INT0*. Процес продовжується до тих пір, поки вся інформація з оперативного запам'ятовувального пристрою 7 персонального комп'ютера 10 передавальної частини не буде передана до каналу зв'язку 1.

На приймальному боці при надходженні байта даних з каналу зв'язку 1 до модему 2 здійснюється демодуляція сигналів і отримані дані передаються до послідовного інтерфейсу 3 у відповідному форматі.

Послідовний інтерфейс 3 перетворює дані на паралельний формат і записує їх до внутрішнього програмно доступного регістра. Перетворення завершується формуванням сигналу переривання *INT1*, який поступає на вхід програмованого контролера переривань 4. Відповідно до цього сигналу і підпрограми оброблювання переривання, центральний процесор 6 зчитує дані з послідовного інтерфейсу 3 і записує їх до оперативного запам'ятовувального пристрою 7 персонального комп'ютера 10. Процес продовжується до тих пір, поки вся тестова послідовність не буде прийнята з каналу зв'язку 1.

Після цього підраховується кількість спотворених нулів та одиниць тестової послідовності і результати передаються до послідовного інтерфейсу 3, із повторюванням непарну кількість разів. Передавання кожного байта даних до каналу зв'язку 1 через модем 2 супроводжується формуванням сигналу переривання *INT0*. Після цього приймальна частина переходить до режиму очікування.

Надходження кожного байта даних з каналу зв'язку 1 через модем 2 до послідовного інтерфейсу 3 супроводжується сигналом переривання *INT1*, відповідно до якого згідно підпрограми оброблювання переривання, центральний процесор 6 зчитує байти даних з послідовного інтерфейсу 3 і записує їх до оперативного запам'ятовувального

пристрою 7 персонального комп'ютера 10. Процес продовжується до тих пір, поки вся інформація з каналу зв'язку 1 не буде зчитана і записана до оперативного запам'ятовувального пристрою 7 персонального комп'ютера 10.

Після цього центральний процесор 6 переходить до оброблювання отриманої інформації. Перші отримані байти являють собою службову інформацію. Шляхом побітового порівняння цих байтів за мажоритарним принципом визначається правильна кодова комбінація, відповідно до якої ідентифікується вибраний алгоритм завадозахищеного кодування і кількість помилок, що виправляються.

Відповідно до вибраного алгоритму визначається кількість інформаційних і контрольних двійкових розрядів у кожній комбінації і прийняті байти даних розпаковуються, причому з них формуються кодові слова визначеного розміру. Після цього здійснюється їх декодування і дані записуються на носій 9 персонального комп'ютера 10.

Розроблений метод адаптації дозволяє визначити необхідні параметри для завадозахищеного кодування і оптимізувати процес передавання інформації за рахунок обґрунтованого вибору кількості помилок, що повинні виправлятися, і скорочення часу використання каналу зв'язку.

Аналогічно можна використати результати розв'язку системи рівнянь отриманої вище, яка є суттєво складнішою, але дозволяє більш точно розрахувати параметри коду n , k та d_{\min} . Такий алгоритм буде відрізнятися від описаного лише етапом розрахунку параметрів і вибору коду, а все інше залишається незмінним.

4. Підходи до реалізації технічних засобів телемедицини

Проведений вище аналіз показав, що телемедичні системи необхідно будувати за принципом ієрархічності. На нижньому рівні розташовують засоби збирання первинних даних під управлінням одного чи декількох процесорів, які виконують спеціалізовані функції. Для них доцільно використовувати однокристальні мікроконтролери із обмеженими функціональними можливостями. Зареєстровані дані передаються на верхній рівень системи, який будується на базі достатньо потужного комп'ютера із розвиненою периферією і широкими функціональними можливостями. На цьому рівні реалізується збирання первинної інформації від засобів нижнього рівня, її оброблювання, зберігання, доступ до баз даних, при необхідності інформаційно-консультативні функції, а також вирішення задач телемедицини.

4.1. Однокристальні мікроконтролери

На відміну від деяких галузей науки та техніки, в медицині не розроблюються і не використовуються спеціалізовані процесори та однокристальні мікроконтролери. Це пояснюється тим, що для управління медичними пристроями не потрібна надвисока продуктивність, а кількість реєстрованих даних не є надмірною. Особливі вимоги до процедури передавання інформації, навіть в режимі реального часу, пред'являються не до швидкодії, а до вірогідності передавання інформації. В зв'язку з цим сьогодні на різних рівнях ієрархічних систем медичного застосування в цілому і для телемедичних задач окремо використовуються процесори і однокристальні мікроконтролери звичайного розповсюдження без будь-яких спеціальних вимог. Важливою особливістю однокристальних мікроконтролерів є низьке енергоспоживання, що дозволяє для їх живлення використовувати компактні елементи із малими ваго-габаритними показниками.

Перший контролер був розроблений в 1971 році інженером *Gary W. Boone*, співробітником Texas Instruments. Вдалим варіантом функціонально завершених однокристальних мікроконтролерів широкого застосування був P8051 – однокристальний мікроконтролер гарвардської архітектури (програма і дані знаходяться у різних адресових просторах) виробництва фірми Intel 1980 року для використання у вбудовуваних системах. Протягом майже 20 років користувався надзвичайним попитом серед розроблювачів мікропроцесорного обладнання, Але на сьогоднішній день застарів і замінюється більш сучасними контролерами із 8051–сумісними ядрами. Вони виробляються фірмами Atmel, Maxim IC, NXP, Winbond, Silicon Laboratories, Texas Instruments, Cypress Semiconductor та іншими. Найбільш використовуваними на сьогоднішній день є однокристальні мікроконтролери Atmel та Texas Instruments. Це пов'язано з їх відносно низькою ціною і доступністю на ринку. Важливу роль відіграє також архітектура контролера, яка містить достатньо широкий спектр внутрішніх пристроїв. Крім цього, великий перелік засобів їх як апаратного, так і програмного налаштування забезпечує їх широке використання в багатьох галузях науки та техніки. Це підтверджується порівнянням даних, які наведені у табл. 4.1 [145].

4.1.1. Однокристальні мікроконтролери корпорації Atmel

Ідея розроблення нового RISC-ядра належить двом студентам Norwegian University of Science and Technology (NTNU) з норвезького міста Тронхейма – Альфу Богену (Alf-Egil Bogen) і Вегарду Воллену (Vegard Wollen). В 1995 році вони вирішили запропонувати американській корпорації Atmel, відомій своїми чіпами із Flash-пам'яттю, випустити новий 8-бітний RISC-мікроконтролер і ввести до нього Flash-пам'ять для програм на одному кристалі із обчислювальним ядром. Ідея була схвалена Atmel Corp., і було прийнято рішення щодо невідкладного інвестування даної розробки.

Таблиця 4.1 – Порівняльний аналіз мікроконтролерів різних виробників

Мікросхема	АЦП	Ядро	f , МГц	Сегменти в LCD	Flash, кбайт	RAM, байт	Споживання в активному режимі	Stand by, мкА	Off mode, мкА	Час старту, мкс	V_{cc} , В
ATmega3290P	8 ch 10*бит	8*бит	20	160	32	2048	500–750 мкА на 1 МГц, 2 В	0,75 – 1	0,2 – 2	4300	1,8 – 5,5
ATmega329P	8 ch 10*бит	8*бит	20	100	32	2048	500–750 мкА на 1 МГц, 2 В	0,75 – 1	0,2–2	4300	1,8 – 5,5
ATmega169P	8 ch 10*бит	8*бит	16	100	16	1024	350–440 мкА на 1 МГц, 2 В	0,55 – 236	0,2– 10	4300	1,8 – 5,5
MSP430FG4616	12*бит SAR	16*бит	8	160	92	4096	400 мкА на 1 МГц, 2,2 В	2,5	0,35	6	1,8 – 3,6
MSP430FG4617	12*бит SAR	16*бит	8	160	92	8192	400 мкА на 1 МГц, 2,2 В	2,5	0,35	6	1,8 – 3,6
MSP430FG4618	12*бит SAR	16*бит	8	160	116	8192	400 мкА на 1 МГц, 2,2 В	2,5	0,35	6	1,8 – 3,6
MSP430FG4619	12*бит SAR	16*бит	8	160	120	4096	400 мкА на 1 МГц, 2,2 В	2,5	0,35	6	1,8 – 3,6
MC9S08LC36LK	8 ch 12*бит	8*бит	20	160	36	2500	600–1700 мкА на 2 МГц, 3 В	0,6 – 20	0,35	дані відсу- тні	1,8 – 3,6
MC9S08LC60LK	8 ch 12*бит	8*бит	20	160	60	4000	600–1700 мкА на 2 МГц, 3 В	0,6 – 20	0,35	дані відсу- тні	1,8 – 3,6
PIC18F6490	12 ch 10*бит	8*бит	32	128	16	768	440–960 мкА на 4 МГц, 3 В	27 – 48	0,1– 0,5	128	2,0 – 5,5
PIC18F64J90	12 ch 10*бит	8*бит	8	132	16	1024	440–960 мкА на 4 МГц, 3 В	27 – 48	0,1– 0,5	128	2,0 – 3,6

PIC18F65J90	12 ch 10*бит	8*бит	8	132	32	2048	460 мкА на 1 МГц, 2.5 В	8	0,1– 0,9	128	2,0 – 3,6
PIC18F8490	12 ch 10*бит	8*бит	32	192	16	768	440–960 мкА на 4 МГц, 3 В	27 – 48	0,1– 0,5	128	2,0 – 5,5
PIC18F84J90	12 ch 10*бит	8*бит	32	192	16	1024	440–960 мкА на 4 МГц, 3 В	27 – 48	0,1– 0,5	128	2,0 – 3,6
PIC18F85J90	12 ch 10*бит	8*бит	8	192	32	2048	460 мкА на 1 МГц, 2,5 В	8	0,1– 0,9	128	2,0 – 3,6

Таблиця 4.2 – Tiny AVR

Мікросхема	ПЗП програм, Кбайт	ОЗП, байт	ЕППЗП, байт	Таймери	Напруга живлення, В	АЦП	Робоча частота, МГц	Виводів корпусу
ATtiny10	1	0	0	1	4,0 – 5,5	–	0 – 6	8
ATtiny11	1	0	0	1	4,0 – 5,5	–	0 – 6	8
ATtiny11L	1	0	0	1	2,7 – 5,5	–	0 – 2	8
ATtiny12	1	0	64	2	4,0 – 5,5	–	0 – 8	8
ATtiny12L	1	0	64	2	2,7 – 5,5	–	0 – 4	8
ATtiny12V	1	0	64	2	1,8 – 5,5	–	0 – 1	8
ATtiny15	1	0	64	2	4,0 – 5,5	4 входи	1,6	8
ATtiny22L	2	128	128	1	2,7 – 5,5	–	1	8
ATtiny28L	2	0	0	1	2,7 – 5,5	–	0 – 4	28

Таблиця 4.3 – Classic AVR

Мікросхема	ПЗП програм, Кбайт	ОЗП, байт	ЕППЗП, байт	Таймери	Послідовний порт	АЦП	Робоча частота, МГц	Виводів корпусу
AT90S1200*	1 KB	0	64	1	–	–	0 – 12	20
AT90S2313	2 KB	128	128	2	+	–	0 – 10	20
AT90S2323	2 KB	128	128	2	–	–	0 – 10	8
AT90LS2323	2 KB	128	128	2	–	–	0 – 4	8
AT90S2343*	2 KB	128	128	2	–	–	0 – 10	8
AT90LS2343*	2 KB	128	128	2	–	–	0 – 4	8
AT90S4433	4 KB	128	256	2	+	6 входів	0 – 8	28, 32
AT90LS4433	4 KB	128	256	2	+	6 входів	0 – 4	28, 32
AT90S8515	8 KB	512	512	2	+	–	0 – 8	40, 44
AT90S8535	8 KB	512	512	2	+	8 входів	0 – 8	40, 44
AT90LS8535	8 KB	512	512	2	+	8 входів	0 – 4	40, 44

Мікросхеми AT90S1200, AT90S2343 та AT90LS2343 мають вбудований RC-генератор на 1МГц.

Таблиця 4.4 – Mega AVR

Мікросхема	ПЗП програм, Кбайт	ОЗП, Кбайт	ЕППЗП, Кбайт	Таймери	Послідовний порт	АЦП	Робоча частота, МГц	Виводів корпусу
ATmega103	128	4	4	3	+	8 входів	0 – 6	64
ATmega103L	128	4	4	3	+	8 входів	0 – 4	64
ATmega603	64	4	2	3	+	8 входів	0 – 6	64
ATmega603L	64	4	2	3	+	8 входів	0 – 4	64
ATmega161	16	1	0,512	3	+	–	0 – 6	40, 44
ATmega161L	16	1	0,512	3	+	–	0 – 4	40, 44
ATmega163	16	1	0,512	3	+	8 входів	0 – 8	40, 44
ATmega163L	16	1	0,512	3	+	8 входів	0 – 8	40, 44

Таблиця 4.5 – Мікроконтролери на базі ядра AVR32

Мікросхема	Продуктивність, MIPS*	SRAM, Кбайт	КЕШ (Інструкцій / Даних), Кбайт	Flash, Кбайт	Кількість ліній введення/виведення	USB**	Ethernet MAC 10/100	Інтерфейс зовнішньої шини	УАПШ	Максимальна частота, МГц	Корпус
AT32AP7000	210	32	16/16	–	160	HS	2	+	4	150	CTBGA 256
AT32AP7001	210	32	16/16	–	90	HS	–	+	4	150	LQFP 208
AT32AP7002	210	32	16/16	–	85	HS	–	+	4	150	CBGA 196
AT32UC3A0128	80	32	–	128	109	FS + OTG	1	+	4	66	LQFP 144
AT32UC3A0256	80	64	–	256	109	FS + OTG	1	+	4	66	LQFP 144
AT32UC3A0512	80	64	–	512	109	FS + OTG	1	+	4	66	LQFP 144
AT32UC3A1128	80	32	–	128	69	FS + OTG	1	–	4	66	TQFP 100
AT32UC3A1256	80	64	–	256	69	FS + OTG	1	–	4	66	TQFP 100
AT32UC3A1512	80	64	–	512	69	FS + OTG	1	–	4	66	TQFP 100
AT32UC3B064	72	16	–	64	44	FS + OTG	–	–	3	60	QFN 64, TQFP 64
AT32UC3B0128	72	32	–	128	44	FS + OTG	–	–	3	60	QFN 64, TQFP 64
AT32UC3B0256	72	32	–	256	44	FS + OTG	–	–	3	60	QFN 64, TQFP 64
AT32UC3B164	72	16	–	64	28	FS	–	–	2	60	TQFP 48, QFN 48
AT32UC3B1128	72	32	–	128	28	FS	–	–	2	60	TQFP 48, QFN 48
AT32UC3B1256	72	32	–	256	28	FS	–	–	2	60	TQFP 48, QFN 48

Примітка:

* MIPS — мільйон інструкцій на секунду

** HS — high speed (високошвидкісний), FS — full speed (повношвидкісний), OTG — On The Go

Наприкінці 1996 році було випущено експериментальний мікроконтролер AT90S1200.

У другій половині 1997 р. корпорація Atmel розпочала серійне виробництво нового сімейства мікроконтролерів із їх рекламною і технічною підтримкою. Нове ядро було запатентоване і отримало назву AVR.

До останнього часу однокристальні AVR-мікроконтролери [146] розподілялися на три сімейства: : *tiny*, *classic* и *mega*.

Мікроконтролери *tiny* (табл. 4.2) оптимальні для використання у досить простих приладах типу інтелектуальних датчиків. Їм властива мала споживана потужність. Нижня межа напруг живлення складає 1,8 В для мікросхем із індексом «V», 2,7 В – для мікросхем із індексом «L» та 4,0 В для мікросхем без індексу. Верхня межа напруги живлення для всіх мікросхем становить 5,5 В. При напрузі живлення 3 В і частоті генератора 4 МГц струм споживання в активному режимі складає 2,2 мА, в режимі Idle – 0,5 мА, а в режимі Power Down – менше 1 мкА. Вихід зі “сплячого” стану здійснюється за змінною сигналу на будь-якому виводі мікроконтролера. Мікросхеми ATtiny10 являють собою варіант ATtiny11 із одноразовим програмуванням. ATtiny28 спеціалізована для роботи у пультах дистанційного управління.

Розширений набір функцій в сімействі Attiny має мікросхема ATtiny12. В ній шість виводів мають функції введення/виведення сигналів. Як синхронізуючий можна використовувати додатковий RC-генератор, розташований на кристалі. Його особливість – можливість налаштування частоти шляхом записування байта до спеціального регістру OSCCAL. Записування значення 00 відповідає мінімальній частоті генератора, значення 01 – FF призводять до пропорційного збільшення значення частоти RC-генератора.

Мікроконтролер ATtiny12 оснащений схемою відстежування рівня живлення (BOD, brown – out detector). Якщо робота цієї схеми активована (встановлений прапорець BODEN), то, при зниженні рівня напруги нижче порогу на 7 наносекунд, схема формує сигнал скидання. Поріг спрацьовування може бути вибраний з двох значень: 1,8 В чи 2,7 В. Роботу схеми відстежування забезпечує вбудоване джерело

опорної напруги 1,22 В, яке може бути використане для формування порогової напруги вбудованого аналогового компаратора.

Найбільш багатofункціональним представником сімейства ATtiny є мікроконтролер ATtiny15. Він має також швидкий ШІМ-модулятор та 4-канальний 10-бітний АЦП. Швидкість ШІМ-модулятора збільшена завдяки використанню більшої опорної частоти, яка формується з базової (1,6 МГц) множенням на 16. Максимальна частота ШІМ-модулятора становить 100 КГц.

АЦП працює з поодинокими та диференціальними вхідними сигналами. Для диференціального входу передбачено вхідний підсилювач із коефіцієнтом підсилення 20. АЦП може працювати в режимах одноразового запуску чи циклічного (неперервна робота). Швидкість роботи АЦП залежить від тактової частоти, яка формується з системної шляхом ділення в 2... 128 разів. Рекомендована максимальна вхідна частота АЦП – 200 КГц, хоча можна використовувати і більш високі частоти. При цьому реальна розрядність АЦП зменшується до 8 – 9 біт. На частоті 200 КГц час перетворення становить 65 мкс.

Для зниження рівня завад від ядра мікроконтролера можна на час роботи АЦП переводити мікроконтролер до режиму сплячки.

Мікроконтролерам сімейства *classic* (табл. 4.3) в літературі приділена основна увага. Певні зміни отримали деякі мікросхеми, у яких існують аналоги з більшим обсягом пам'яті. Замість мікросхем AT90S2333, AT90S4414 і AT90S4434 необхідно використовувати відповідно AT90S4333, AT90S8515 и AT90S8535 в ідентичних корпусах.

Серед сімейства *mega* на сьогоднішній день найбільш популярним є мікроконтролер ATmega103 (варіант із низьковольтним живленням – ATmega103L). Мікросхема виявилась настільки вдалою, що попит в них перевищила всі прогнози. Обсяг випуску ATmega103 в 2000 році практично подвоївся, але ажіотажний попит на них в усьому світі викликав проблеми із термінами постачань і збільшення відпускних цін у півтори рази.

Мікроконтролер ATmega161 сумісний за корпусом із мікросхемою AT90S8515 і містить в собі декілька нових блоків: апаратний помножувач, другий послідовний порт, блок автопрограмування.

Команда множення двох 8-розрядних операндів (як знакових, так і беззнакових) виконується за два такти, множення двох 16-розрядних операндів займає 17 тактів для беззнакових і 19 – для знакових чисел. Множення із накопичуванням також виконується за 19 тактів.

Мікроконтролер ATmega161 містить два послідовні порти, які мають ідентичні характеристики. Порти апаратно підтримують режим роботи у багатопроцесорних конфігураціях і можуть передавати дані на швидкості до 912600 біт/с при частоті кварцу 7,3728 МГц.

Режим автопрограмування зручний для заміни програми у віддаленому мікроконтролері. Для реалізації автопрограмування у ПЗП виділена область для програми-завантажувача (boot-block) розміром 256 байт – 2 Кбайт, розмір якої встановлюється програмно. Час записування сектора ПЗП (128 байт) становить 10 мс.

Atmega163 [147] є КМОН 8-бітним мікроконтролером, який побудований на розширеній AVR RISC-архітектурі. Використовуючи команди, що виконуються за один машинний такт, контролер досягає продуктивності 1 MIPS на робочій частоті 1 МГц, що дозволяє розробнику ефективно оптимізувати споживання енергії завдяки вибору оптимальної продуктивності, а AVR-ядро сполучає розширений набір команд із 32 робочими регістрами загального призначення. Всі 32 регістри з'єднані з АЛП, що забезпечує доступ до двох незалежних регістрів на час виконання команди за один машинний такт. Завдяки вибраній архітектурі досягнута найвища швидкість коду і відповідно вища продуктивність, що в 10 разів перевищує швидкість відповідного CISC-мікроконтролера.

Особливостями ATmega163 є те, що він відрізняється програмованим Watchdog-таймером із внутрішнім генератором, портом SPI і чотирма програмованими режимами збереження енергії. В режимі Idle процесор не працює, в той час як функціонують SRAM, таймери-лічильники, SPI-порт та система переривань. В режимі «Вимкн.» процесор зберігає вміст всіх регістрів, заморожує генератор тактових сигналів, призупиняє всі інші функції кристала до надходження зовнішнього переривання чи зовнішньої команди Reset. В режимі очікування

працює один тактовий генератор, при зупинці інших функцій контролера. В режимі придушення шуму АЦП, процесор і всі модулі введення-виведення зупинені крім АЦП та асинхронних таймерів для мінімізації впливу цифрових шумів на результати перетворення АЦП. Вбудована ISP FLASH-пам'ять дозволяє перепрограмувати область програмної пам'яті внутрішньосистемно через послідовний SPI-інтерфейс стандартним програматором, або з використанням завантажувальної програми з енергонезалежної пам'яті, що працює в AVR-ядрі. Комбінація розширеної 8-бітної RISC-архітектури центрального процесора і твердотільної FLASH-пам'яті забезпечують Atmega163 високу гнучкість та економічну ефективність у вбудовуваних системах управління.

Для підвищення ефективності роботи систем в цілому підвищують тактову частоту або використовують декілька мікропроцесорів. Недоліком цих рішень виявляється збільшене енергоспоживання, що неприйнятно до портативних засобів, в тому числі і в галузі телемедицини, як це подано вище, причому вимоги мікромініатюризації постійно підвищуються. Для обмеження розмірів приладів енергоспоживання обмежується на рівні 2 мВт/МГц [148]. Але виконати цю вимогу можливо лише за реалізації нових архітектурних підходів, для чого в лютому 2006 року було створені сімейства AVR32 (табл. 4.5).

Першим сімейством мікроконтролерів, виконаних на ядрі AVR32, стало сімейство AP7. Окрім реалізації на основі нового процесорного ядра ці мікроконтролери відрізняються ступенем інтеграції: в них містяться практично всі функціональні модулі, необхідні для реалізації мультимедійних систем. Мікроконтролери повністю інтегрують тракт введення (інтерфейс фотоприймача зображення), оброблювання (співпроцесор векторного множення для оптимізації масштабування зображень і перетворення форматів YUV/RGB) і виведення (графічний контролер TFT/STN РК-дисплея із роздільною здатністю 640 320 графічної інформації. Для виведення звукової інформації передбачено 16-разрядний аудіо-ЦАП та цифровий інтерфейс I2S/AC'97.

Крім цього, мікроконтролери оснащені інструментарієм для організації послідовного і паралельного обміну даними, в тому числі

трансивером USB 2.0 480 Мбіт/с, 2-канальним контролером Ethernet (опціонально), інтерфейсом IDE, інтерфейсом карт пам'яті CF/SD/MMC, а також портами IrDA, 3×SPI, I²C, 3×SSC, 4×УСАПП.

До складу сімейства входять три мікроконтролери. Найменування і основні характеристики їх подані в табл. 4.5. Під час тестування консорціуму EEMBC мікроконтролери AP7 демонструють перевагу перед своїми найближчими конкурентами (мікроконтролери на ядрах ARM926 та ARM1136) не менше ніж на 15% за продуктивністю і на 25% за щільністю коду.

Одразу після сімейства AP7 компанія Atmel представила в 2007 році сімейство 32-розрядних мікроконтролерів AVR32 UC3. Фактично, ядро UC3 являє собою скорочену версію ядра AP7. Максимальна тактова частота ядра знижена до 66 МГц; кількість ступенів конвейера зменшено з 7 до 3; відсутня кеш-пам'ять інструкцій і даних, набір інструкцій SIMD та прискорювач виконання JAVA-інструкцій; блок управління пам'яттю (Memory Management Unit, MMU) замінений на блок захисту пам'яті (Memory Protection Unit, MPU); інтегрована Flash-пам'ять програм і збережена підтримка інструкцій DSP.

Мікроконтролери сімейства AVR32 UC3 орієнтовані на вбудовувані засоби із високим ступенем інтеграції, в тому числі пристрої промислової автоматики (програмовані логічні контролери, комунікаційне обладнання, робототехніка, пристрої збирання даних), засоби автоматизації будівель (пульти управління, управління доступом, оброблювання голосу, біометрична ідентифікація), медична техніка, контрольовано-вимірювальне обладнання і прилади, комунікаційне обладнання (шлюзи перетворення послідовних протоколів, телефони), торговельні термінали і портативні пристрої.

Завдяки використанню архітектури AVR32 вони характеризуються високою продуктивністю (до 1,3 MIPS/МГц згідно тесту Dhrystone, що становить 86 DMIPS при частоті 66 МГц для серії UC3A) і малим енергоспоживанням – 23 мА при частоті 60 МГц в активному режимі і 30 мкА у статичному режимі (3,3 В) для серії UC3B. Ядро AVR32 UC3 є першим 32-розрядним із інтегрованим статичним ОЗП та однотоктним доступом читання-записування, на-

пряму пов'язаним із конвеєром. Ядро AVR32 UC3 виконано за гарвардською архітектурою із 3-ступеневою конвеєризацією і підтримує арифметичні операції цифрового оброблювання сигналів, одноктактні інструкції множення і накопичування, а також інструкції «читання-модифікація-записування» окремого біта чи слова. Сімейство AVR32 UC3 на сьогодні складають серії мікроконтролерів UC3A та UC3B.

Мікроконтролери серії UC3A обладнані інтерфейсами Ethernet (10/100 Мбіт/с) та USB 2.0 із підтримкою функції “On-The-Go”. Вони орієнтовані на пристрої, які потребують використання різних інтерфейсів передавання даних і великої кількості ліній введення/виведення.

Наявність у цих мікроконтролерів зовнішнього шинного інтерфейсу дозволяє підключити додаткову пам'ять (SRAM/SDRAM) або організувати зв'язок із такими периферійними пристроями, як контролери РК-дисплея, програмована логіка FPGA тощо. Ядро AVR32 UC3, система пам'яті та вбудовані периферійні пристрої підключені до швидкодіючої багатопланової системної шини, яка працює на частоті 66 МГц і дозволяє передавати конкурентні потоки ПДП кожною шиною зі швидкістю до 264 Мбайт/с.

Мікроконтролери серії AVR32 UC3B ідеально підходять для використання у портативних пристроях із батарейним живленням чи живленням від з'єднувача USB, де потрібне використання високопродуктивного та економічного мікроконтролера із вбудованою Flash-пам'яттю. На тактовій частоті 60 МГц мікроконтролери AVR32 UC3B сягають продуктивності 72 MIPS (згідно тесту Dhrystone), причому струм споживання становить лише 23 мА (3,3 В). Для підключення до існуючих пристроїв у даних мікроконтролерів передбачено підтримку інтерфейсу USB 2.0 із функцією “On-The-Go”, що означає можливість роботи порту USB як в режимі пристрою, так і в режимі хосту.

Докладну інформацію щодо мікроконтролерів Atmel можна знайти на сайті <http://www.gaw.ru/html.cgi/txt/ic/Atmel/index.htm>.

4.1.2. Однокристалні мікроконтролери компанії Texas Instruments

Одним з яскравих представників контролерів, що задовольняють вимоги до портативних електронних приладів, є сімейство MSP430 від Texas Instruments. Представники цього сімейства містять 16-розрядний RISC-процесор, інтегровані високоякісні аналогові та цифрові периферійні пристрої і відзначаються наднизьким енергоспоживанням (до 1 мкА в режимі очікування). Всього випускається чотири лінійки таких мікроконтролерів. Їх зведені особливості наведені в табл. 4.6 [149].

Достатньо рідким для контролерів периферійним пристроєм є вбудований драйвер управління сегментним РК-дисплеєм, але саме завдяки цій функції розробник без особливих зусиль може забезпечувати індикацію отриманих результатів.

Крім Texas Instruments, мікроконтролери із вбудованим драйвером РК-дисплея випускають Maxim-Dallas, Microchip, Atmel, Freescale та деякі інші фірми. Критеріями для відбору доцільно взяти розрядність обчислювального ядра (розглядаються лише 16-розрядні мікроконтролери) та наявність вбудованого драйвера управління сегментним РК-дисплеєм.

У Maxim-Dallas цим вимогам відповідає лише сімейство MAXQ2000, всередині якого відмінності незначні. У Microchip – 10 серій контролерів сімейства PIC18, серед яких декілька мають розширену конфігурацію.

У Texas Instruments цим вимогам відповідають 67 серій в двох лінійках сімейства (MSP430x3xx та MSP430x4xx). Остання нараховує 48 серій, які відрізняються не лише кількістю, але й різноманітністю периферійних пристроїв. Тому для більш повного і адекватного порівняння необхідно взяти декілька характерних серій:

Texas Instruments – MSP430FG4618, MSP430FE427 та MSP430F4270;
Microchip – PIC18F85J90;
Maxim-Dallas – MAXQ2000-RAX.

Таблиця 4.6 – Зведені особливості мікроконтролерів MSP430

Серія	Частота, МГц	Flash, Кбайт	ROM, Кбайт	RAM, Кбайт	GPIO	АЦП	ЦАП	Інша інтегрована периферія	LCD@ сегменти	Інтерфейси	Темпе- ратур- ний да- ний
MSP430 x1xx	8	До 60	–	До 10	До 48	12 чи 10*біт SAR	2 ЦАП 12	Аналоговий компаратор, DMA, апаратний помно- жувач, супервізор напру- ги живлення (SVS)	–	1 USART (SPI, UART чи I ² C), 1 USART (SPI чи UART)	–
MSP430 x2xx	16	До 32	–	До 1	До 32	10*біт SAR чи 16*біт DS	–	2 операційні підсилювачі чи аналоговий компара- тор	–	1 USART (SPI чи UART), USCI (UART/LIN/IrDA/SPI та I ² C/SPI)	+
MSP430 x3xx	8	–	До 32	До 1	До 40	14*біт SAR	–	Апаратний помножувач	До 120	1 USART (SPI чи UART)	–
MSP430 x4xx	8	До 120	–	До 8	До 80	12*біт SAR чи 16*біт DS	2 ЦАП 12	3 операційні підсилювачі, аналоговий компаратор, DMA, SVS	До 160	1 USART (SPI чи UART), USCI (UART/LIN/IrDA/SPI та I ² C/SPI)	+

Таблиця 4.7 – Порівняння показників деяких представників сімейств мікроконтролерів

Серія	Частота, МГц	Flash, Кбайт	RAM, Кбайт	GPIO	АЦП	ЦАП	LCD@ сегменти	Інтерфейси	Інша інтегрована периферія
MSP430FG4618	8	116	8	80	12*біт SAR	ЦАП 12	160	1 USART (SPI чи UART), USCI (UART/LIN/IrDA/ SPI та I ² C/SPI)	3 операційні підсилювачі, аналоговий компаратор, DMA, супервізор напруги жи- влення, таймери
MSP430FE427	8	32	1	14	16*біт DS	–	128	1 USART (SPI чи UART)	Апаратний помножувач, су- первізор напруги живлення, таймери
MSP430F4270	8	32	0,25	32	16*біт DS	ЦАП 12	56	UART по таймеру	Таймери
PIC18F85J90	До 40	32	2	67	10*біт	–	192	MI2C/SPI, EUSART, AUSART	Таймери
MAXQ2000*RAX	20	64	2	Альтерн. сегм.	–	–	132	2 USART, SPI	Апаратний помножувач /акумулятор, годинник реаль- ного часу, таймери

Таблиця 4.8 – Характеристики мікроконтролерів MSP430x1xx

Тип	Кількість виводів	Flash/RAM	Таймери	Інтерфейси	BOR	Додатково
F11x1	20	4K/256	A3			Comp_A
F11x2	20	8K/256	A3		x	ADC10
F12x	20	8K/256	A3	UART		Comp_A
F12x2	20	8K/256	A3	UART	x	ADC10
F13x	64	16K/512	A3, B3	UART		ADC12
F14x	64	60K/2K	A3, B7	2 UART		ADC10, MPY
F15x	64	32K/1K	A3, B3	UART, I2C	x	ADC12, 2 DAC, 3 DMA
F16x	64	60K/10K	A3, B7	2 UART, I2C	x	ADC12, 2 DAC, 3 DMA

Всі мікросхеми містять сторожовий таймер (WDT) і базову систему синхронізації (BCS)

Таблиця 4.9 – Характеристики мікроконтролерів MSP430F4xx

Тип	Кількість виводів	Flash/RAM	Таймери	Інтерфейси	LCD	Додатково
F41x	64	32K/1K	BT, A3		96	Comp_A
FW42x	64	32K/1K	BT, A3, A5		96	Scan I/F, Flow Meter

F42x0	48	32K/512	BT, A3		56A	SD16, DAC12
F42x	64	32K/1K	BT, A3	UART	128	SD16
FE42x	80	32K/1K	BT, A3	UART	128	ESP430, E-Meter
F43x	64	132K/1K	BT, A3, B3	UART	128	ADC12
FG43x	80	60K/2K	BT, A3, B3	UART	128	ADC10, DAC12, DMA, 3 0A
FE44x2	100	32K/1K	BT, A3, B3	2 UART	160A	4 SD16, MPY32
F44x	100	60K/2K	BT, A3, B7	UART	160	ADC12, MPY32
FG46xx	100	120K/8K	BT, A3, B7	UART, USCI	160A	ADC12, 2 DAC12, 3 DMA, 3 0A

Всі мікросхеми містять сторожовий таймер (WDT) і покращену систему синхронізації (FLL+)

Таблиця 4.10 – Характеристики мікроконтролерів MSP430F2xx

Тип	Кіль- кість ви- водів	Flash/RAM	Таймери	Інтерфейси	Додатково
F20x1	14	2K/256	A2		Comp_A
F20x2	14	2K/128	A2	USI	ADC10
F20x3	14	2K/128	A2	USI	SD16
F21x1	204	8K/256	A3		Comp_A
F22x4	38/40	32K/1K	A3, B3	USCI	ADC10, 2 OPA
F22x2	38/40	32K/1K	A3, B3	USCI	ADC10

CC430F2xx	48	32K/1K	A3, B3	USCI+CC1100	ADC10, 2 OPA
F23x0	40	32K/1K	A3, B3	USCI	Comp_A, MPY
F24xx	64/80	120K/8K	A3, B7	(2)USCI	ADC12, MPY
FG46xx	64/80	120K/8K	A3, B7	(2)USCI	ADC12, MPY, 2 DAC12, 3 DMA

Все контролери містять сторожовий таймер (WDT) та покращену систему синхронізації (BCS+)

Всі подані сімейства пропонуються виробниками як мікроконтролери з наднизьким енергоспоживанням. Порівняльні дані наведені у табл. 4.7. Вони наочно демонструють переваги Texas Instruments.

Компанія Texas Instruments пропонує декілька сімейств мікроконтролерів для різних застосувань [150].

Сімейство C2000 призначено для пристроїв, де необхідні високоефективні 32-розрядні мікроконтролери, а також спеціалізовані сигнальні процесори. Це, зазвичай, системи управління двигунами та джерела живлення. Процесори цього сімейства можуть забезпечити продуктивність до 150 MIPS.

Процесори сімейства TMS470 спочатку призначалися для реалізації 32(16)-розрядних рішень в автомобільних застосуваннях. Але тепер сімейство позиціонується як процесори загального використання для рішення широкого кола задач під час проектування промислового обладнання, (медичної техніки, терміналів автоматичного продажу, віддалених точок доступу тощо).

Сімейство MSP430 спрямоване в першу чергу на реалізацію 8- та 16-розрядних рішень із ультранизьким енергоспоживанням. Процесори цього сімейства призначаються для реалізації портативних приладів. Сімейство відзначається наднизьким енергоспоживанням і мінімальною вартістю [151].

Характеристики мікроконтролерів MSP430x1xx наведені у табл. 4.8.

Модифікація MSP430x1xx була презентована у 2000 році і подавалась як процесори із ультранизьким енергоспоживанням. Мікроконтролери F1xx містять процесори, починаючи від початкового рівня C1101, які мають лише ПЗП (ROM), до високоінтегрованих пристроїв F16xx, що мають Flash-пам'ять до 60 Кбайт, оперативну пам'ять RAM до 10 Кбайт, декілька 12-розрядних АЦП (ADC), 12-розрядні ЦАП (DAC) з контролер прямого доступу до пам'яті (DMA). Ці мікроконтролери забезпечують продуктивність до 8 MIPS і можуть працювати в діапазоні напруг живлення 1,8 – 3,6 В. Сьогодні всі мік-

роноконтролери класу F1xx широко розповсюджені. Вони рекоменду-ються для нових розробок.

Хоча створення нових модифікацій F1xx не планується, але пе-редбачений плавний перехід на мікроконтролери класу F2xx.

Мікроконтролери виробляються в корпусі із 64 виводами. Кон-тролер ПДП, дозволяє здійснювати передавання даних від АЦП до ЦАП без участі центрального процесора. Пристрій BOR забезпечує захист від перепадів напруги. Розширений інтерфейс UART0 може бути конфігурований для роботи в режимі I²C, UART чи SPI.

Модифікація MSP430F4xx призначається для рішення специфі-чних прикладних задач, таких як реалізація контрольного та вимірю-вального обладнання. Процесори F4xx будуються на базі F1xx шля-хом введення додаткових модулів, (драйверів LCD-екранів, більш то-чних модуляторів, 16-розрядних дельта-сигма АЦП, операційних під-силювачів тощо). Вони рекомендовані для нових розробок. Перелік характерних модифікацій даних мікроконтролерів наведено в табл. 4.9.

Лінійка мікроконтролерів F4xx містить пристрої, які мають специфічні модулі, оптимізовані для побудови таких пристроїв, як вимірювачі температури, водяні витратоміри (MSP430FWxxx), е-метри (MSP430FExxx) та глюкомітри (MSP430FGxxx). Наявні модулі периферії, які відповідають за підключення LSD-індикаторів, реалі-зують високоточні дельта-сигма АЦП. Дані мікроконтролери постій-но поповнюються новими модифікаціями із різноманітними набора-ми периферії.

У процесорах FG461x реалізована нова архітектура MSP430X [151], яка підтримує пряму адресацію до 1 Мбайт пам'яті. Архітекту-ра MSP430X повністю сумісна із MSP430: всі існуючі програмні біб-ліотеки можуть використовуватися без будь-яких обмежень. Розши-рений спосіб адресації дозволяє базовому набору команд MSP430 працювати без додаткової сторінкової адресації в усьому обсязі 1 Мбайт пам'яті, що зменшує об'єм програми і підвищує швидкодію.

Окрім цього, у контролерах FG461x застосовується покращена система синхронізації (FLL), збільшено кількість таймерів, реалізова-

но драйвер LCD, який дозволяє підвищити контрастність зображення незалежно від напруги живлення, поліпшена робота сторожового таймера. В мікросхеми вбудовано новий модуль годинника реального часу, який підтримує відлік секунд, хвилин, годин, днів та місяців. Все це призводить до зниження вартості виробів на базі даного мікроконтролера, а також до підвищення надійності в цілому.

Модифікація MSP430F2xx забезпечує практично дворазове підвищення продуктивності порівняно із F1xx, при чому споживання зменшено в два рази. Мікроконтролери F2xx – ідеальне рішення для реалізації нових пристроїв із наднизьким споживанням, а також для проведення редизайну виробів, побудованих на базі F1xx [153]. Випуск F2xx розпочато у 2005 році. В таблиці 4.8 наведені основні характеристики найбільш поширених мікросхем даної лінійки.

Окрім підвищення продуктивності і зниження споживаної потужності порівняно із ранніми мікросхемами MSP430F1xx, мікроконтролери MSP430F2xx містять розширення, спрямовані на зниження повної вартості системи і поліпшення її надійності. Це дозволяє підібрати оптимальне рішення для широкого кола задач [154]. Значне розширення лінійки мікроконтролерів F2xx забезпечує більшу продуктивність, менше споживання і більш широкий набір периферійних модулів:

- ✓ зовнішні інтерфейси типу USCI (USART/SPI/I2C/IrDA);
- ✓ більший обсяг пам'яті (Flash до 120 Кбайт);
- ✓ нижчу напругу програмування Flash-пам'яті;
- ✓ покращену систему синхронізації (LLF);
- ✓ високочастотний тактовий генератор (XT);
- ✓ поліпшений сторожовий таймер (WDT+);
- ✓ початковий завантажувач із захистом від зламу;
- ✓ розширений температурний діапазон тощо.

Не дивлячись на велику кількість вдосконалень і доповнень, процесори F2xx повністю сумісні із набором команд MSP430.

Висока інтеграція процесорів F2xxx та їх наднизьке енергоспоживання дозволяє реалізувати пристрої із мінімальною кількістю зовнішніх компонентів, тобто реалізувати ідею одночипових пристроїв із

одноразовими не замінюваними джерелами живлення. Прикладом такого пристрою може виступати датчик диму і температури, побудований на базі MSP430F2274 [150].

Мікросхеми F5xx, повністю сумісні з існуючими MSP430, мають ще більший обсяг пам'яті, продуктивність і розвинену периферію. Доступні рішення для технології ZigBee на 2,4 ГГц. Пропоновані модулі побудовані на базі мікроконтролера MSP430F1612 та мікросхеми CC2420 компанії Chipcon. Новий пристрій CC430F2xxx містить мікроконтролер MSP430F22x4 та модуль CC1100. Він може використовуватися для реалізації дешевих віддалених датчиків.

Як відзначалося вище, головна особливість мікроконтролерів MSP430 – наднизьке енергоспоживання. Архітектура цих мікроконтролерів спеціально розроблена для реалізації засобів, в яких необхідно мінімізувати енергоспоживання. Навіть режим їх функціонування спрямований на зменшення енерговитрат і подовження життя батарейних джерел живлення. майже весь час процесор знаходиться в режимі очікування і споживає всього 0,8 мкА, і лише при продуктивності 1 MIPS в активному режимі енергоспоживання зростає до 250 мкА, причому перехід з очікування до активного режиму здійснюється

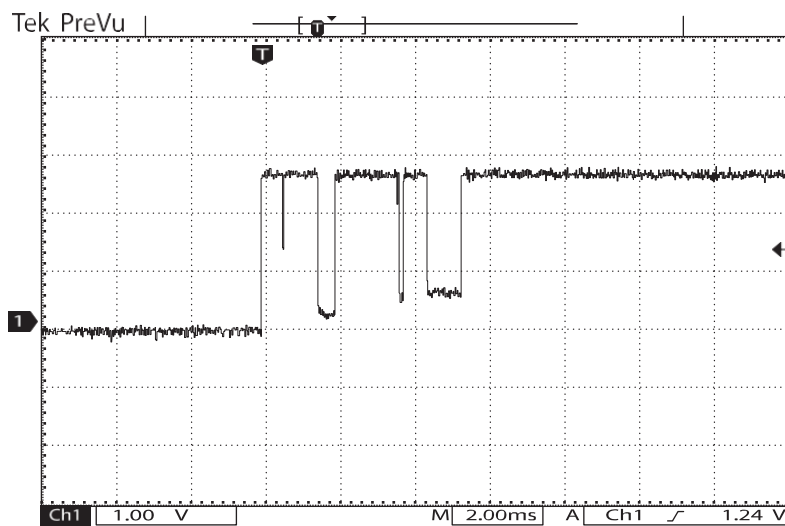


Рисунок 4.1 – Осцилограма напруги при підключенні джерела живлення

ся менше ніж за 1 мкс.

Мікроконтролер MSP430 є першим, де використовується вбудований модуль захисту від провалів напруги з нульовим споживанням (zero-power brown-out reset – BOR). На рис. 4.1 подана типова си-

туація, яка ілюструє, перепади рівнів напруги при підключенні батареї живлення.

Модуль BOR здійснює скидання (reset) процесора у випадку, якщо напруга живлення V_{CC} має провали менші від номінального рівня, але вищі від нульового. Оскільки BOR має нульове споживання, він працездатний практично в будь-яких режимах.

Модуль BOR, реалізований іншими фірмами, має споживання в діапазоні 10 – 50 мкА і його доцільно вимикати в режимі малого споживання, що не зовсім практично, оскільки провали напруги відбуваються і в режимах з малими струмами споживання. Для забезпечення максимальної надійності модуль BOR повинен функціонувати завжди. Тому всі існуючі модифікації MSP430 (F2xx, F4xx, F16x, F15x, F1xx2, а також розроблювані MSP430), передбачають модуль BOR с нульовим споживанням. Ефективна 16-розрядна RISC-архітектура процесорів MSP430 дозволяє значно скоротити обсяг програмного забезпечення і збільшити ефективність оброблювання сигналів порівняно із сучасними 8-розрядними процесорами. Набір інтелектуальних периферійних модулів, призначених для оброблювання комбінованих сигналів, містить АЦП розрядністю від 10 до 16 біт, компаратори, ЦАП, драйвери для LCD-індикаторів та супервізори живлення. Інтелектуальною периферією є тому, що вона може виконувати ряд операцій без участі ядра процесора, що дозволяє знизити енергоспоживання мікросхеми в цілому. Крім цього, інтелектуальна периферія підвищує швидкість виконання програми завдяки її компактності. Використовуються декілька тактових генераторів для забезпечення як низького енергоспоживання, так і високої продуктивності «за вимогою».

Мікроконтролер MSP430 має гнучку систему тактування, яка використовує один зовнішній 32 КГц кварц для низькочастотного допоміжного генератора (Auxiliary Clock – ACLK) без додаткових компонентів. Допоміжний генератор увімкнений в режимі очікування (LPM3) і забезпечує роботу мікросхеми в режимі реального часу. Є додатковий внутрішній генератор на 12 КГц із дуже низьким енергоспоживанням (very-low power oscillator – VLO), який в сімействі

вах MSP430F2xx/F5xx може використовуватися як джерело ACLK. В режимі очікування (LPM3) мікроконтролери MSP430 зазвичай споживають менше 1 мкА.

У вигляді джерела опорних коливань для центрального процесора (CPU) і швидкодіючих зовнішніх пристроїв використовується вбудований високочастотний генератор (digitally controlled oscillator – DCO). Його конструктивне рішення таке, що DCO вмикається і готовий до роботи менше ніж за 1 мкс без проміжних кроків. Це дозволяє терміново виконувати високопродуктивні задачі без «довгого» чи 2-ступеневого запуску DCO. До того ж DCO програмно конфігурується, і тактова частота може бути вибрана відповідно до вимог прикладних програм.

При реалізації пристроїв на базі MSP430 можна використовувати лише внутрішні генератори DCO та VLO без додаткових зовнішніх компонентів. Високочастотний вбудований генератор може бути використаний і у високопродуктивних засобах.

При використанні MSP430, які мають низьке енергоспоживання, невеликий корпус і високостабільні модулятори, важливою перевагою є наявність вбудованого емулятора. Це необхідно під час розроблення сучасних засобів. Він знаходиться безпосередньо у мікросхемі MSP430, постійно відслідковує роботу всіх модулів мікроконтролера і доступний через стандартний з'єднувач JTAG, не задіюючи додаткових системних ресурсів. Відтепер, з моменту створення нового пристрою, розроблювачі мають можливість проектувати і налаштовувати програми в режимі реального часу, використовуючи апаратні точки зупинки і покрокове налаштування безпосередньо на розроблюваній платі.

Вбудована емуляція особливо важлива для систем оброблювання комбінованих сигналів, які мають коректно працювати з невеликими за амплітудою аналоговими сигналами. Дуже складно здійснювати налаштування за допомогою окремої схеми емулятора, оскільки виникає проблема взаємовпливу цифрових сигналів у з'єднувальних провідниках. Але вона повністю відсутня при використанні вбудованого у мікроконтролер емулятора.

Гнучке об'єднання програмованої Flash-пам'яті, вбудованого емулятора та єдиного інтерфейсу користувача значно полегшує розроблення виробів, дозволяючи в будь-який момент вносити корективи до програми. Застосування вбудованого емулятора прискорює реалізацію проекту, зменшує кількість помилок і знижує кінцеву ціну продукту. Необхідно зауважити, що доступ до порту JTAG може бути відключений за допомогою невідновлюваних запобіжників.

Мікроконтролери MSP430 використовують єдиний адресовий простір для програми, даних та периферійних пристроїв. Реалізовано механізм прямого, без будь-яких обмежень, доступу до програмного забезпечення і даних в довільному місці адресового простору, який містить Flash, ROM, RAM та периферійні пристрої. Вся пам'ять Flash та RAM може бути адресована побайтово (8 біт) чи послівно (16 біт). До всіх периферійних пристроїв може застосовуватися повний набір команд і всі способи адресації.

Пам'ять Flash працює при напрузі 1,8 – 3,6 В. Програмуюча (стираюча) напруга дорівнює 2,7 В (для F2xx воно зменшене до 2,2 В). Flash може бути стертою і знову запрограмована 100 000 разів при гарантованому часі зберігання програм до 100 років. Час програмування 60 Кбайт Flash становить 2 с.

Існує три методи програмування Flash-пам'яті: використання внутрішньосхемного програмування за допомогою інтерфейсу JTAG, задіяння програми початкового завантаження (Bootstrap Loader – BSL) або перепрограмування під час роботи користувача. Задля забезпечення безпеки Flash не може бути запрограмована чи стерта, якщо при зверненні до регістрів управління не задано пароль. Коли відбувається програмування чи стирання пам'яті, виконання програми, записаної до Flash, призупиняється. Потім воно поновлюється з наступної команди або дозволеного переривання, яке відбулось під час операції автоматичного програмування (стирання). Ядро мікроконтролера MSP430 має обмежений набір команд (RISC), є 16-розрядним і оптимізовано для реалізації найсучасніших і передових методів програмування.

Архітектура процесора забезпечує гнучку 16-розрядну адресацію та одноктактові регістрові операції. Вилучено один з типових недоліків контролерів – наявність лише одного акумулятора. Регістри ядра (CPU), в тому числі програмний лічильник, вказівник стеку, регістр статусу і 12 робочих регістрів, є повнодоступними.

Сучасний обмежений набір інструкцій (Reduced Instruction Set – RISC) для процесора містить лише 27 простих команд і визначає 7 моделей адресації. В усьому адресовому просторі – Flash, RAM, периферія та CPU-регістри використовуються однакові інструкції і моделі адресації. Всі інструкції мають як 16-, так і 8-бітові формати.

В CPU інтегровано генератор констант (constant generator) для автоматичного формування шести найбільш використовуваних величин. Це дозволяє зменшити обсяг коду за рахунок безпосереднього вкладення значень констант до коду програми.

Мікроконтролери MSP430 забезпечують продуктивність до 16 MIPS.

Для реалізації технології ICE в кожній мікросхемі MSP430 передбачено вбудований налаштувальний модуль, який не використовує ресурси процесора і має доступ до всіх елементів чіпа. Через інтерфейс JTAG він підключається до персонального комп'ютера, де розроблювач має змогу зчитувати і контролювати основні параметри мікроконтролера в режимі реального часу.

Компанія Texas Instruments пропонує декілька налаштувальних наборів, які містять емулятор, налаштувальну плату із мікроконтролером і програмне забезпечення для розробки і налаштування програмного коду.

Порівнюючи окремі показники, можна побачити, що мікроконтролери MSP430 дещо програють іншим за тактовою частотою обчислювального ядра та кількості сегментів РК-дисплея, але значно випереджають за обсягом пам'яті – як Flash, так і RAM. А за точністю АЦП лідують всі представники Texas Instruments. Але використання дельта-сигма АЦП можливе не в усіх випадках, тому в сімействі є декілька серій контролерів з АЦП послідовного наближення, які також за роздільною здатністю випереджають аналоги інших фірм.

Вбудовані цифро-аналогові перетворювачі є унікальною особливістю мікроконтролерів Texas Instruments, незалежно від наявності вбудованих драйверів РКІ чи іншої периферії.

Таким чином, за сукупністю параметрів лідером виявляється сімейство MSP430 Texas Instruments.

При такому наборі характеристик зрозуміло, що саме ці контролери найкраще підходять для контрольно-вимірювальних приладів із батарейним живленням.

Для отримання більш повної інформації можна звернутися на сайт компанії Texas Instruments www.ti.com/msp430.

4.1.3. Орієнтація на вибір аналого-цифрового перетворювача

Аналого-цифровий перетворювач (АЦП) – один з найважливіших компонентів у контрольно-вимірювальному обладнанні. Він перетворює напругу (аналоговий сигнал) на цифровий код, який потім оброблюється процесором за допомогою відповідного програмного забезпечення.

Першою офіційною згадкою АЦП [155] мабуть є патент Paul M. Rainey, «Facsimile Telegraph System,» U.S. Patent 1,608,527, Filed July 20, 1921, Issued November 30, 1926. Фактично це був зареєстрований 5-розрядний АЦП прямого перетворення. В 1970 році фірмою Computer Labs був розроблений 6-бітний АЦП із частотою дискретизації $3 \cdot 10^7$ Гц. В 1975 році цією ж фірмою був побудований 4-бітний АЦП з максимальною частотою дискретизації 10^8 Гц.

На сьогоднішній день існує велика кількість перетворювачів із різними принципами роботи, швидкодією, розрядністю, метрологічними характеристиками, вихідним кодом тощо [156, 157]. На рис. 4.2 наведена класифікація АЦП за принципом роботи. Оскільки перетворювачі характеризуються в першу чергу розрядністю та частотою дискретизації, то вони різняться за ними, що визначає їх відповідні переваги і недоліки, а таким чином і область використання. На рис.

4.3 подані області ефективної роботи найбільш поширених типів



Рисунок 4.2 – Класифікація АЦП за принципом роботи



Рисунок 4.3 – Области роботи деяких видів АЦП

АЦП.

У підрозділі 2.2 показано як для оптимізації режиму реєстрації ЕКГ та ЕЕГ необхідно вибирати частоту дискретизації і запропонована відповідна методика.

Для проведення аналізу доцільно розглянути принципи роботи найбільш поширених типів АЦП [158].

Більшість високочастотних вимірювальних приладів використовують *паралельні АЦП* завдяки їх високій швидкості перетворення, яка може сягати $5 \cdot 10^9$ Гц для стандартних пристроїв та $2 \cdot 10^{10}$ для оригінальних розробок. Зазвичай вони мають до 8 розрядів, хоча зустрічаються і 10-розрядні версії.

Висока швидкодія в даному випадку досягається завдяки паралельному включенню каналів перетворення, при якому всі розряди вихідного коду формуються одночасно. Але при цьому значно зростають апаратні витрати. Так, для формування 8-розрядного

вихідного коду потрібно задіяти 256 каналів перетворення. В свою чергу, це призводить до значного збільшення споживаної потужності. Тому їх використання у пристроях з батарейним живленням недоцільне.

Серед комбінованих найбільш поширеними є *АЦП конвеєрного типу* [159]. Вони теж відрізняються високою частотою дискретизації $10^7 - 10^9$ Гц, але їх електроспоживання в кращих випадках становить 1 мВт/МГц. Разом з тим найбільш критичним є вибір інтерфейсу для них. Тому їх використовують у радіопристроях із програмним заданням частоти.

Коли необхідно 12 або 16 розрядів і не потрібна висока швидкість перетворення, а визначними чинниками є невелика ціна і низьке енергоспоживання, зазвичай використовують *АЦП послідовного наближення*. Їх застосовують в різноманітних контрольно-вимірювальних приладах і системах збирання даних із частотою дискретизації $10^4 - 10^7$ Гц.

Принцип роботи полягає в тому, що кожний канал перетворення має опорну напругу вдвічі меншу від найближчого старшого. На початку перетворення до активного стану встановлюється найстарший розряд, опорна напруга якого дорівнює половині робочого діапазону. Після цього ця напруга порівнюється із вимірюваною вхідною. Якщо її значення менше за вхідну, то розряд встановлюється до «одиниці» і активується наступний канал, напруга якого додається до попередньої і зі вхідною порівнюється вже сума напруг. Якщо результат порівняння додатний, то канал виводиться з активного стану, а його значення його напруги віднімається від результату. Таким чином перебираються всі розряди, поки не буде сформований n -розрядний код.

Суттєвою перевагою АЦП такого типу є те, що вони фіксують вхідну напругу в конкретний момент часу за допомогою пристрою вибірки-зберігання (аналогової пам'яті). Це необхідно для реєстрації швидкозмінюваних сигналів або необхідно фіксувати значення декількох аналогових сигналів в один і той самий момент часу. Це важливо для реєстрації ЕКГ та ЕЕГ, тому обов'язково потрібно перевіряти паспортні дані наявності цього пристрою ПВЗ.

Для проведення більшості вимірювань часто не потрібен АЦП зі швидкістю перетворення, яку забезпечує алгоритм послідовного наближення, але потрібна більша розрядність. *Сигма-дельта АЦП* можуть забезпечити до 24 розрядів, але частота дискретизації у них нижча. Так, при 16 розрядах вона складає 10^5 Гц, а при 24 вона падає до 10^3 Гц і менше. Принцип їх роботи достатньо складний, але описується в літературі [157 – 159]. Першою їх особливістю є те, що частота вибірок, при яких власно і здійснюється аналіз напруги, значно перевищує частоту появи підрахунків на виході АЦП (частоту дискретизації). В літературі вона називається частотою передискретизації. Так сигма-АЦП з частотою дискретизації 100 КГц і коефіцієнтом передискретизації 128 фактично буде фіксувати значення вхідного інформаційного сигналу з частотою 12,8 МГц. Але після цього здійснюється проріджування даних і з кожних 128 бітів у вихідному коді лишається один. Це дозволяє суттєво спростити схеми фільтрації вхідного сигналу. Другою особливістю є наявність у структурі фільтрів, які викликають інерційність у роботі. Так, після зміни роботи пристрою необхідно витримати декілька циклів перетворення АЦП для забезпечення коректності перетворення. Безперечною їх перевагою є відсутність зовнішніх елементів, що дозволяє розташовувати їх на одному кристалі в інтегральному вигляді.

Зазвичай сигма-дельта АЦП використовуються в різноманітних системах збирання даних та контрольно-вимірювальній апаратурі для реєстрації інерційних або повільнозмінюваних процесів (температура, тиск, вага тощо). Останнім часом набули поширення сигма-дельта-модулятори, в яких потік даних видається побітово без очікування повного кінця перетворення. Це потрібно для випадків, коли немає необхідності в отриманні всіх 24-х розрядів, а 16-ти буде цілком достатньо. Контролер сам приймає рішення щодо достатності цих розрядів для забезпечення необхідної точності.

Якщо у вимірювальних приладах потрібна сумісність високої розрядності і високого завадо придушення використовують *інтегруючі АЦП*. Принцип їх роботи досить простий. Рис. 4.4 ілюструє принцип роботи АЦП двотактного інтегрування. Вхідний сигнал за-

ряджає конденсатор протягом фіксованого періоду часу (зазвичай один період частоти промислової мережі). При інтегруванні вхідного сигналу протягом такого часу високочастотні завади придушуються. Одночасно виключається вплив нестабільності напруги джерела живлення на точність перетворення. Це відбувається тому, що значення інтеграла синусоїдного сигналу дорівнює нулю, якщо інтегрування здійснюється за час, кратний періоду синусоїди.

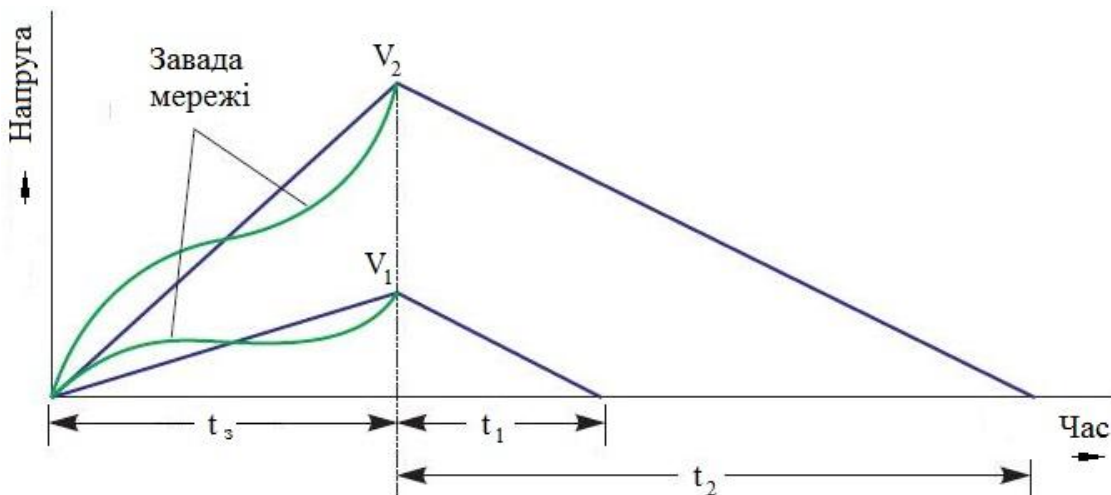


Рисунок 4.4 – Принцип роботи АЦП двотактного інтегрування

Після завершення часу заряду АЦП розряджає конденсатор з фіксованою швидкістю, а внутрішній лічильник підраховує кількість тактових імпульсів за час розряду конденсатора. Більша кількість нарахованих імпульсів характеризує більший час розряду, а відповідно і більшу вхідну інформативну напругу.

Основним недоліком таких АЦП є великий час перетворення, пов'язаний із періодом промислової мережі. Зрозуміло, що такі АЦП можуть працювати і з більшою частотою дискретизації, але при цьому завадозахищеність знижується.

Як і сигма-дельта-, інтегруючі АЦП використовують для реєстрації інерційних або дуже повільнозмінюваних процесів.

При цьому, як і в більшості випадків, основне значення має статична похибка вимірювань, яка вказується у паспортних даних (специфікації). Її визначають [158]:

- адитивна похибка (*Offset*);

- мультиплікативна похибка (*Full-Scale*);
- диференційна нелінійність (*DNL*);
- інтегральна нелінійність (*INL*);
- похибка квантування ($\delta_{кв}$).

Ці п'ять складових дозволяють повністю описати основну статичну похибку АЦП.

Динамічні характеристики АЦП зазвичай визначають за допомогою спектрального аналізу після виконання швидкого перетворення Фур'є над масивом вихідних значень АЦП, які відповідають певному тестовому вхідному сигналу. До них відносяться:

- співвідношення сигнал/шум – $SNR = 20 \cdot \lg \left(\frac{V_{sign}}{V_{noise}} \right)$. Шум, що визначається при розрахунку не враховує гармонічні спотворення, але враховує шум квантування. Для АЦП із конкретною розрядністю саме цей шум обмежує можливість перетворювача потенційно найкращим значенням співвідношення сигнал/шум, яке описується виразом $SNR = 6,02 \cdot n + 1,76$;

- загальні гармонічні спотворення – $THD = 20 \cdot \lg \left(\frac{\sqrt{V_2^2 + V_3^2 + \dots + V_n^2}}{V_1} \right)$.

При аналізі їх впливу на результат перетворення можна проводити аналіз у всьому діапазоні частот, обмежуючи амплітуду гармоніки рівнем шуму, чи обмежуючи аналізовану смугу частот;

- співвідношення сигнал/шум і спотворення, яке більш повно описує шумові характеристики, – $SiNAD = 20 \cdot \lg \left(\frac{V_1}{\sqrt{V_2^2 + V_3^2 + \dots + V_n^2 + V_{noise}^2}} \right)$;
- динамічний діапазон, вільний від гармонік *SFDR*, який являє собою різницю між величиною вимірюваного сигналу та найбільшим піком спотворень. Цей динамічний діапазон обмежується знизу амплітудою максимальної гармоніки шкідливих викидів на виході АЦП в діапазоні його робочих частот.

АЦП, вбудовані в однокристальні мікроконтролери, зазвичай не надто продуктивні. Од самого початку, коли до мікросхеми вводився 12-бітний перетворювач, передбачалось, що він буде працювати як 8-бітний для отримання гарантованих значень ефективної кількості

бітів *ENOB* (як у сигма-дельта-модуляторі) чи лінійності. Для забезпечення потрібних характеристик АЦП необхідно чітко вивчити паспортні дані і визначити які з них є пріоритетними.

Останнім часом такі характеристики АЦП як диференціальна нелінійність *DNL*, інтегральна нелінійність *INL*, похибка підсилення та ефективна кількість бітів *ENOB* значно поліпшились. Однокристальний мікроконтролер є оптимальним варіантом, якщо потрібне перетворення на 12 або менше розрядів, особливо з урахуванням обмеженості енергоспоживання.

4.2. Медичні середовища

4.2.1. Хмарне середовище Cisco HealthPresence

На сьогоднішній день тема інформатизації системи охорони здоров'я актуальна як ніколи. Уряди багатьох країн інвестують чималі кошти в створення сучасних інформаційних систем, що забезпечують, в першу чергу, доступність медичних послуг та інформації для все більш широких верств населення.

Cisco пропонує рішення (рис. 4.5) орієнтовані, зокрема, на надання високоякісної допомоги пацієнтам, на полегшення навантаження на лікаря, на забезпечення інформаційних потоків у всій екосистемі охорони здоров'я, а також на поліпшення навчання і підготовки спеціаліста. Всі вони входять в так звану екосистему Cisco [160].

Компанія Cisco оголосила в широкій доступності нової версії Cisco HealthPresence – телемедичну платформу (рис. 4.6), що встановлює зв'язок між пацієнтами і лікарями за допомогою відеотехнологій високої роздільної здатності, аудіосистем, цифрових медичних пристроїв і інструментальних засобів для спільної роботи. Це технічне рішення підтримує нові варіанти впровадження з підвищеним рівнем безпеки та ефективності, що дозволяють розширити географію телемедицини більш високою гнучкістю і інформаційною безпекою.

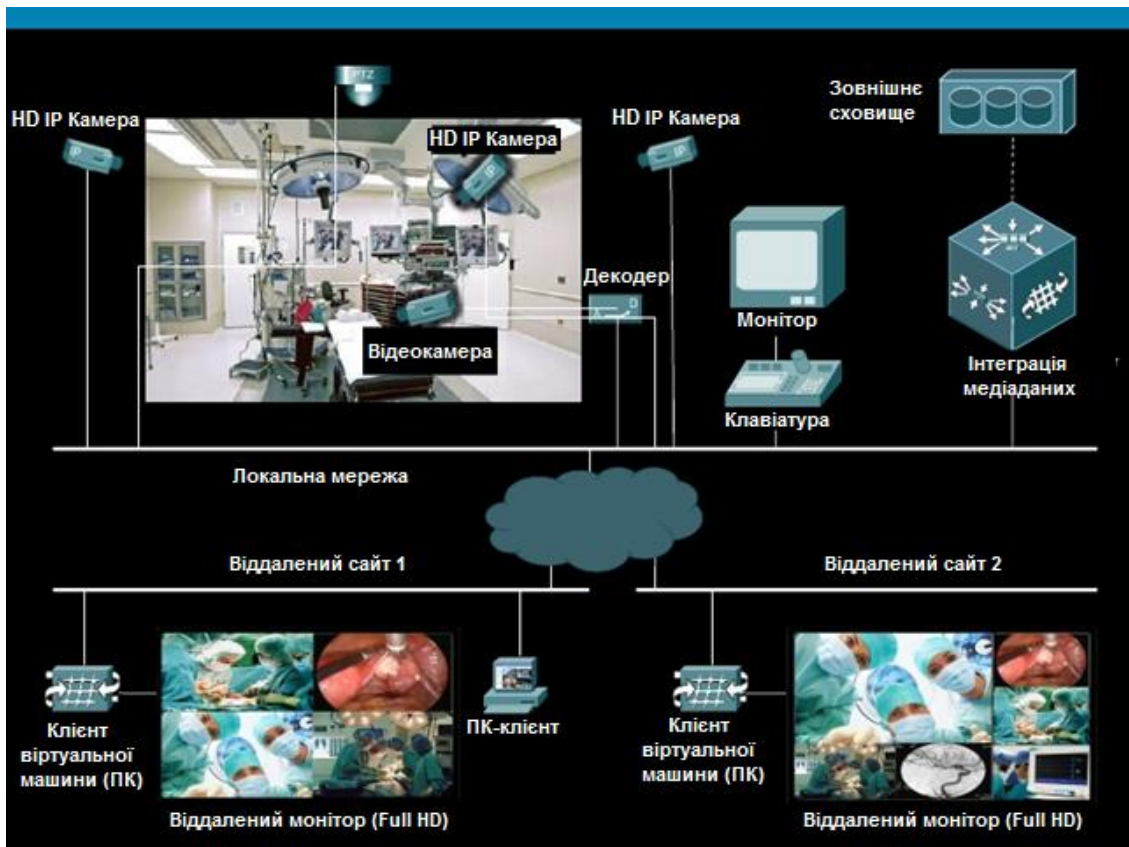


Рисунок 4.5 – Типова схема мережі телемедицини для лікарні

Схема мережі Cisco для лікарні



Рисунок 4.6 – Схема мережі телемедицини від Cisco

При організації віртуальної зустрічі між пацієнтом і лікарем, які знаходяться в різних місцях, для проведення медичних обстежень на дому, за допомогою технології HealthPresence підвищується продуктивність праці і скорочуються витрати в системі охорони здоров'я. Рішення HealthPresence вже працюють в Північній Америці, Європі та Азіатсько-Тихоокеанському регіоні, надаючи пацієнтам доступ до медичних послуг і створюючи нові можливості для підвищення кваліфікації лікарів і навчання пацієнтів.

Cisco HealthPresence допомагає медичним фахівцям обслуговувати пацієнтів в важкодоступних районах. Наприклад, лікарі з госпіталю широкого профілю Telerad RxDx, розташованого в Бангалорі (Індія), вживають це рішення для обслуговування пацієнтів, які проживають в районі Райчур на півночі штату Карнатака [161].



Рисунок 4.7 – Схема клієнтської частини у лікарнях хмарного середовища Cisco HealthPresence

Концепція надання медичних послуг Cisco HealthPresence (рис. 4.7) містить технологію Cisco TelePresence і ряд пов'язаних з нею медичних пристроїв, які дозволяють лікарям проводити клінічний огляд

пацієнтів, які проживають на значній відстані від медичного центру. Розголос результатів пілотної програми Cisco HealthPresence збігся в часі зі спільною прес-конференцією Cisco та UnitedHealth Group у Вашингтоні, де було оголошено про наміри побудувати першу в світі національну мережу телемедицини для доставки якісних медичних послуг в сільську місцевість і віддалені райони Сполучених Штатів з погано розвинуеною інфраструктурою. Використовуючи технологію високоякісного відео для підтримки спільної роботи, Cisco HealthPresence полегшує спілкування між лікарями і пацієнтами і підвищує ефективність надання медичних послуг. Це рішення розширює зону дії медичних установ, полегшує доступ до їх послуг і оптимізує використання дефіцитних медичних ресурсів.

«Цілком очевидно, – каже віце-президент Cisco IBSG по роботі на світовому ринку медичних послуг Кавех Сафаві (Kaveh Safavi), – що в світі існує попит на більш якісний доступ до послуг охорони здоров'я та більш якісне обслуговування пацієнтів. Збільшити ж чисельність лікарського персоналу не завжди можливо».

Пілотне тестування Cisco HealthPresence (рис. 4.8) показало що більше 95 відсотків пацієнтів визнали задоволення таким обслуговуванням і визнали конфіденційність обстановки віртуального візиту до лікаря, більше 90 відсотків виявили готовність рекомендувати такі послуги іншим людям. Концепція Cisco HealthPresence була створена і випробувана підрозділом Cisco IBSG, який займається глобальним стратегічним консалтингом. Практичну підготовку цього рішення вели фахівці відділу Cisco Advanced Services Healthcare Solutions, який розробляє сучасні технології для охорони здоров'я). Cisco HealthPresence поєднує технологію Cisco TelePresence, що створює у користувачів повне враження особистої присутності під час віртуальній мережевий конференції, з технологією контакт-центрів і доброю захищеністю телемедичної мережі.

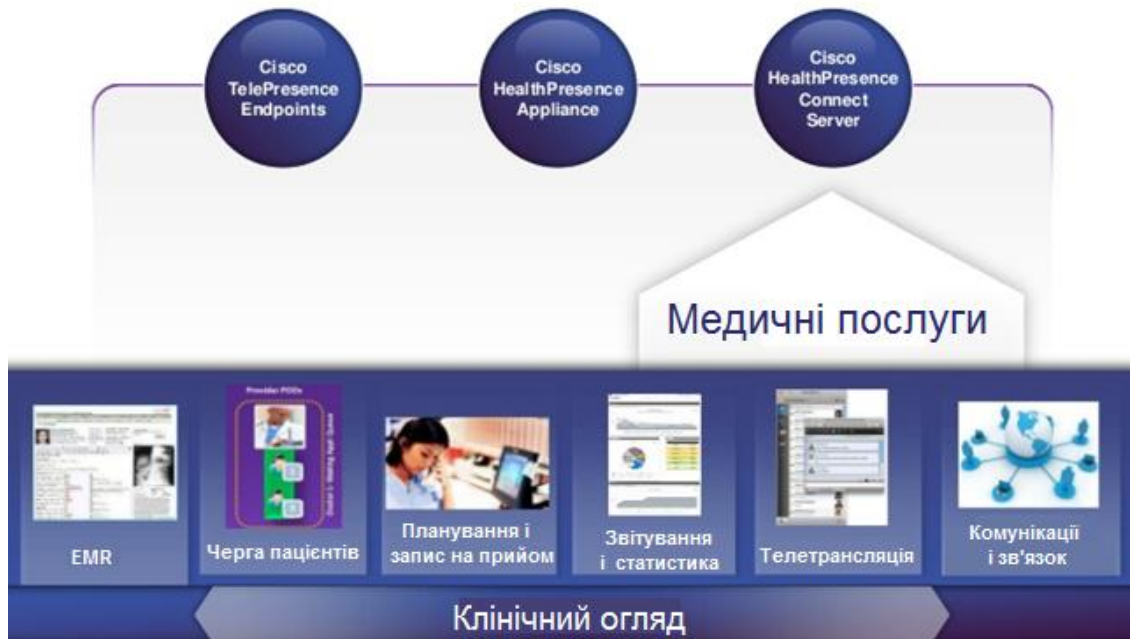


Рисунок 4.8 – Схема технічної частини для інтеграції медичної апаратури для хмарного середовища Cisco HealthPresence

Cisco HealthPresence надає замовнику платформу для комунікацій і спільної роботи, яка допомагає лікареві ставити діагноз у віддаленому режимі на основі фізіологічних даних, що надходять від необхідних медичних засобів, таких як стетоскопи, системи вимірювання артеріального тиску, пульсометри тощо. Кожний пристрій Cisco HealthPresence (рис. 4.9) обслуговується спеціально підготовленим технічним фахівцем під керівництвом лікаря, який в цей час може перебувати на відстані сотень кілометрів [162].

Шотландський центр телемедицини, компанія Cisco і Національна система охорони здоров'я Великобританії продовжують тестувати Cisco HealthPresence в Абердинському королівському шпиталі. В даний час це рішення використовується для віддаленого клінічного огляду пацієнтів, які страждають від хвороб і травм, що не становлять загрози людському життю. Проводяться теоретичні дослідження та математичне моделювання з метою покращення роботи телемедицини [163].

Компоненти Cisco HealthPresence



**Рисунок 4.9 – Схема серверної частини у хмарного середовища
Cisco HealthPresence**

У липні 2008 року аналогічний пілотний проект за участю компанії Cisco, окружної медичної комісії західного узбережжя Нової Зеландії і зареєстрованого партнера Cisco – компанії Gen-I було розпочато в Новій Зеландії. За відгуками медичних сестер, які беруть участь в цьому, продукт Cisco HealthPresence дозволяє приймати більш швидкі та ефективні клінічні рішення, а також різко скорочує необхідність в перевезенні пацієнтів.

В цілому, рішення Cisco HealthPresence отримало рішучу підтримку з боку медичного та адміністративного персоналу місцевих закладів охорони здоров'я. З огляду на позитивні відгуки лікарів і пацієнтів, Cisco планує розширити пілотні проекти із застосуванням Cisco HealthPresence (рис. 4.10) і на своїх співробітників на території США, надавши їм таким чином доступ до відповідних медичних фахівців. Cisco і UHG також планують розширити коло лікарів, що беруть участь в експерименті, з тим, щоб через систему Cisco HealthPresence можна було отримати доступ не лише до терапевтів загального профілю, а й до лікарів-спеціалістів [159].



Рисунок 4.10 – Архітектура системи Cisco IoT

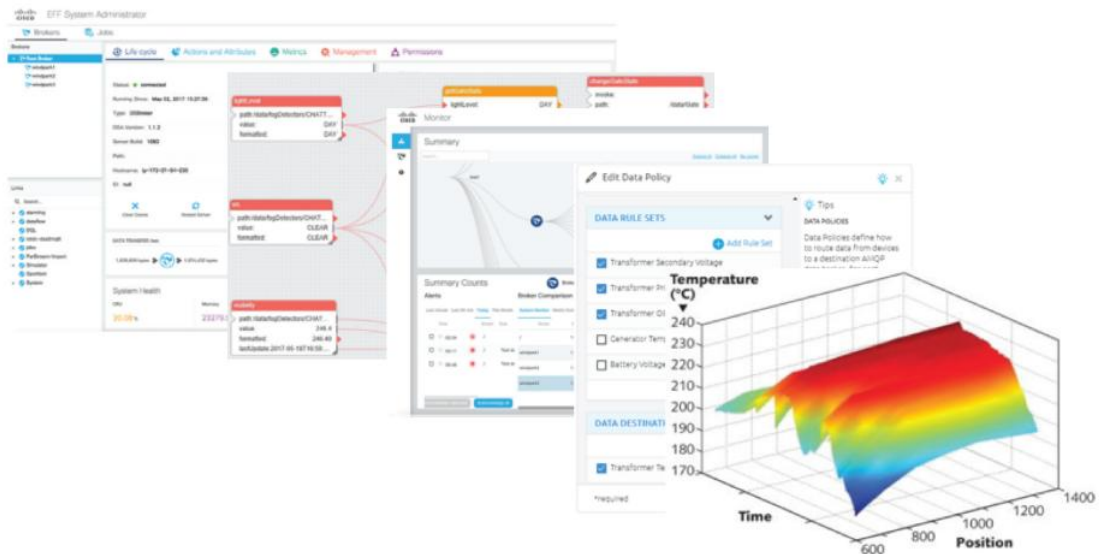


Рисунок 4.11 – Аналітичне хмарне середовище Cisco Kinetic IoT-архітектура безпеки для медичних пристроїв від Cisco

Cisco Kinetic – хмарна платформа, яка допомагає замовникам отримувати дані від підключених об'єктів, оброблювати їх і передава-

ти до IoT-застосувань, сприяючи поліпшенню результатів і підвищенню якості обслуговування (рис. 4.11).

Cisco Kinetic передає необхідні дані за потреби додатків в потрібний час – через граничні і хмарні (приватні, публічні та гібридні) мережі, реалізуючи при цьому заходи, які забезпечують виконання законів, що стосуються власності, конфіденційності, безпеки і навіть суверенності даних. Всі ці вимоги критичні для впровадження будь-яких інтелектуальних проектів в містах та громадах [165].

Компанія Cisco презентувала свою нову архітектуру безпеки IoT Threat Defence (рис. 4.12), оголосивши при цьому, що в першу чергу вона призначена для захисту сервісів, життєво важливих для охорони здоров'я. Архітектура і комбінація сервісів, що пропонуються Cisco, можуть використовуватися для сегментування цифрових пристроїв типу Internet of Things (IoT) [166], підключених до мережі лікарень або інших організацій (рис. 4.13). Трохи раніше в цьому місяці консалтингова фірма IDC опублікувала результати опитування, згідно з яким майже 40% лікарень вже запустили пілотні проекти в сфері IoT, а більшість медичних організацій це зробили в 2017 році.

Cisco стверджує, що сегментування мереж і підключених до них пристроїв може допомогти позбутися від двох найбільших ризиків, пов'язаних з IoT – проблемою, пов'язаною з тим, що IoT-пристрої не можуть самі захистити себе, і очікуваним вибуховим розповсюдженням таких приладів, вартість яких в 2020 року сягає \$50 млрд [163].

Нова архітектура Cisco IoT Threat Defense включає в себе технології аналізу поведінки мережі, інструменти забезпечення прозорості пристроїв, фаєрвол, віддалений доступ, хмарну безпеку і захист від шкідливого ПЗ (рис. 4.11).

Проблеми інформаційної безпеки медичних організацій хвилюють їх керівників вже досить давно і особливо гостро це питання проявився зараз, після масованої атаки за допомогою шкідливої програми WannaCry. Поки що це не особливо зачіпає системи IoT, не рахуючи того, що саме через них вже зараз забезпечується саме легке проникнення в мережі медичних установ. Але, судячи з усього, ситуація тільки погіршується [166].

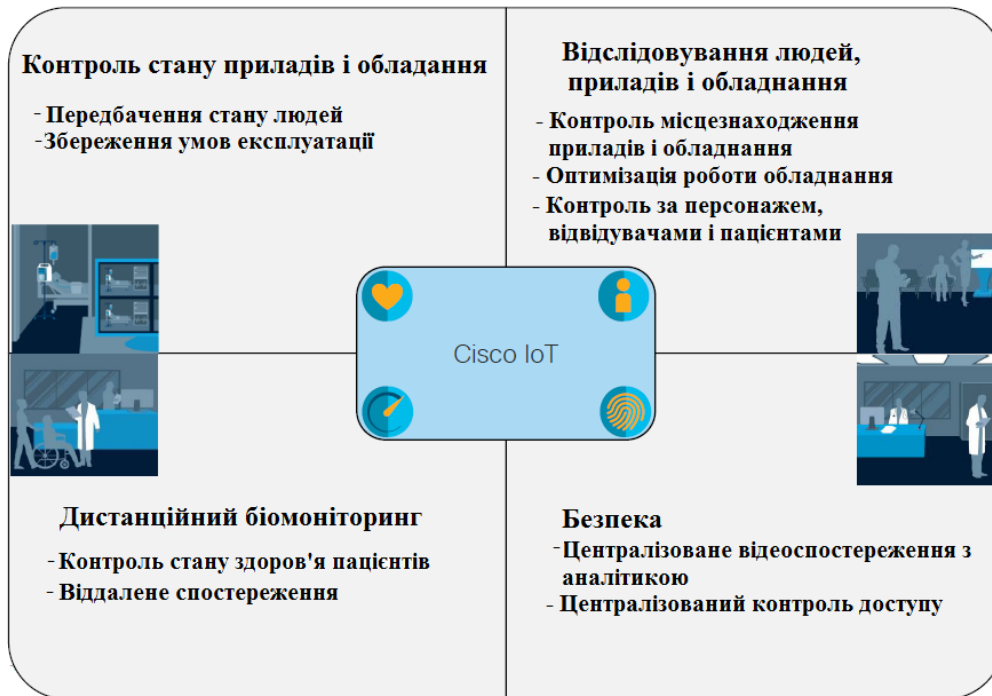


Рисунок 4.12 – Можливості Cisco IoT Threat Defence



Рисунок 4.13 – Датчики у будівлях, які можуть бути інтегровані до хмарного середовища IoT Threat Defence



Рисунок 4.14 – Апаратні компоненти для реалізації системи безпеки Cisco IoT Threat Defense [163]

Хоча IDC називає проблеми забезпечення безпеки і збереження персональних даних однією з основних перешкод на шляху впровадження IoT, Інститут Понемона в своєму звіті [161] стверджує, що лише деякі лікарні регулярно тестують безпеку медичних пристроїв і лише приблизно третина з них шифрує інформацію, що проходить через пристрої IoT [167].

4.2.2. Використання доповненої, віртуальної та змішаної реальності (AR/MR/VR) для охорони здоров'я

Переміщення, відеоігри, доповнена реальність (AR – Augment Reality), віртуальна (VR – Virtual Reality) та змішана (MR – Mixed Reality) зараз використовуються не лише для розваг, а й для надання допомоги хірургам в операційній, навчанню студентів-лікарів та пацієнтів [171]. Медична галузь розвивається стрімко, проте більшість клінік все ще намагаються вирішити ті самі проблеми, які вони не могли вирішити роками. Незважаючи на це, віртуальна та доповнена реальності вже мають трансформативний вплив на технології охорони здоров'я в усьому світі.

Віртуальна реальність повністю замінює погляд користувача на іншу сторону, наприклад, відеоігри чи фільм з катання на гірських дорогах (рис. 4.15). Доповнена реальність відрізняється тим, що замість того, щоб замінювати погляд користувача на реальний світ, вона по-

силує його, накладаючи на додаткову інформацію або надані 3D елементи.



Рисунок 4.15 – Використання окулярів віртуальної реальності для рухової реабілітації

У звіті Grand View Research, дослідницької та консалтингової компанії, що базується в США, йдеться про очікування зростання глобального ринку охорони здоров'я для VR та AR приблизно до 20 млрд. доларів до 2025 року. Сприятливим фактором буде розгортання інфраструктури 5G.

Підключені технології VR та AR зазвичай мають набагато більші вимоги до пропускну здатності, ніж інші форми потокового вмісту. 5G, ймовірно, забезпечить набагато більше результатів завдяки більшій швидкості (від 5 до 20 Гбіт/с) та великої роздільної здатності. Такі технології вимагають надійного передавання зображень із високою чіткістю, що потребує вдосконалення технологій [170].

Досвід перегляду також покращиться завдяки можливості мереж 5G надавати 8K, 360-градусне відео та інтерактивну пряму трансляцію в режимі бездротового зв'язку з використанням мобільних технологій, таких як смартфони та підключені пристрої, разом з гарнітурою VR. Це дасть багатший досвід для медичних працівників як під час навчання, так і під час лікування та оперування пацієнтів.

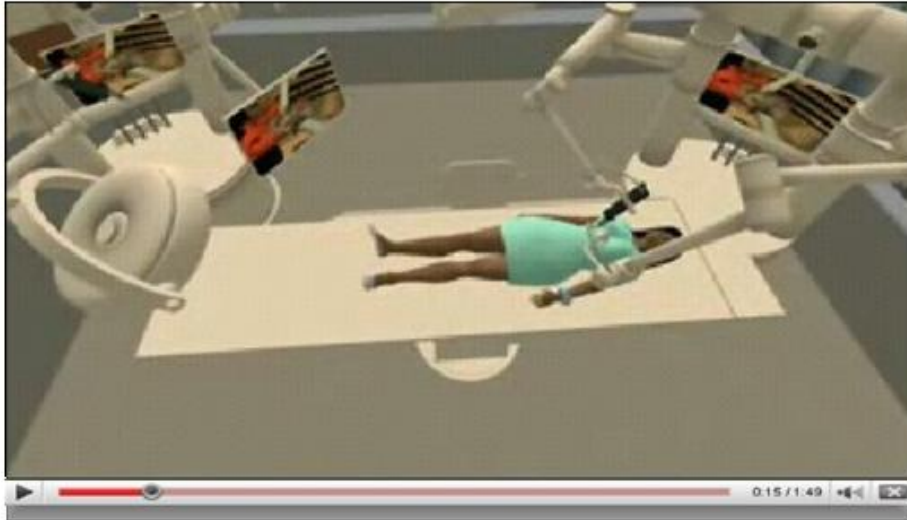
Навчання працівників характеризується коштовністю і складністю, безпеці та благополуччю пацієнтів загрожують серйозні операції. Ефективність деяких методів лікування критично мала [171].

Хірургія віртуальної реальності, навчання віртуальної реальності студентів-медиків, лікування ПТСР за допомогою VR-окулярів вже впроваджуються в медицину Північної Америки та Європи [172]. Наприклад, VR-технологія може значно скоротити витрати на охорону здоров'я. Це коштує 3000 доларів для середнього догляду за літніми людьми, щоб навчити одного співробітника виконувати введення трахеї. Проте працівник міг навчитися робити це лише з живою людиною до того, як навчання віртуальній реальності пробилось в медицину. За допомогою програмного забезпечення VR ця вартість може бути знижена до 40 доларів для людини.

Доктор Кевін Снід, декан Фармацевтичного коледжу Університету Південної Флориди, використовує віртуальну реальність як новий спосіб візуалізації впливу різних ліків на організм. З її вивченням студенти-фармацевти отримують глибше розуміння впливу препаратів, які вони вводять. Студенти також беруть участь у симуляціях операцій в кімнаті для кількох учнів, що дозволяє їм краще розуміти та відпрацьовувати на практиці свою роль. Учні, зазвичай, віддають перевагу операціям в режимі реального часу зі слайдами PowerPoint та описанню (рис. 4.16).

Окрім медичних та аптечних шкіл, до VR-технологій приєднуються також стоматологічні школи. Деніз Хіггінс з Університету Ньюкасла в Австралії використовує їх, щоб допомогти студентам практикувати свої технічні навички та здобувати впевненість під час проведення імітаційних ін'єкцій наркозу. Під час моделювання студенти можуть виконувати віртуальні ін'єкції, відстежуючи об'єм анестетика, який вони використовують, та швидкість його введення. Студенти також практикуються в ін'єкціям манекенам, розробленим Гігінс для цієї мети (рис. 4.17). Хоча тканина манекена є синтетичною, тактильний досвід введення ін'єкції забезпечує цінну практику.

Віртуальна лікарня, аптека та навчання



Діагностика та операція на симуляторі з віртуальною реальністю

Source: Cisco IBSG, 2008

Рисунок 4.16 – Приклад навчальної операції у середовищі віртуальної реальності



Рисунок 4.17 – Використання віртуальної реальності для навчання проведення операції

Віртуальна реальність стає все більш популярною як метод підготовки хірургів, оскільки вони мають обмежений час навчання і повинні бути в курсі постійних змін і вдосконалення технології медич-

них приладів. Віртуальна реальність – економічно ефективний спосіб допомогти хірургам (рис. 4.18) вивчити та практикувати ці різні процедури із відповідними пристроями [173].



Рисунок 4.18 – Використання окулярів віртуальної реальності для проведення операції

Багато медичних шкіл використовують технології (3D-моделі, AR, VR) для розширення програм вивчення трупних трубопроводів, але деякі зараз починають будувати нові лабораторії, які не потребують трупів.

Найважливішою причиною цієї зміни є те, що обладнання із VR- та AR-технологіями набагато дешевше та простіше у підтримці, ніж лабораторія трупів. Крім цього, студенти, яких навчали, використовуючи лише HoloLens, набрали такі ж бали по тестах, як студенти, що навчалися традиційним методом [174].

Пересічний лікар повинен зберігати в пам'яті величезну кількість даних, тоді як вчені кажуть, що людина може мати справу і оперувати лише п'ятьма частинами інформації одночасно [175].

Медсестри виконують сотні невеликих, але важливих дій, які можна було б зробити більш ефективно за допомогою технології доповненої реальності. Наприклад, AR-додаток може накладати реальне

зображення системи кровообігу на тілі людини для легшого сприйняття. Оскільки деякі люди мають майже невидимі вени, навіть найдосвідченіші медсестри можуть відчувати себе комфортніше (рис. 4.19).



Рисунок 4.19 – Візуалізація зображення вен для виведення крові

Медсестри також можуть сьогодні отримати набагато кращу медичну підготовку для ефективнішої роботи і можуть застосовувати віртуальних пацієнтів для покращення своїх навичок [176].

Щоб бути успішним хірургом, необхідно відмінно розбиратися в аналізі візуалізації характеристик людського тіла. Це пов'язано з ефективним керуванням серцем людини (яке подається як 3D-об'єкт). З точки зору аналізу кардіологу потрібно уявити об'єкт у 3D-форматі, а потім розділити його на сотні та тисячі маленьких частин, зберігаючи їх у 3D-форматі у власній уяві. Навіть найдешевші картонні окуляри, які коштують 15 доларів, можуть змінити дані під час складної операції (рисунок 4.20).

Віртуальна, розширена та змішана реальність пропонують хірургам унікальну можливість підготуватися до самих непередбачуваних операцій, перетворюючи 2D-сканування пацієнта (КТ, МРТ) на спе-

цифичні для пацієнта реконструкції. Це допоможе хірургам заздалегідь спланувати всю операцію [177].



Рисунок 4.20 – Використання віртуальної реальності для нейрохірургії



Рисунок 4.21 – Використання окулярів віртуальної реальності під час проведення операції

У лікарні Саннібрук є спеціальні заходи з віртуальної реальності для пацієнтів, які готуються до операції. За 2 тижні до операції пацієнтам проходять екскурсію з віртуальної реальності, яка показує, що саме з ними станеться. Пацієнти, які її проходили, відзначають, що

вони відчули менше занепокоєння і навіть трохи схвильовані від операції, оскільки хочуть порівняти різницю між реальною та віртуальною операціями.

Перша “операція VR”, проведена в королівській лікарні Лондона у Великобританії, передбачала видалення ракової пухлини за допомогою VR-камери. Це дозволило студентам-медикам спостерігати за операцією «наживо», а не намагатися заглянути за плечі хірурга (рис. 4.21).

Більше того, приклад використання AR-технології в хірургії подав професор Шафі Ахмед, колоректальний хірург лікарні Св. Бартоломея в Лондоні (Великобританія), який використовував VR-гарнітуру Microsoft HoloLens, щоб практично зібрати хірургів у всьому світі для роботи над пацієнтом. Кожен хірург міг «практично бачити», що робив професор Ахмед під час операції з раком кишечника, і навіть більше, стоячи і розмовляючи так, ніби він насправді знаходиться в операційному залі. Завдяки інфраструктурі 5G, такий тип процедур, імовірно, можливий не лише у спеціально обладнаній лікарні, але й на місцевому рівні без транспортування пацієнта.

У 2016 році в школі медицини Стенфордського університету відкрився Центр нейрохірургічного моделювання та віртуальної реальності. У центрі імітаційного моделювання VR-технологія «дозволяє стажистам досліджувати тривимірні цифрові зображення мозкових структур». За допомогою гарнітури та ручних контролерів студенти можуть досліджувати найрізноманітніші нейрохірургічні випадки.

Це формується з 2D-зображень (МРТ, КТ та ангіограми) від реальних пацієнтів. Це означає, що хірурги можуть використовувати віртуальну реальність в симуляційному центрі для вивчення окремих деталей стану своїх пацієнтів (рис. 4.22).

Нейрохірурги не самі використовують VR-технології для дослідження даних зображень пацієнтів. У дослідженні, яке проводив доктор Єгор Пархоменко, урологи Каліфорнійського університету використали програмне забезпечення для 3D-розрізів для складання VR-моделей, які хірурги та пацієнти могли переглядати і взаємодіяти перед частковими нефректоміями.

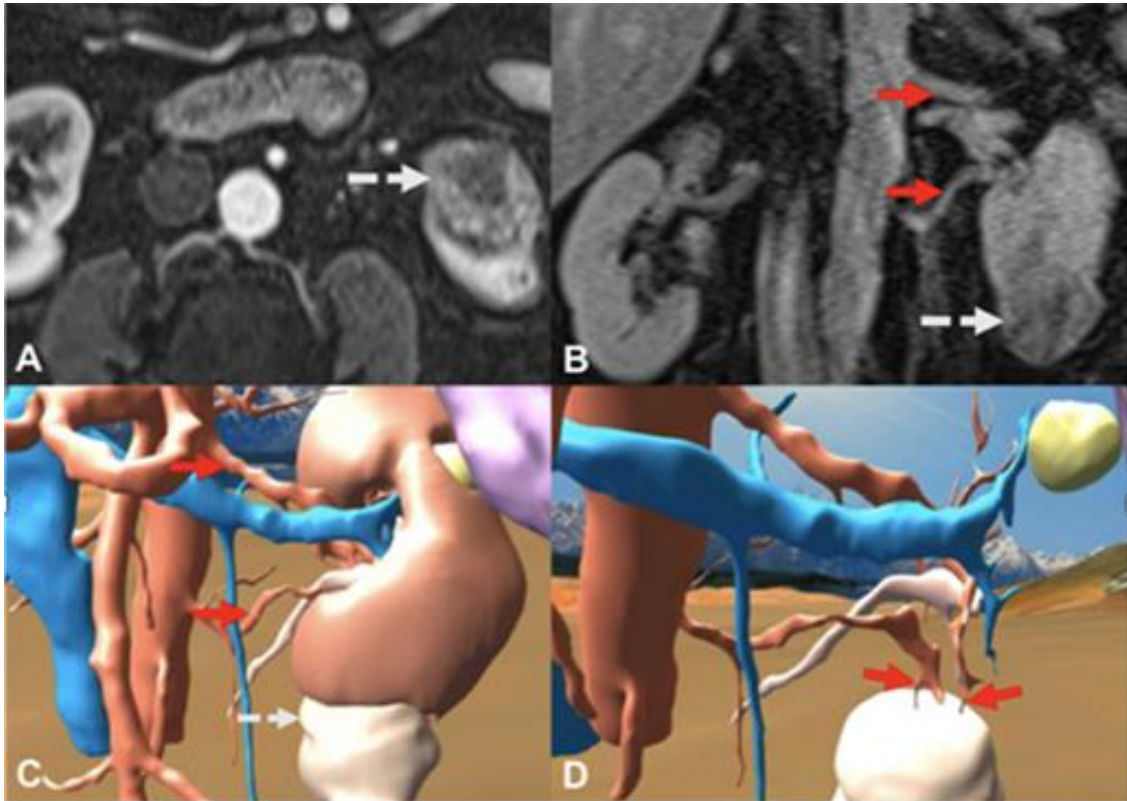


Рисунок 4.22 – Візуалізація внутрішніх органів на основі 2D-зображення

Хірурги повідомили, що використання VR-образів покращило їх розуміння розміру та форми ниркової маси, анатомії та хірургічного підходу. Після того, як хірурги переглянули моделі, у 56% випадків спостерігалися зміни в застосованому хірургічному підході. Пацієнти також повідомили про більш широке розуміння свого стану та процедури, яка буде застосовуватися.

Як і VR-технологія, AR-засоби також займають важливе місце в доопераційному аналізі. Лікарня Сент-Мері в Лондоні об'єдналася з Microsoft, щоб перетворити 2D-діагностичні зображення на 3D-проекції, які можна накладати на власне тіло пацієнта за допомогою засобів HoloLens. Дослідники сподіваються, що при спрощенні роботи ця технологія допоможе заощадити час при проведенні операції (рис. 4.23).

У США система доповненої реальності OpenSight для HoloLens вже затверджена FDA для дохірургічного планування.

Вчені з Інституту ракових досліджень у Великобританії Кембриджського інституту (Великобританія) створили VR-3D-модель для

раку, щоб запропонувати новий спосіб погляду на захворювання. Це дозволяє взятий у пацієнта зразок ракової пухлини детально і з усіх сторін досліджувати – із картографуванням кожної окремої клітини [173].

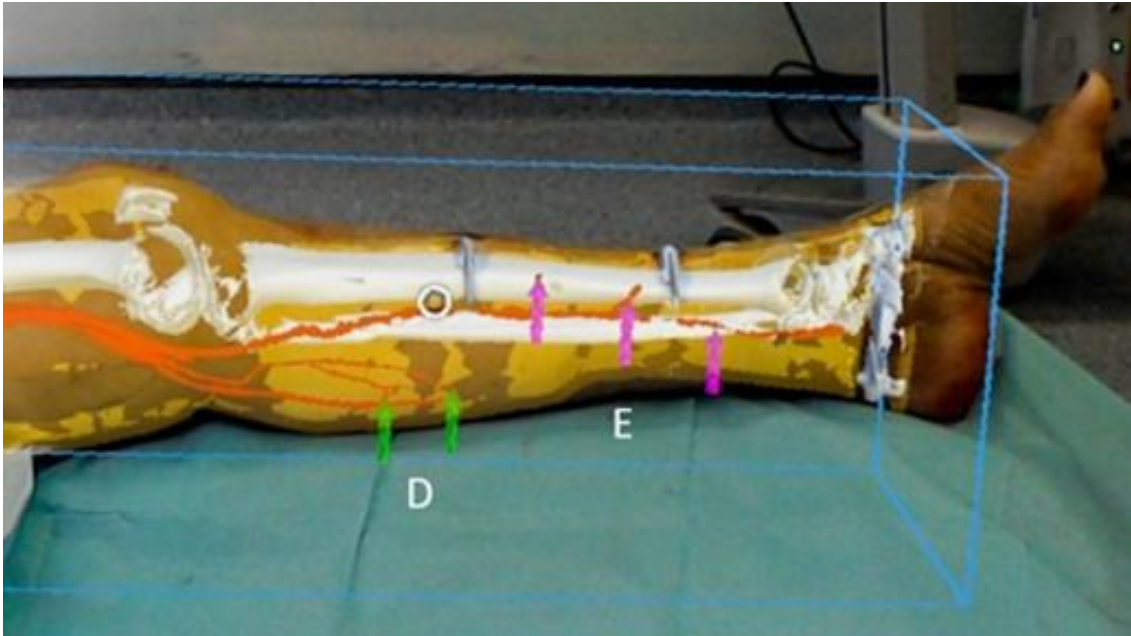


Рисунок 4.23 – Накладання візуалізації лікування пацієнта на реальне тіло



Рисунок 4.21 – Використання віртуальної реальності для зменшення післяопераційного болю

Людство не змогло б вижити без ефективних анальгетиків (або могли б, але це було б важке життя). Еволюція знеболювальних засобів була тривалою, і ніхто не міг передбачити, що це призведе до епідемії опіодів у США. Так, зараз можна проковтнути таблетку і забути навіть про самий сильний біль. Але ціна, яка платиться за таке просте виправлення, вже здається занадто високою.

Віртуальна реальність є високоефективним засобом боротьби із болем, оскільки діє як диверсія. Використання технології впливає на нервові шляхи мозку так само, як і в реальному досвіді, створюючи потужні спогади, які допомагають пацієнтам забути про біль, або, принаймні, її мінімізувати (рис. 4.24). Використання VR-технологій для зменшення болю та неприємності виявилось ефективним. Пацієнти з опіком повідомили про зниження інтенсивності болю та занепокоєння. Діти, які проходили звичайну медичну процедуру при таких умовах, також повідомили про зниження болю.

Управління болем особливо важливо для людей, які страждають від хронічного болю: при дослідженні можливостей VR-технології пацієнти продемонстрували щонайменше 50% зменшення болю [174].

Разом з тим, дослідники досі не дійшли згоди у питанні, як саме це працює: це може бути пов'язано із зміною нейрохімії, змінами в емоційних процесах, процесах уваги тощо.

Відзначається, що VR-технологія має величезний потенціал для використання в рамках терапевтичного лікування після важкої травми мозку, як біля ліжка, так і під час повсякденного життя. Це допомагає пацієнтам, які одужують від травм мозку, справлятися із повсякденними завданнями, такими як покупки та призначення зустрічей.

Технологія відтворює ці завдання у віртуальних середовищах, що дозволяє пацієнтам оцінювати їх при підвищенні рівня складності, що допомагає відновити більш високий рівень пізнання. Ці віртуальні середовища можуть допомогти лікарям визначити сфери, де пацієнти все ще відчують труднощі, такі як втрата пам'яті або можливість приймати рішення [175].

У 27% пацієнтів із клінічною депресією спостерігається клінічний прогрес від використання VR-технології в рамках лікування. За

даними дослідження університетського коледжу Лондона (UCL) та університету ICREA в Барселоні, було виявлено, що новий тип VR-терапії, коли пацієнти із депресією отримують власні заспокійливі слова комфорту, полегшує симптоми депресії. Втілюючи в дорослому стані, пацієнтів навчають висловлювати співчуття до віртуальної дитини, яка переживає проблеми. Потім вони втілюються у віртуальну дитину і самі переживають співчутливі слова та жести. Ця форма VR-терапії призвела до того, що пацієнти, які брали участь у дослідженні, страждали від зменшення депресивної симптоматики.

VR-засоби використовують віртуальну терапію опромінення, яка поступово знайомить пацієнтів із речами, які викликають посттравматичний стресовий розлад (ПТСР) (рис. 4.25).



Рисунок 4.25 – Використання віртуальної реальності для реабілітації ситуації ПТСР

Спочатку уявляючи і переглядаючи фотографії, пов'язані з моментами, які спричинили ПТСР, пацієнти потім потрапляють в керовані стресові ситуації, пов'язані з їх особливим станом завдяки використанню VR-технології. Це дозволяє клініцистам створювати віртуальний досвід, тісно пов'язаний з ситуаціями у реальному житті, необхідними для лікування пацієнтів [176].

Bloomberg стверджує, що віртуальна реальність для ПТСР може вирішити цю проблему ефективніше, ніж всі існуючі види терапії,

оскільки вона може допомогти навіть тим солдатам, для яких традиційне лікування взагалі не спрацювало. Це пов'язано з тим, що віртуальна реальність для ПТСР – найближче можливе моделювання досвіду на полі бою за допомогою реалістичних зорових, слухових, тактильних (іноді навіть нюхових) стимулів. Це може допомогти вирішити проблему виснажливого та дратівливого ПТСР за пару місяців, тоді як традиційна терапія може зайняти роки [174].

VR-терапія також ефективна при лікуванні різних фобій. Кріс Бревін, професор клінічної психології з Університетського коледжу Лондона, прогнозує, що цей метод для лікування фобій (рис. 4.26) незабаром стане найпопулярнішим методом терапії [176].



Рисунок 4.26 – Використання віртуальної реальності для боротьби із арахнофобією

Дослідження, повідомлене в *Lancet Psychiatry*, показує, як використання VR-методики призвело до значних покращень стану людей, які страждають від страху висоти. Половина зі 100 дорослих у дослідженні носили VR-гарнітуру протягом півгодини, тричі на тиждень протягом півтора тижня, а інша половина не отримувала конкретного лікування. Заняття включало тренера-аватара, який проводив оцінку, перш ніж запропонувати людині вибрати підлогу віртуальної будівлі та запросити їх виконувати різні дії, пов'язані з висотою, наприклад,

рятування кішки з дерева. Після дослідження ті, хто використовував методику, повідомили про свої враження, що висота зменшується в середньому приблизно на 70% [175].

Нейробіологи постійно підкреслюють позитивний вплив медитації, але більшість людей все ж не знаходять достатньо часу чи мотивації сидіти і медитувати навіть в умовах відчуття тривоги, пригнічення чи відсутності концентрації. VR-окуляри ізолюють людину від реального світу і створюють відчуття повного занурення. Це абсолютна можливість зосередитись на диханні та «перебуванні тут і зараз». Віртуальна реальність для медитації добре впливає на людей, які страждають від нападів паніки, і для тих, хто легко переживає.

Доведено, що досвід VR допомагає дітям з аутизмом (рис. 4.27). У Великобританії «Блакитна кімната», яка застосовує VR-технологію, розроблена Інститутом нейронауки університету Ньюкасла, допомагає людям з аутизмом подолати фобії шляхом відтворення сценаріїв реального світу завдяки цій методиці. Ця технологія набула такого успіху, що зараз її пропонують через британську медичну службу [176].



Рисунок 4.27 – Використання віртуальної реальності для соціалізації аутистів

Вже є приклади застосування клініцистами віртуальної реальності для виявлення у пацієнтів ознак хвороби Альцгеймера. У початковому дослідженні Кембриджського університету було використано тест навігації на основі VR, який виявився більш точним у діагностиці

легких ознак хвороби Альцгеймера, на відміну від традиційних когнітивних тестів. Як результат, Товариство Альцгеймера, що базується у Великобританії, заявило про фінансування трирічного дослідницького проекту використання VR, щоб спробувати виявити ранні ознаки хвороби Альцгеймера у пацієнтів.

У 2017 році дослідники з Університету Ексетера розробили «дзеркальну гру» на основі віртуальної реальності, яка могла б допомогти ранньому діагностуванню шизофренії серед пацієнтів. Гра запрошує учасників дублювати рухи, жести та міміку віртуального аватара (рис. 4.28). Це було розцінено як важливий прорив, оскільки ця технологія набагато дешевша від традиційних методів виявлення шизофренії, таких як нейровізуалізація [174].



Рисунок 4.28 – Використання змішаної реальності для експрес-діагностики шизофренії

4.3. Особливості комп'ютерних технологій в галузі стоматології

Концептуально аспекти використання телемедицини – клінічні (дистанційна діагностика та корекція лікування), управління (проведення віртуальних управлінських заходів і ведення необхідної документації), педагогічні (теленавчання студентів, лікарів та пацієнтів) не

відрізняється від тих, що характерні для загальної медицини [177]. Разом з тим, сфера стоматології розвивається і постійно впроваджуються нові технології і матеріали [178], які не тільки полегшують процес лікування для пацієнта, але й поліпшують умови роботи лікаря. На сьогоднішній день існує термін «комп'ютерна стоматологія», що передбачає використання сучасних комп'ютерних технологій на різних етапах стоматологічного лікування пацієнта [179].

Лікування за допомогою лазерних технологій менш болісне, порівняно з консервативними методами. Частіше за все лазери використовують для видалення новоутворень, боротьби з чутливістю зубів, пломбування тощо. Основною перевагою при цьому є швидкість і простота процедури як для пацієнта, так і для лікаря. Лазери використовують також для поліпшення гігієни ротової порожнини і боротьби із патогенними бактеріями.

Одним з досягнень сучасних технологій є створення методів візуалізації, за допомогою яких пацієнту можна наочно продемонструвати мету лікування і досягнуті результати. Для цього використовують

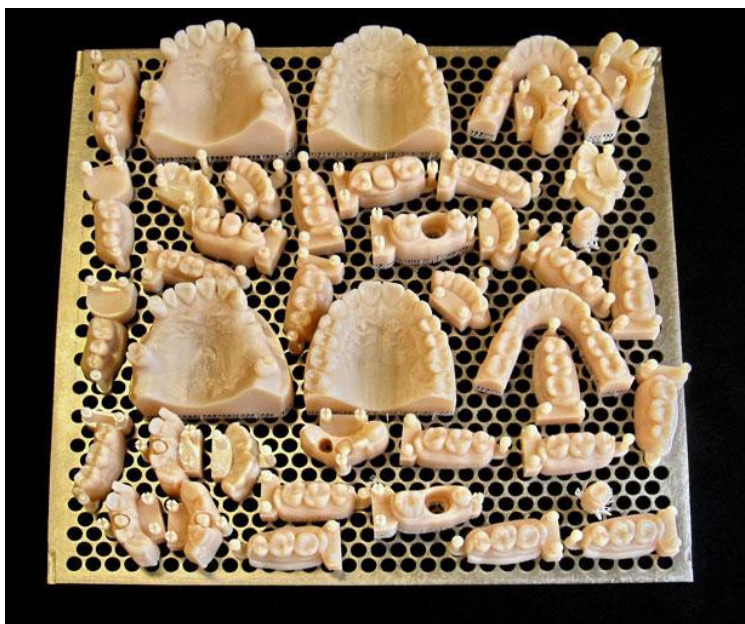


Рисунок 4.30 – Впровадження комп'ютерного конструювання і 3D-друку

цифрові знімки, віртуальні тривимірні моделі тощо. Візуалізація не лише підвищує довіру пацієнта до лікаря, але й посилює впевненість у позитивному результаті лікування.

В ортопедичній стоматології широко розповсюджена система CAD/CAM, але більш перспективним є використання 3D-

стоматологію. Такі рішення для стоматологів вже пропонують компанії Stratasys, Envisiontech и FormLabs (рис. 4.30). На даному етапі створюються нові композитні та інші матеріали для тривимірного друку коронок, вкладок, протезів і вінірів. Також на принтерах виготовляються ретейнери та капши.

Технологія блокчейн використовується державними органами для боротьби із фальсифікованими ліками, дозволяє збирати медичні дані щодо пацієнтів і може бути використана в інших напрямках медицини.

Нещодавно була створена криптовалюта під назвою «дентакоїн», а також ряд програмних продуктів, які дозволяють формувати приватні медичні відгуки, проводити аналіз ринку медичних послуг, контролювати гігієну ротової порожнини тощо. Все це створено на базі однієї платформи, причому криптовалюта дентакоїн створена саме для сплати за стоматологічні процедури. Вважається, що за її допомогою людина зможе отримати допомогу незалежно від соціального статусу в рамках страхової медицини. Учасники програми сплачують щомісяця певний страховий внесок до стоматології дентакоїнами, завдяки чому вони можуть розраховувати на якісні профілактичні послуги.

Електронна зубна щітка з елементами штучного інтелекту

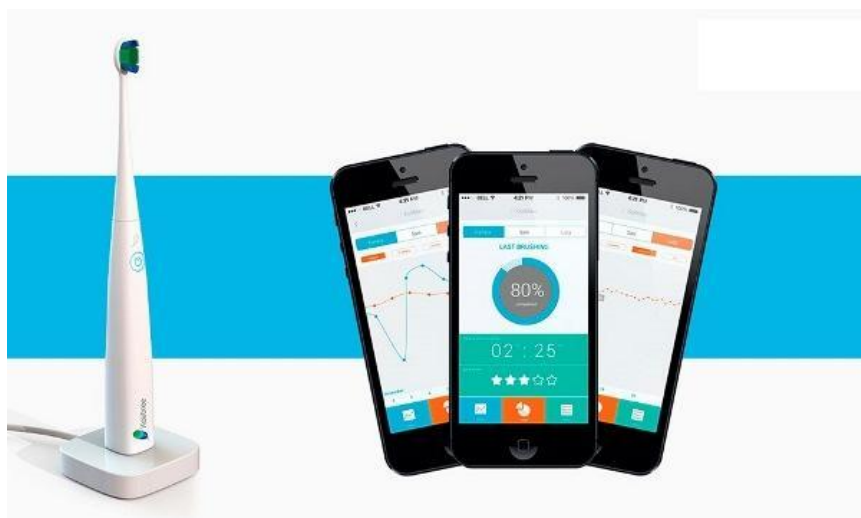


Рисунок 4.31 – Зубна щітка з елементами штучного інтелекту

Kolibree (рис. 4.31) разом з відповідними програмними додатками дозволяє впевнитись, що зуби чистяться правильно, а дітям ще й пропонується ігровий режим, щоб

привчити їх до гігієни. Власну щітку, яка працює через Bluetooth, випустила і компанія Philips, яка займається також і виробництвом медичних пристроїв. Завдяки набору сенсорів в режимі реального часу відслідковується правильність чищення зубів. А програмний додаток висвітлює 3D-карту зубів, показуючи ті, що чистяться зараз, і контролюючи час процедури, тиск та жорсткість [180].

Інтраоральна камера дозволяє лікарю побачити те, що неможливо при використанні звичайного стоматологічного дзеркала (рис. 4.32).



Рисунок 4.32 – Застосування інтраоральної камери

Різні види таких пристроїв вже пропонуються компаніями MouthWatch, Durr dental и Carestream Dental. Останні розробки в цій галузі дозволяють створити пристрої із рідинними лінзами за аналогією людського ока. Це дозволить отримати чітке і детальне зображення всієї ротової порожнини пацієнта.

Одним з найцікавіших і перспективніших напрямів у стоматології є зубна регенерація і запобігання карієсу. Біоактивна заміна дентину дозволяє стоматологам шукати нові методики лікування зубів. Регенеративна медицина сьогодні здебільшого спирається на дослідження при використанні стовбурових клітин. Зокрема проводяться дослідження з метою пошуку джерела мезенхімальних стовбурових

клітин, які відповідають за формування зубів. У квітні 2016 року вчені Гарвардського і Ноттінгемського університетів розробили наповнювач для порожнини зуба, який дозволяє зубу самостійно виліковуватися. Речовина наповнювача працює завдяки використанню стовбурових клітин для стимулювання росту дентину, дозволяючи відновлювати зуби, пошкоджені карієсом.

CRISPR – найновіший метод редагування генома, який передбачає дослідження його застосування для лікування раку та інших важких захворювань, але він перспективний і для стоматології. Дослідники вважають, скоро зможуть ідентифікувати гени, пов'язані із багатьма патологіями ротової порожнини. Тоді можна буде знайти CRISPR-рішення для редагування структури пошкодженого гена і на самих ранніх стадіях, ще в дитинстві, позбавитись проблем із зубами.

Комп'ютерні технології суттєво скорочують час певних процедур, підвищують точність різних етапів лікування, спрощують різноманітні етапи [179].

В ортодонтії широко використовуються програми для аналізу контрольної-діагностичних моделей, які дозволяють достатньо просто провести аналіз і поділитися інформацією з іншими лікарями.

В терапевтичній стоматології можливе використання програмного забезпечення, яке дозволяє змодельовати майбутню посмішку шляхом накладання шарів на фотографію пацієнта.

Існують розробки, які дозволяють вести медичні картки пацієнтів прямо у смартфоні, а потім продовжувати цю роботу на комп'ютері.

Всі вищеперераховані переваги телемедицини, характерні і для галузі стоматології, але при цьому є й додаткові. Найбільш поширений приклад – задача різноманітних зліпків не особисто лікарям, а віддалено [181]. Тобто, немає необхідності спеціально йти до лікаря і проходити обстеження. Це все можна зробити вдома із використанням відповідного набору. Якість результатів в жодному випадку не погіршується, оскільки зліпки робляться під контролем фахівця. Під час цієї процедури компетентний співробітник компанії Ismile, використо-

вуючи відеозв'язок, може контролювати правильність зроблених зліпків.

Якщо раніше телемедицина у стоматології була лише в режимі дистанційних консультацій і діагностування, то на сьогоднішній день успіхи цього підходу настільки значні, що клініки почали вкладати гроші в розвиток цього інноваційного підходу. Компанія Ismile підкреслює, що в режимі діагностування лікар може оглядати хворого як сам, знаходячись віддалено, так і вивчати надісланий йому зліпок зубів. Це відрізняється від традиційного тим, що тепер відбиток створює людина у себе вдома, а раніше за це відповідав окремий фахівець. При встановленні спеціальних лікувальних засобів теж може здійснюватися на відстані. Елайнери виробляються віддалено співробітниками і можуть бути встановлені самостійно вдома, після отримання їх від клініки поштою. Фактично лікарі мають робити лише те, що неможна передоручити. Все інше можуть робити самі пацієнти.

Американська компанія MouthWatch, розробник телемедичних систем для стоматологів, презентувала телемедичну платформу типу «все в одному» TeleDent [180, 182]. Ця платформа сумісна із стандартами HIPAA (Health Insurance Portability and Accountability Act) – законом щодо спадковості і відповідальності під час страхування здоров'я. В рамках цього закону діє цілий ряд обов'язкових стандартів, серед яких Security і Privacy Rule. Згідно вимог цих стандартів, всі медичні, страхові та фінансові організації, які працюють з медичною інформацією, зобов'язані зберігати всю свою електронну документацію не менше 6 років з моменту створення чи останнього використання.

Платформа дозволяє з'єднати лікаря із пацієнтом в будь-який час, де б він не знаходився. Прикладом її використання може бути стоматологічний скринінг за допомогою гігієніста, який консультується з лікарем на відстані, обмінюється з ним фото- і відеоданими, отриманими за допомогою стоматологічної камери MouthWatch. При цьому провідний лікар після такого скринінга може визначити кому з пацієнтів потрібен фізичний візит до стоматолога. Ця ж система дозволяє формувати бузу даних у хмарному архіві з метою їх подальшого перегляду.

Інтероральна камера MouthWatch, використовувана у телемедичній системі, відзначається зручністю і дешевизною. Вона характеризується високою якістю зображень, легким поєднанням із поширеними системами візуалізації, такими як Dexis, Schick, Apteryx тощо. Разом з нею поставляється спеціалізований програмний продукт MouthWatch Home Monitoring Software разом із програмами захоплення зображень. До комп'ютера камеру підключають за допомогою стандартного інтерфейсу.

Ця ж фірма демонструє і спеціальний пристрій BlackSleeve, теж призначений для віддаленого діагностування. Це непрозорий м'який футляр для інтероральної камери MouthWatch, що дозволить лікарю-стоматологу отримувати високоякісні знімки при люмінесцентному дослідженні чи при використанні трансилюмінації. В останньому випадку при діагностуванні карієсу, пульпіту, виявлення підясневих відкладень, тріщин в емалі тощо чи при використанні флюоресценції для діагностування раку ротової порожнини BlackSleeve разом з інтероральною камерою MouthWatch дозволяє легко документувати результати огляду з подальшим пересиланням цих даних або демонстрацією пацієнту.

Технології віртуальної (VR) та доповненої (AR) реальності не лише знайшли використання в стоматології, але й пройшли експериментальну перевірку, підтвердивши ефективність їх застосування [180]. Засоби віртуальної реальності можуть використовуватися для терапії пацієнтів з важкою формою дентафобії [183]. Віртуальний візит до клініки та спілкування з лікарем допомагають знизити страх перед лікуванням.

Методика подолання складних випадків дентафобії передбачають постійне повторювання ситуацій, які викликають острах лікування. Причинами можуть бути вид голки для місцевої анестезії, шум бормащини тощо. Але при цьому пацієнту необхідно фізично знаходитись у клініці. Дослідники запропонували людині зустрітись з ситуаціями, що викликають страх, в умовах віртуальної реальності за допомогою експозиційної терапії.

«Експозиційна терапія полягала в тому, що пацієнтів із дентафобією піддавали віртуальній ситуації, в якій відтворювали звуки і зображення, що стимулюють формування страху, – пише автор роботи д.м.н. Кумар Рагхав Гуджар зі Школи стоматології і наук про здоров'я при Університеті Чарльза Старта в Австралії. – Терапія VR передбачає використання комп'ютерної графіки в режимі on-line і датчиків руху тіла, щоб поставити пацієнта у віртуальну ситуацію, при якій задіяні звукові, нюхові та зорові ефекти, що відповідають ситуації в кабінеті стоматолога».



Рисунок 4.33 – Боротьба з дентафобією з використанням технології віртуальної реальності (VR)

Для терапії використовується набір VR-окулярів із імітацією присутності в кабінеті стоматолога. Під час терапії відбувається послідовне повторення сценаріїв, що викликають боязнь у пацієнта:

- ☞ пацієнт сидить у віртуальному стоматологічному кріслі, розглядаючи бормашину та інструментарій лікаря;
- ☞ лікар підходить до пацієнта, збираючись розпочати лікування;
- ☞ лікар підносить стоматологічне дзеркало до рота;
- ☞ лікар бере бор, але не вмикає його;
- ☞ вмикається бормашина, при чому виникають характерні звуки.

Пацієнту демонструють сценарії послідовно. До наступної сцени не переходять, поки рівень стресу не впаде до мінімального значення. Після цього її повторюють і розпочинають наступну. Результати терапії вважають задовільними, якщо пацієнт зміг переглянути весь перелік сценаріїв за одне відвідування.

В результаті досліджень було доведено, що VR-терапія знижує боязкість і дозволяє подолати страх лікування зубів. Відзначено, що через 6 місяців ознак дентафобії у пацієток не виявлено.

Група вчених з університетів Плімута, Ексетера і Бірмінгема, за співпраці стоматологічної клініки Torrington (м. Девон) вирішили оцінити враження пацієнтів від процедури із окулярами віртуальної реальності і трансляцією прогулянки пляжем [184].

Учасників експерименту розділили на три групи. Перші пройшли стандартну стоматологічну процедуру, другим запропонували VR-окуляри і прогулянку незнайомим містом, а третім – прогулянку пляжем в рідному місті. Учасникам надали гарнітуру і пульт управління відеорядом.

За результатами експерименту учасники третьої групи відзначили, що процедура здалася менш болісною. Пацієнти другої групи зміни інтенсивності болю не відчували.

«Сьогодні популярність технологій віртуальної реальності зростає в різних медичних закладах, але необхідно підкріпити припущення щодо їх ефективності результатами досліджень, – каже д-р Карін Танія-Дикстра. – За результатами нашої роботи було показано, що при правильному застосуванні технологій віртуальної реальності лікувальна процедура легше переноситься пацієнтами і, як наслідок, стає простішою для лікарів-стоматологів».

«Під час експерименту було встановлено, що демонстрація відеоролика з прогулянкою незнайомим містом недостатньо відволікає пацієнта від процедури. Необхідно, щоб трансльоване відео діяло розслаблююче, наприклад, такий ефект забезпечує ролик із прогулянкою пляжем», – відзначає координатор дослідження д-р Сабін Пал з університету Плімута.

Д-р Ласкін, стоматолог-практик і засновник компанії Opera VR, займається пошуком методик для зменшення болю і боязні стоматологічних хворих за допомогою засобів віртуальної реальності [185]. Він відзначає: «VR-окуляри вирішують дві задачі, що не піддаються іншим технологіям. По-перше, дозволяють пацієнтам подолати важку дентофобію і пройти лікувальні процедури. По-друге, наочно продемонструвати людям переваги віртуальної реальності і розповсюдити цю ідею в маси. Стоматологічний кабінет – ідеальне місце для тестування цих переваг».

Система від компанії Opera VR працює таким чином, що пацієнт надягає VR-окуляри і навушники, що демонструють заспокійливе відео (хвилі на пляжу, повільний розквіт рослин тощо). Пацієнт сам може вибрати музику та колір картинки. Він може також прослухати інструкції для медитації, знаходячись у стоматологічному кріслі. При цьому стоматолог відслідковує чи не завершилась трансляція.

В стоматології д-ра Ласкіна VR-пристрої використовують під час гігієнічних та хірургічних процедур. Також пацієнтам демонструють навчальне відео, яке відноситься до процедури, яку він має пройти.

«Я називаю VR-окуляри цифровим азотом тому, що вони діють седативно, подібно до закису азоту. Це ще одна причина використання VR-пристроїв у стоматології, оскільки вони без застосування медикаментів можуть ввести пацієнта у стан спокою», – відзначає д-р Ласкін. Він тестував технологію у своїй клініці протягом 8 місяців. Результати показали, що переважна кількість хворих, навіть тих, хто мав дентофобію, позитивно висловились щодо лікування із VR-окулярами. Крім цього, у хворих не виникало складностей із виконанням інструкцій лікаря.

В Страсбурському університеті Франції використовують доповнену реальність (AR) у практичних роботах для демонстрації стоматологічних моделей студентам і надання можливості порівнювати виготовлені ними протези із зразковими моделями [180].

Аналогічний пристрій DentSim Simulator розробила компанія Image Navigation, яке використовує технологію доповненої реальності

для моделювання. Цією системою навчання вже задіяли близько 10 тисяч стоматологів з 17 країн.

Технологія віртуальної реальності (VR) може використовуватися для навчання і підвищення кваліфікації стоматологів. VR-камера дозволяє транслювати операцію на VR-окуляри. Так влітку 2016 року Nobel Biocare організувала транслювання операції на зубах засобами віртуальної реальності.

Д.м.н. Рингоз – генеральний директор британської компанії Cognitant, яка спеціалізується на створенні матеріалів для окулярів віртуальної, доповненої та змішаної реальності, що забезпечують повний ефект присутності [185]. Він відзначає, що за допомогою VR-технології лікар може спостерігати анатомію зуба, зрозуміти локалізацію нервів і коренів, оцінити як пройшло лікування. Доповнена AR-технологія дозволяє лікарю бачити рентгенівські знімки під час проведення процедур. За допомогою технології змішаної реальності MR лікар може змінювати налаштування обладнання через окуляри.

В університеті Кейс Вестерн Резерв дослідники співпрацюють з компанією Microsoft і виговлювачем окулярів HoloLens для створення наочних курсів з анатомії для студентів медичних навчальних закладів. При цьому студенти вивчають тривимірні зображення анатомічних систем і структур. В цьому університеті немає навіть відділення з анатомічним матеріалом, а все розглядається на рівні віртуальних моделей.

В 2015 році у Стоматологічній школі університету Пенсільванії вперше почали використовувати VR-окуляри для емуляції стоматологічних процедур. Пристрій Moog Simodont дозволяє навчати основам стоматології, але має тактильний зворотний зв'язок. При симуляції процесу свердлення студент відчуває різницю від препарування каріозної та здорової тканини чи використання різних борів. Професор університету д.м.н. Магіт Маггіо відзначає, що такий режим навчання краще готує студентів до реальної практики. Часто студенти повертаються до лабораторії, щоб підготуватися на стимуляторі до проведення певних процедур перед апробацією їх на людині. При цьому студенти краще підготовлені до зустрічі з реальним пацієнтом, оскільки ві-

дчуття, які виникають під час роботи, вони вже відчули за допомогою VR-пристроїв.

Компанія Osso VR пропонує використовувати VR-пристрої для тренування практикуючих лікарів. Генеральний директор компанії д.м.н. Джастін Барад характеризує систему як таку, коли стоматолог вибирає з переліку необхідну процедуру і за допомогою VR-обладнання відпрацьовує навички на віртуальному пацієнті. В кінці система надасть аналітичні відомості, які необхідні для удосконалення навичок.

На сьогоднішній день відкрита лише мала частина можливих застосувань VR-, AR- та MR-технологій, які допомагають вирішувати складні клінічні випадки. В перспективі можливе об'єднання цих технологій із роботизованими системами.

4.4. Інтернет для речей в охороні здоров'я

Одне з головних напрямків в Інтернеті речей – розвиток медицини і охорони здоров'я. Для цього напрямку вже є особливі терміни Internet of Things («Інтернет для медичних речей» або «Інтернет для речей в охороні здоров'я»).

В системі охорони здоров'я особливо гостро постає питання спостереження за пацієнтами, відстеження їх місця розташування і стану (контроль температури, тиску та інших фізичних показників), а також стеження за самим медичним закладом, його внутрішнім мікрокліматом (рис. 4.35).

Саме в цій галузі, завдяки розвитку Інтернету речей, цифрове перетворення крокує високими темпами. За прогнозами дослідників (компанія Allied Market Research), ринок медичних IoT-пристроїв та IoT-додатків до 2021 року зросте до \$136,8 млрд. Середньорічний темп зростання ринку медичного Інтернету речей складе 12,5%. Крім цього, в найближчому майбутньому у сфері охорони здоров'я відбудеться зростання кількості високотехнологічних сервісів і систем. Це пояснюється підвищенням доступності високошвидкісного Інтернету,

зниженням цін на сенсори, поширенням медичних пристроїв і зростання інформованості користувачів щодо інновацій в медицині [186 – 188]. Таким чином, традиційну модель «пацієнт – лікар» очікують значні зміни, а медичні пристрої відкривають нову еру в цифровій охороні здоров'я.



Рисунок 4.35 – Медичні засоби, які можуть бути підключені до мобільних пристроїв

Попит на ці технології буде зростати, оскільки «Інтернет для речей» дозволяє істотно підвищити якість і доступність медичних послуг, знизити витрати на медичне обслуговування для пацієнтів, надасть їм можливість отримувати консультації від кращих лікарів і сучасне медичне обслуговування в тих регіонах, де поки що немає лікарень з високотехнологічним обладнанням.

Головним завданням, яке має бути вирішене на шляху розвитку нових медичних технологій, є проблема великих обсягів даних, які генеруються датчики IoT. Найсучасніші медичні технології дозволяють

сканувати один орган за одну секунду і здійснювати сканування всього людського тіла за 60 секунд. Після такого обстеження в лікарняний архів буде доставлено близько 10 Гб даних у вигляді необроблених зображень та електронних звітів [189]. У табл. 4.11 подані дані безпровідних мереж, які можуть забезпечити таку швидкість передавання інформації. Також виконується цілий ряд досліджень з метою покращення передавання інформації та підвищення надійності системи [190, 191].

Вирішити проблему аналізу великих даних можна за допомогою спеціальних аналітичних інструментів, які дозволять переробляти первинні медичні дані та результати обстежень з різних джерел і видавати потрібну інформацію в вигляді схем, графіків, таблиць, інформаційних екранів тощо (рис. 4.36).

За дослідженнями консалтингового агентства McKinsey, проведеним в 2015 році, використання аналітики великих даних дозволить системі охорони здоров'я заощадити від 350 до 450 мільярдів доларів, оптимізуючи витрати по використанню медичного обладнання, робочого часу лікарів і призначенню фармакологічних препаратів [192].

Сучасні медичні установи стикаються з широким спектром різних задач, таких як проблеми безпеки лікарні, а також її співробітників, необхідність постійного набору персоналу для підвищення ефективності роботи, постійний контроль нормативних показників клімату, а також спостереження за фізичними показниками пацієнтів (рис. 4.37). І всі ці проблеми мають спільну причину – відсутність комплексного рішення, яке буде виконувати постійне і безперервне вимірювання і контроль параметрів середовища, технологічних процесів, статусу і стану пацієнтів, персоналу, медичного та іншого обладнання.

Шприцевий насос, який не використовується регулярно, відкритий холодильник з термочутливими препаратами, випадкове провітрювання лікарняних приміщень – все це несприятливо позначається на якості медичних послуг, що надаються. Сучасні пристрої, підключені до Інтернету речей, сьогодні стають невід'ємною частиною життя багатьох медичних установ, значно допомагають в автоматизації процесів і дозволяють заощадити дорогоцінний час лікарів.

Таблиця 4.11 – Порівняння безпроводних технологій «Медичного Інтернету для речей»

Технології зв'язку	2G	3G	LTE	WiFi	Zigbee	Wireless Hart	802.15.4g	Weightless	Sigfox	LoRa	LTE-M (2017+)
Дальність	10 с Кмс	10 с Кмс	10 с Кмс	300 м	90 м	200 м	1,5 Км	10 с Кмс	10 с Кмс	10 с Кмс	10 с Кмс
Швидкість	144 кб/с	2 Мб/с	10 Мб/с	100 Мб/с	250 кб/с			100 кб/с	100 кб/с	100 кб/с	1 Мб/с
Двосторонній зв'язок?	Так	Так	Так	Так	Так	Так	Так	Так	Так	А: Ні В: Розділений С: Почерговий	Так
Топологія	p2mp	p2mp	p2mp	Мережа	Мережа	Мережа	Мережа	p2mp	p2mp	p2mp	p2mp
Tx мА(ЗВ)	200-500	500-1000	600-1100	19-400	34	28	35	Низька	20-70	18	33
Очікування, мА(ЗВ)	2.3	3.5	5.5	1.1	0.003	0.008		Низька	0.005	0.001	
Час роботи на батареї (2000 мАг)	Робота	4-8 год.	2-4 год.	2-3 год.	4-8 год.	60 год.		Непостійна	Непостійна		120 год.
	Простій	36 днів	20 днів	12 днів	50 годин		8-10 років		10-20 років	10-20 років	10-20 років
Вартість модуля зв'язку (приблизна)	\$12	\$35-\$50	\$80-\$120	\$5-\$8	\$6-\$12	?	\$3	\$3	\$3	\$3	\$10
Ліцензований спектр?	Так	Так	Так	Ні	Ні	Ні	Ні	N = Ні W = TVWS	Ні	Ні	Так
Відкритий стандарт?	Так	Так	Так	Так	Так	Ні	Так	\$1500/рік	Ні	Частково	Так
	Стільникові			Близької дії			Радіо мережа	LPWA			



Рисунок 4. 36 – Загальна архітектура системи лікарняної палати



Рисунок 4.37 – Загальна архітектура системи розподілом ресурсів у лікарні

Використання сенсорів і віддалено працюючих медичних приладів надасть пацієнтам доступ до передових медичних технологій. Розвиток дистанційної діагностики (телемедицина) і віддаленої хірургії дозволить долати географічний розрив в наданні медичних послуг, підвищить ефективність медичної допомоги в надзвичайних ситуаціях, а також дозволить значно знизити вартість послуг, що надаються. Об'єднані за допомогою Інтернету медичні пристрої зможуть збирати і передавати дані (рис. 4.38) щодо пацієнтів на великому відстань і за лічені секунди [189].



Рисунок 4.38 – Загальна архітектура системи безпеки лікарні

Контроль місця розташування лікарів і пацієнтів в режимі реального часу з можливістю термінового виклику в разі необхідних ситуацій (проведення операції або проходження процедур), відстеження статусу і стану медичного обладнання, проведення автоматизованої інвентаризації та формування звітів на основі інтенсивності викорис-

тання техніки, її резервування і стану є задачами управління системою.

Швидке обслуговування пов'язане із автоматизацією цього процесу і ремонтом устаткування. На великий екран відеостіни, телевізора або планшета виводиться загальна візуалізована інформація про стан всієї лікарні (повна карта медичного закладу із зазначенням місця розташування необхідного об'єкта і його статусу). Забезпечується повна інтеграція з усіма системами управління обладнанням і на основі цього формуються звіти, що дозволяє поліпшити процес проведення щоденних / періодичних процедур обслуговування.

Контроль місця розташування і статусу лікарні, обладнання, персоналу, хворих є важливою умовою для безпеки і поліпшення догляду за пацієнтами. Співробітники можуть використовувати інформацію про місцезнаходження і стан (обладнання та пацієнтів), щоб гарантувати вчасність початку процедур, зменшуючи період очікування. Інформація щодо статусу може бути інтегрована в існуючі програмні системи, сприяючи оптимізації та стабілізації робочих процесів лікарні, підвищенню якості обслуговування пацієнтів і їх безпеки.

Комплексне рішення забезпечить автоматизований контроль температури, вологості, тиску, концентрації CO, CO₂ та інших метеоданих, зафіксує події, що відбуваються, збере всю необхідну інформацію відповідно до заданих вимог, виведе її на єдиний інформаційний екран, попередить про неприпустимих відхиленнях або про їх очікуванні, автоматично видасть сигнал тривоги у разі аварійної ситуації, забезпечить збір та архівування даних за будь-який період часу і сформує аналітичні звіти, забезпечуючи моніторинг мікроклімату. При цьому датчики легко розташовуються в лікарняних холодильниках або морозильних камерах, в палатах, коридорах та інших медичних приміщеннях.

Завдяки новим технологіям лікарі зможуть відстежувати всі життєво важливі показники пацієнтів в будь-яких умовах і в будь-якому місці.

4.5. Медичні датчики

У серпні 2013 року Cooking Hacks запустила нову версію першої біометричної плати розширення для Arduino та Raspberry Pi: платформу сенсорів e-Health V2.0 (рисунок 4.39).

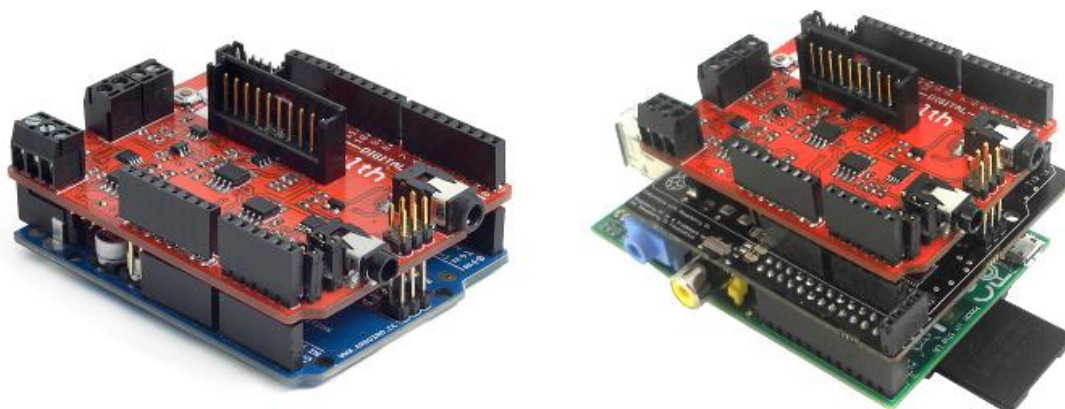


Рисунок 4.39 – Розширення можливостей Arduino e-Health через підключення плати розширення та до Raspberry Pi



Рисунок 4.40 – Приклад використання системи визначення показників здоров'я

Сенсорна плата розширення e-Health дозволяє користувачам Arduino та Raspberry Pi виконувати біометричні та медичні програми, для моніторингу тіла, використовуючи 9 різних датчиків (рис. 4.40),

відслідковуючи пульс, кисень у крові (SPO2), потік повітря (дихання), температуру тіла, електрокардіограму, глюкометрію, гальванічну реакцію шкіри (GSR-пітливість), артеріальний тиск (сфігмоманометрію) та положення пацієнта (акселерометр). Ця інформація може бути використана для моніторингу стану пацієнта в режимі реального часу або для отримання конфіденційних даних для подальшого аналізу і медичного діагностування. Зібрану біометричну інформацію можна без провідників надіслати за допомогою будь-якого з 6 доступних варіантів підключення: Wi-Fi, 3G, GPRS, Bluetooth, 802.15.4 та ZigBee, залежно від необхідності.

Якщо потрібна діагностика зображень у режимі реального часу, до модуля 3G можна приєднати камеру, щоб надіслати фото та відео пацієнта до медичного діагностичного центру.

Дані можна надсилати до хмарного середовища для постійного зберігання або візуалізувати в режимі реального часу, передаючи дані безпосередньо на ноутбук або смартфон. Програми iPhone та Android розроблені для того, щоб легко бачити інформацію про пацієнта.

Cooking Hacks – дешева та відкрита альтернатива порівняно з



Рисунок 4.41 – Інтелектуальний годинник як портативний вимірювач параметрів тіла

коштовними фірмовими рішеннями на медичному ринку. Однак оскільки платформа не має медичних сертифікатів, її не можна використовувати для спостереження за критичними пацієнтами, які потребують точного медичного моніторингу, або за тими, дані яких повинні бути точно виміряні для останнього професійного діагнозу [193].

Компанія Google створила унікальні смарт-годинники (рис. 4.41), які знайдуть застосування в ме-

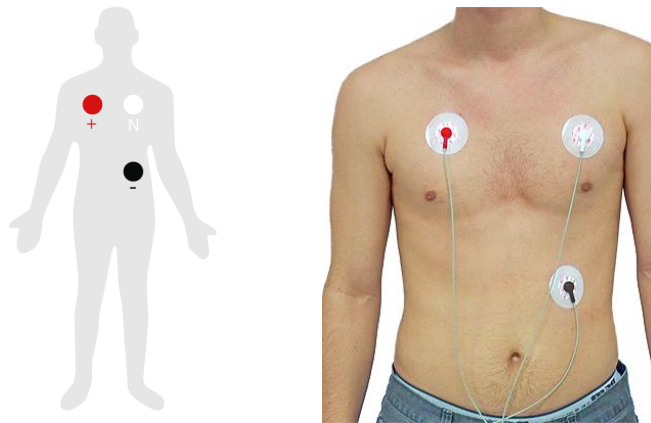


Рисунок 4.43 – Використання датчика ЕКГ

Для визначення частоти серцевого ритму не потрібно йти до лікаря. Сучасні оптичні датчики можуть досить точно зняти дані. Світлодіоди такого датчика випромінюють світло, який поглинається тканинами організму, включаючи кров. При цьому кров поглинає бі-

льше світла, ніж шкіра. Зміни кількості крові в судинах призводить до зміни рівня поглинання світла, що і фіксує датчик. Спеціальний алгоритм на основі цих даних визначає частоту серцевого ритму. Найбільш якісні датчики наближаються по точності до ЕКГ (рис. 4.43).

Датчик ЕКГ став одним з найбільш часто використовуваних у сучасній медицині. Його корисність у діагностиці багатьох серцевих патологій, починаючи від ішемії міокарда та інфаркту, до синкопа та серцебиття, була неоціненною для клініцистів протягом десятиліть.

Точність ЕКГ залежить від стану тестування. Серцева проблема може не завжди з'являтися на ЕКГ. Деякі серцеві захворювання ніколи не призводять до якихось конкретних змін на ЕКГ. ЕКГ-відводи прикріплені до тіла, поки пацієнт лежить плоско на ліжку або столі (рис. 4.44). Електрокардіограма дозволяє:

- ☞ зробити висновки щодо орієнтації серця (як воно розташоване) у грудній порожнині;
- ☞ оцінити збільшення товщини (гіпертрофію) серцевого м'яза;
- ☞ визначити пошкодження різних відділів серцевого м'яза;
- ☞ виявити гострі порушення кровотоку до серцевого м'яза;
- ☞ визначити форми аномальної електричної активності, які можуть схилити пацієнта до аномальних порушень серцевого ритму.

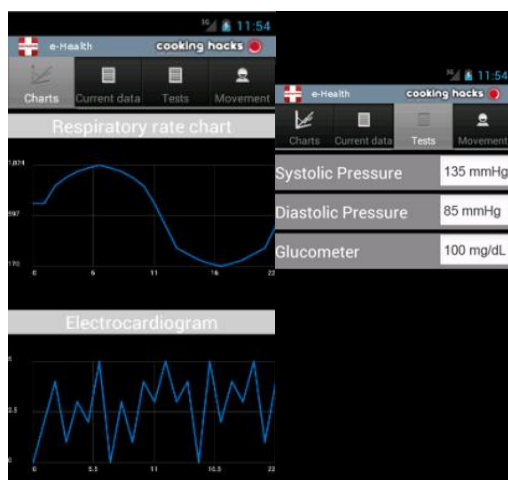
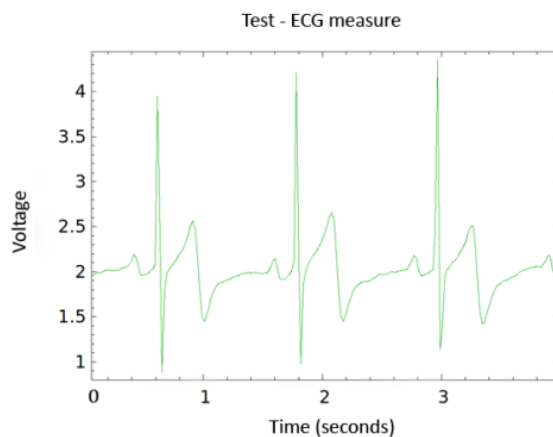
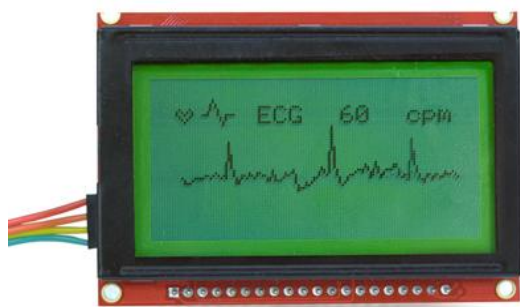


Рисунок 4.44 – Відображення результатів вимірювання ЕКГ на пристрої із LCD-екраном, на комп'ютері та мобільному телефоні

Пульсова оксиметрія – неінвазивний метод індикації артеріального насичення киснем функціонального гемоглобіну. Насичення киснем визначається як вимірювання кількості кисню, розчиненого в крові, на основі виявлення гемоглобіну та деоксигемоглобіну. Дві різні довжини світлових хвиль використовуються для вимірювання фактичної різниці спектрів поглинання HbO_2 та Hb (рис. 4.45, 4.46). На кровообіг впливає концентрація HbO_2 та Hb , а коефіцієнти їх поглинання вимірюються за допомогою двох довжин хвиль 660 нм (спектри червоного світла) та 940 нм (спектри інфрачервоного світла). Дезокси-генований та оксигенований гемоглобін поглинає різну довжину хвилі [193].

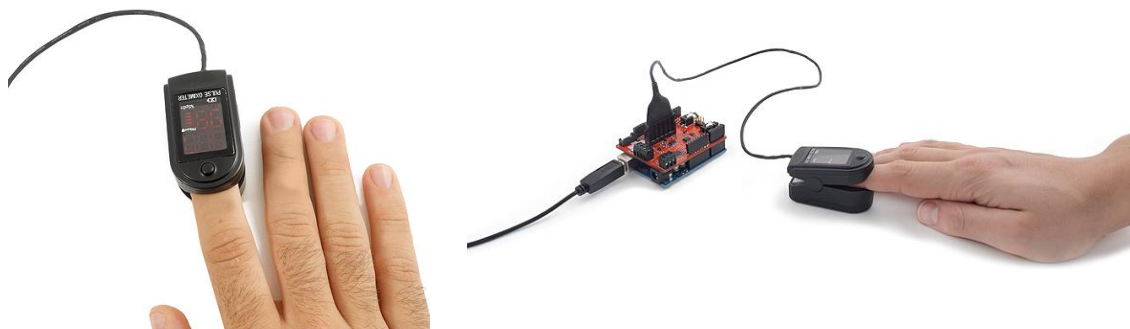


Рисунок 4.45 – Використання датчика пульсової оксиметрії (SPO)

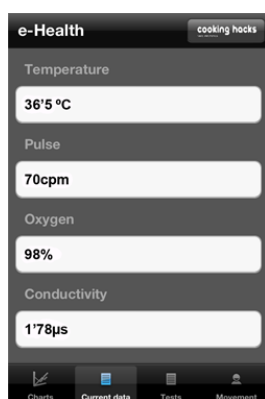


Рисунок 4.46 – Відображення даних пульсової оксиметрія (SPO) на екрані мобільного телефону та медичного пристрою з LCD-екраном.

Місце для вимірювання

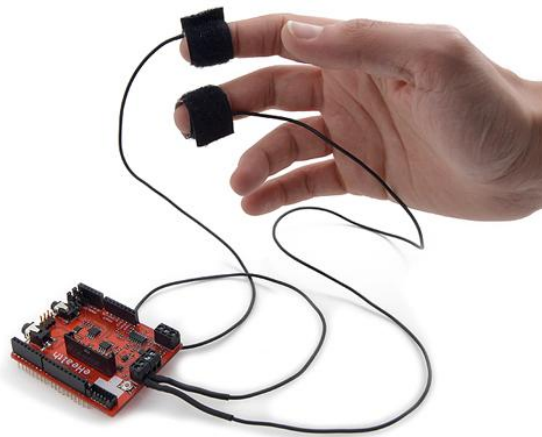
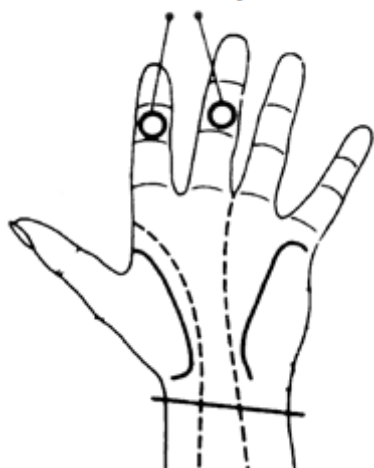


Рисунок 4.47 – Накладання датчика провідності шкіри

Дані з датчика електропровідності шкіри (рис. 4.47) корелюють із даними інших датчиків. А спеціальний алгоритм прораховує дані, аналізує їх і виводить на дисплей годинника або смартфона.

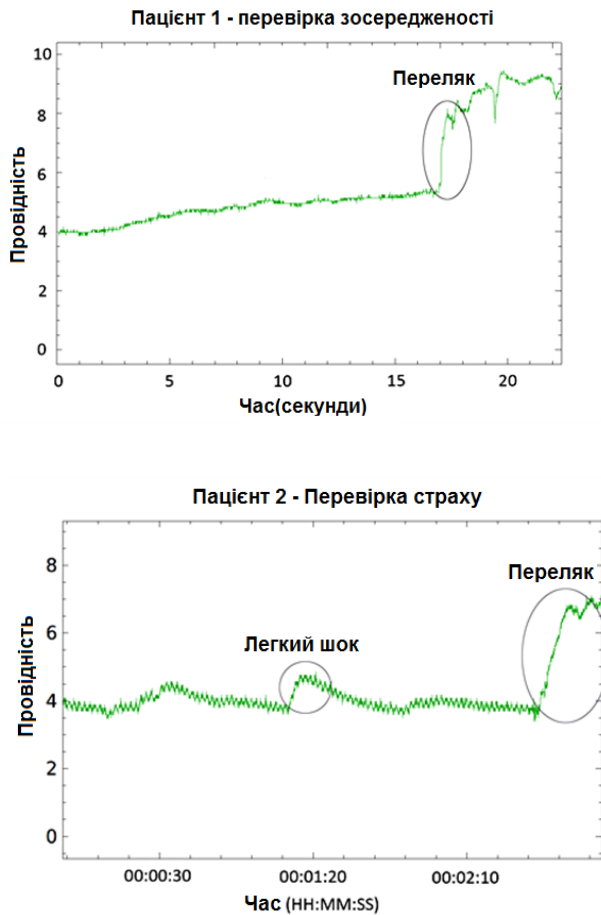


Рисунок 4.48 – Відображення та аналіз результатів вимірювань

Провідність шкіри, відома також як гальванічна реакція шкіри (GSR) – метод вимірювання електричної провідності шкіри, який змінюється залежно від рівня вологості. Ця інформація важлива, оскільки потові залози контролюються симпатичною нервовою системою, тому моменти сильних емоцій змінюють електричний опір шкіри (рис. 4.48). Провідність шкіри використовується як показник психологічного або фізіологічного збудження, датчик електричної реакції на шкіру (GSR - потовиділення) вимірює електропровідність між 2 балами і по суті є типом омметра [193].

Під час занять у спортзалі та фітнес-центрі навіть елементарний термометр може дати досить точну оцінку температури шкіри (рис. 4.49). Чим вища температура, тим активніше проходить тренування. Інформація про температуру шкіри порівнюється з показаннями інших датчиків, після чого пристрій надає дані про активність тренування користувачеві.

Практично в будь-якому фітнес-трекері є акселерометр (рис. 4.50). Цей модуль може використовуватися для виконання різних завдань, але основна функція акселерометра – підрахунок кількості зроблених кроків. Акселерометр також дає гаджету інформацію про становище в просторі і швидкості пересування.

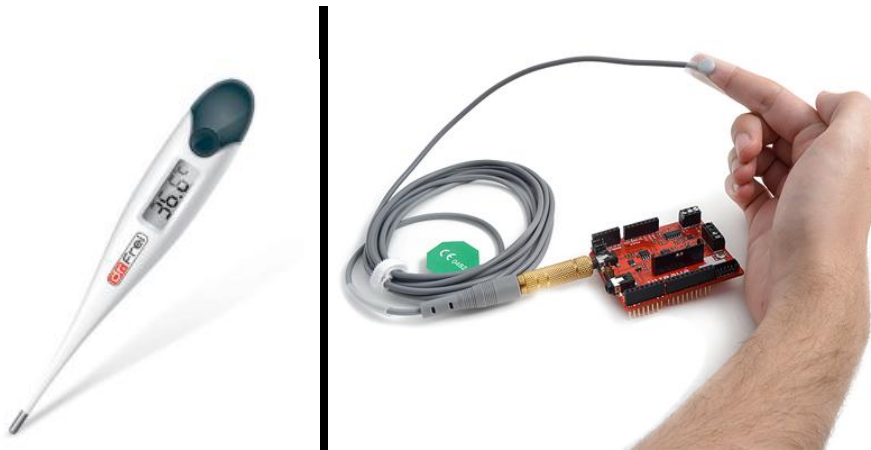


Рисунок 4.49 – Електронний термометр та датчик температури тіла

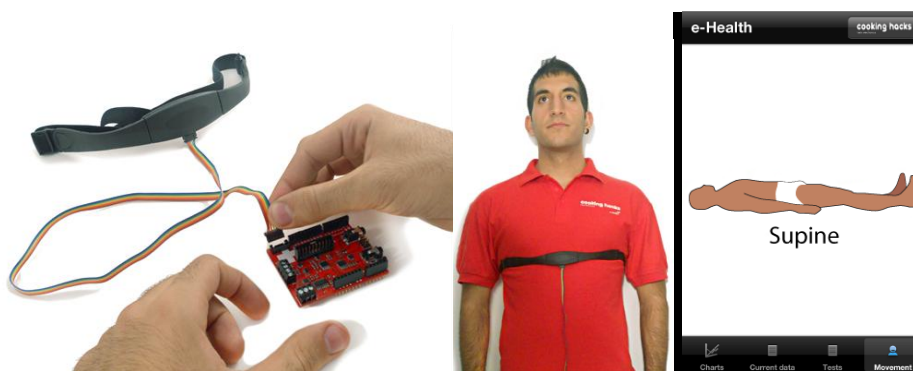


Рисунок 4.50 – Використання датчика положення тіла



Рисунок 4.51 – Можливі варіанти положення тіла для датчика

Таким чином, трекер або годинник визначають, в якому положенні зараз знаходяться, орієнтуючись на те, рухається власник чи ні (рис. 4.51). Акселерометри є цифрові та аналогові, а також можуть відрізнитись за чутливістю. Особливість акселерометра полягає також в тому, що завдяки принципу роботи він реагує не лише на силу інерції, а й на силу тяжіння. В одних випадках це заважає, а в інших, навпаки, допомагає [193]. Датчик положення пацієнта (акселерометр) контро-

лює п'ять різних позицій (стоячи / сидячи, лежачи на спині, лежачи на лівому чи правому боці) .

У багатьох випадках необхідно стежити за положеннями та рухами тіла, здійсненими через їх зв'язок із певними захворюваннями (тобто апное сну та синдром неспокійних ніг). Аналіз рухів під час сну також допомагає визначити якість сну та неправильну його схему. Датчик положення тіла може також допомогти виявити непритомність або падіння літніх людей або людей з обмеженими можливостями.

Акселерометр має повну шкалу, що вибирається користувачем, $\pm 2 \text{ g}$ / $\pm 4 \text{ g}$ / $\pm 8 \text{ g}$ з фільтрованими даними та високим проходом, а також нефільтровані дані, доступні в режимі реального часу [194].



**Рисунок 4.52 – Використання
глюкометра**

Глюкометр – медичний прилад для визначення приблизної концентрації глюкози в крові. Невелика крапля крові, отримана шляхом прорізування шкіри ланцетом, розміщується на одnorазовій тестовій смужці, яку вимірювач зчитує та використовує для обчислення рівня глюкози в крові. Потім вимірювач відображає рівень у мг/дл або ммоль/л (рис. 4.52).

Незважаючи на широко змінювані інтервали між прийманнями їжі або випадкові її споживання зі значним навантаженням вуглеводів, рівень глюкози в крові людини, зазвичай, залишається в межах норми. Але незабаром після їжі рівень глюкози в крові може піднятися, у недіабетиків, тимчасово до 7,8 ммоль/л (140 мг/дл) або трохи більше.

Аномальна частота дихання та просто її зміна є широким показником основної фізіологічної нестабільності, і в багатьох випадках частота дихання є одним з найбільш ранніх показників цієї нестабільності. Тому надзвичайно важливим є моніторинг частоти дихання як показника стану пацієнта. Датчик може забезпечити раннє попередження про гіпоксемію та апное.

Датчик потоку повітря з носа/рота (рис. 4.53) являє собою пристрій, що використовується для вимірювання частоти дихання у пацієнта, який потребує дихальної допомоги. Цей пристрій складається з гнучкої нитки, яка прилягає за вухами, і набору з двох зубців, які розміщені в ніздрях. Дихання вимірюється цими зубцями [194].

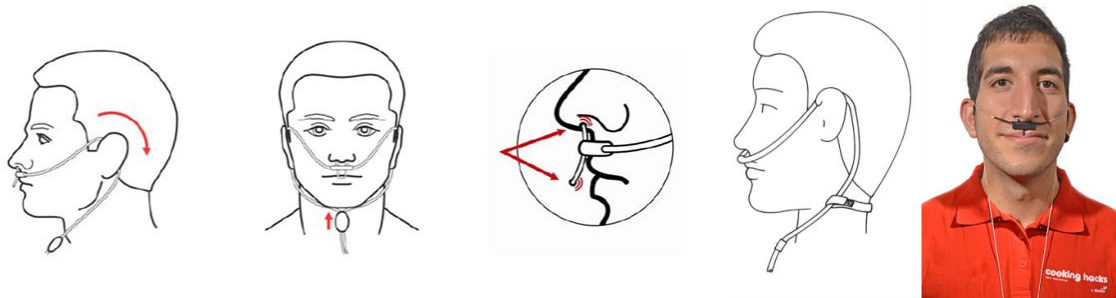


Рисунок 4.53 – Використання датчика дихання

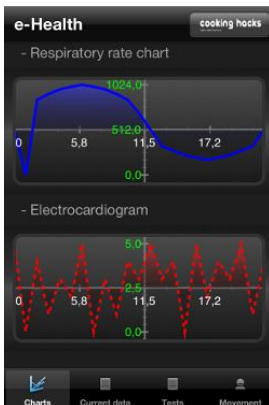
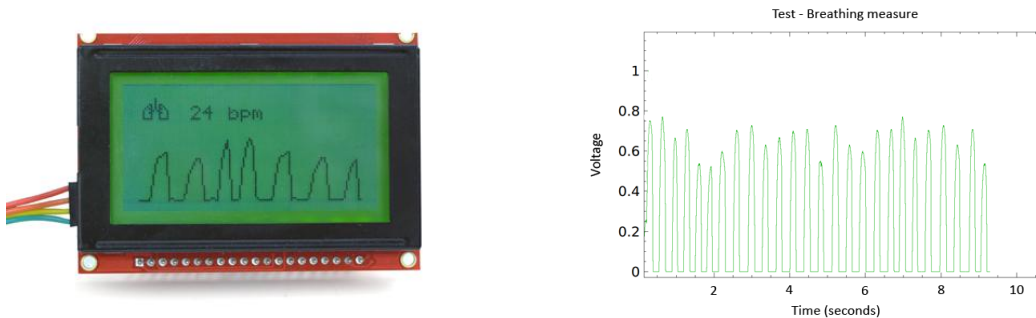


Рисунок 4.54 – Відображення дихання людини на LCD-екрані медичного пристрою, на комп'ютері та на мобільному телефоні

Спеціально розроблена канюля/утримувач дозволяє встановити датчик терморпарі в оптимальне положення для точного відчуття змін тепло-

вого потоку через ротовий / носовий цикл, а також повітряної температури в носі. Датчик відрізняється простотою регулювання та встановлення. У нормальної дорослої людини частота дихання становить 15–30 вдихів на хвилину [193] (рис. 4.55).

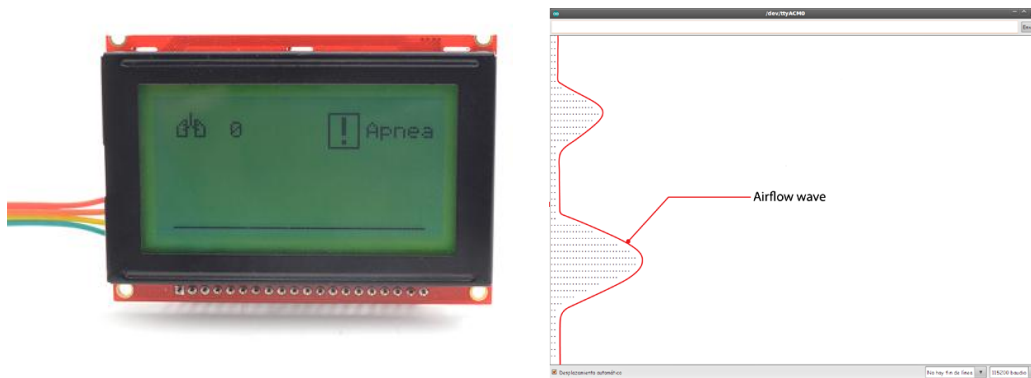


Рисунок 4.55 – Відображення видиху повітря людиною та попередження про затримку дихання

4.6. Створення рішень в галузі охорони здоров'я за допомогою інноваційних технологій Texas Instruments

Медицина надає різноманітну можливість зростання розробникам та виробникам електронних систем. Зростання зумовлене новими відкриттями, необхідністю стримування витрат на лікування та поліпшення діагностики, а також зростаючою кількістю людей, які потребують доступної медичної допомоги.

Технології Texas Instruments допомагають розробникам медичних систем впроваджувати нові способи надання медичної допомоги та оздоровлення. Охорона здоров'я швидко розвивається у всьому світі, зумовлена новими медичними відкриттями та постійними демографічними та економічними змінами. Промислові країни переживають старіння населення, тоді як країни, що перебувають у розвитку, вимагають покращення базової медичної допомоги, щоб відповідати сучасному рівню процвітання. В той самий час нові тести, процедури та ліки роблять медичну допомогу все дорожчою, змушуючи стримувати витрати, навіть коли загальна ефективність покращується. Крім

того, пацієнти, які краще обізнані, намагаються дізнатися більше про своє здоров'я та отримувати лікування, що підтримується законодавчими ініціативами для того, щоб зробити медичні дані більш доступними. Усі ці фактори підкреслюють необхідність розроблення все більш економічних та терапевтично ефективних засобів надання медичної допомоги.



Рисунок 4.56 – Тенденції та можливості охорони здоров'я

Електронні системи відіграють важливу роль у виконанні всіх цих очікувань. Нові розробки у виробництві та розробці інтегральних схем [195] допомагають зробити медичні системи меншими, більш енергоефективними, точнішими, дешевшими та простіше інтегрованими до інформаційних мереж. Результатом є те, що вся система охорони здоров'я, починаючи від лікарень, лабораторій та автомобілів швидкої допомоги, до медичних кабінетів та поліклінік, будинків і, навіть, портативних пристроїв – може забезпечити більш ефективну діагностику, моніторинг та лікування станів пацієнта (рис. 4.58). У поєднанні із соціальними, політичними та економічними тенденціями,

прогрес в електроніці швидко змінює практику медицини, щоб зробити якісну медичну допомогу доступнішою та краще адаптованою до потреб окремого пацієнта [196].

Серед багатьох компаній, чії інновації сприяють цим змінам, видне місце займає Texas Instruments. Фірма розроблює і випускає аналогові, цифрові та змішані компоненти з високою роздільною здатністю та низькою потужністю, що дозволяють отримати широкий спектр медичного обладнання. Програмне забезпечення виконується починаючи від найсучасніших апаратів візуалізації в медичних лабораторіях, до недорогих комплектів без рецепта для контролю артеріального тиску та рівня глюкози [197].

Загальний ринок медичної електроніки характеризується обладнанням, яке призначено для лабораторій та лікарень, для медичних офісів, і, нарешті, для дому. Ці системи варіюються можуть бути великими, стаціонарними, малооб'ємними, дорогими, найменшими, портативними, великогабаритними та доступними. Після завершення спектру особистого догляду починають з'являтися певні носимі пристрої, наприклад, нашивки для браслетів, які є максимально легкими і недорогими. У групі, яка відрізняється від інших малих систем, є такі імпланти, як кардіостимулятори, які не є ні дешевими, ні широко споживаними; тим не менше, вони являють кінцеву можливість мобільності (рис. 4.57).

Спільним в усіх областях їх застосування є потреба в мережевих комунікаціях, часто бездротових, для звітування про показання та допомога в діагностиці та лікуванні. Об'єднані призначенням електронного здоров'я/телездоров'я або телемедициною, залежно від напрямку створення (профілактичного чи лікувального), бездротові мережеві комунікації швидко стають важливою частиною медичної практики. Телемедицина забезпечує постійний моніторинг стану пацієнтів, де б вони не знаходились, допомагаючи збирати дані для більш повного медичного освітлення і тим самим дозволяючи лікарям персоналізувати лікування та зробити його більш активним. Телемедицина має багато застосувань, не останнє з яких полягає в тому, що вона дозволяє медичним установам збирати більш повні дані, робити досконаліші

аналізи та ефективніші консультації для отримання кращих діагнозів [197].

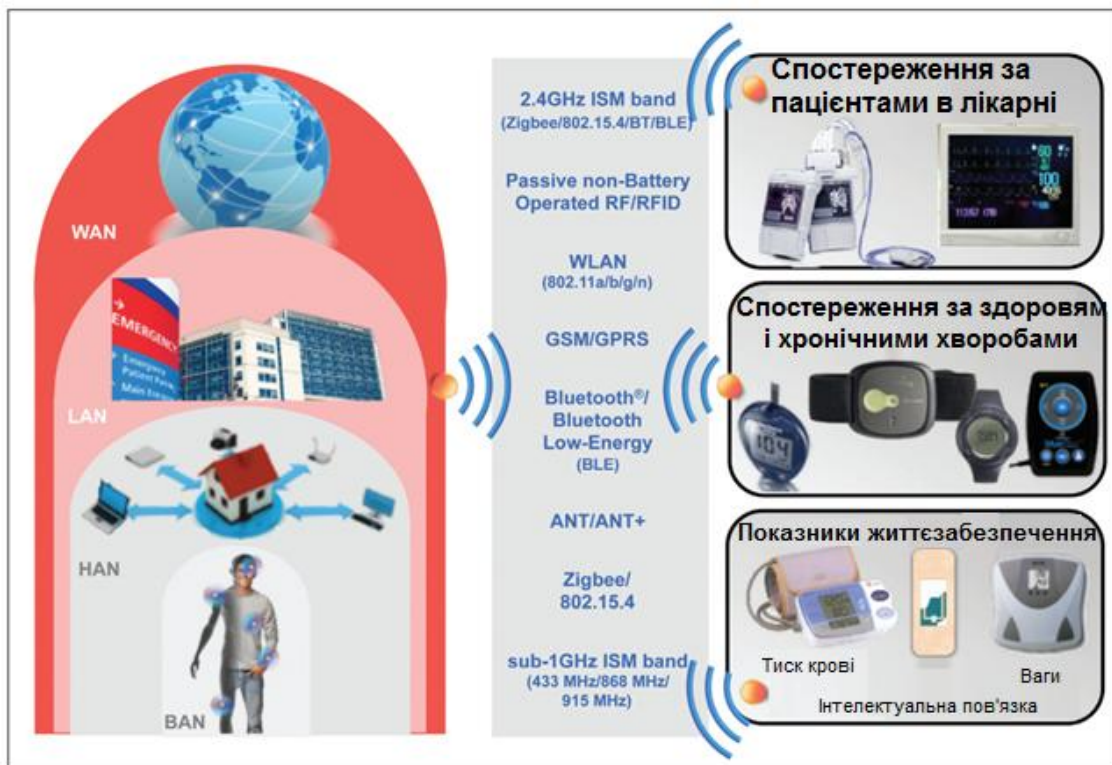


Рисунок 4.57– Застосування та технології телемедицини

В даний час застосовуються різні стандарти масової інформації, передавання і безпеки для цих мереж, в той час як постійно з'являються й інші стандарти. Texas Instruments бере активну участь у стандартизації і розробляє інтегральні схеми, які підтримують різні технічні характеристики, допомагаючи формувати найкращі мережеві рішення.

Супровідна таблиця (табл. 4.12) перераховує деякі з багатьох можливостей дизайну медичного обладнання, починаючи від застосувань, доступних споживачам, через системи, які зазвичай використовуються в медичних та лікарняних кабінетах, до обладнання, яке використовується в медичних випробувальних центрах та лабораторіях.

Таблиця 4.12 – Спектр можливостей дизайну для медичного кінцевого обладнання та застосувань

Споживчі медичні прилади	Діагностика, моніторинг пацієнта і терапія	Медична візуалізація	Медичні інструменти
Цифрові термометри	Електрокардіограма (ЕКГ)	Ультразвукова діагностика	Лабораторне обладнання
Моніторинг глюкози в крові	Електроенцефалограма (ЕЕГ)		Апарат діалізу
Моніторинг тиску крові	Кисень в крові (оксиметрія)	Магнітно-резонанс (МРТ)	Аналітичні інструменти
Контроль інсуліну	Тиск крові	Рентген	Хірургічні інструменти
Спостереження за серцевим ритмом	Температура	Позитрон-емісійна томографія (ПЕТ)	Стоматологічні інструменти
Аудіологія (слухові апарати)	Вентиляція/респірація	Ядерна томографія	
	Дефібрелятори		
	Імплантаційні прилади		
Електронний контроль здоров'я <-----> Телемедицина			

Медична візуалізація, зазначена як особлива категорія, знаходиться в авангарді діагностики і є однією з найбільших проблем для розробників обладнання [196].

При такому широкому спектрі обладнання, що розглядається, вимоги до окремих систем сильно відрізняються. Однак деякі призначення підштовхують технологію інтегральних схем до межі. Наприклад, системи візуалізації та діагностичне обладнання, такі як ЕЕГ та ЕКГ, вимагають надзвичайно точного зондування. У цих випадках використовуваний процес виготовлення інтегральних схем повинен забезпечувати виняткову ефективність із акцентом високого рівня точності. Інші типи вдосконалених систем вимагають додаткових вимог до процесу, таких як надзвичайно низьке споживання енергії у серцевих кардіостимуляторах та інших імплантатах тіла.

Лідерство Texas Instruments в аналогових виробничих процесах дозволяє компанії розроблювати найкращі рішення для високоякісних систем візуалізації та діагностики, які повинні відповідати таким вимогам. Наприклад, аналого-цифровий перетворювач ADS1298 на основі біполярного процесу виготовлення забезпечує вісім каналів перетворення з роздільною здатністю 24 біт. Використовуваний у восьмипровідному ЕКГ-пристрою, ADS1299 ADC забезпечує рішення однією мікросхемою для конструкцій, які раніше вимагали приблизно 50 компонентів.

На відміну від високоякісних зображень та діагностики, такі пристрої, як серцеві кардіостимулятори, розташовувані всередині людського тіла, повинні працювати протягом років з обмеженим джерелом живлення. Вони потребують виявлення фізіологічних сигналів від тіла, оброблювання та зберігання сигналів і часто обмінюються даними радіоканалами малої потужності з зовнішніми базовими блоками. Зазвичай ці пристрої знаходяться в активному стані лише протягом дуже коротких періодів, часто менше одного відсотка часу, а потім переходять до сплячого режиму. Ширина смуги пропускання та частота дискретизації для перетворювачів даних можуть бути обмежені низькочастотним діапазоном, оскільки більшість сигналів тіла мають низьку частоту [196].

Хоча для систем високого класу, які використовуються в лікарнях, мають висуватися суворі технічні характеристики до інтегральних схем, продукти, що продаються без рецепта, також мають суворі вимоги щодо вартості та розміру. Наприклад, пов'язка, яка має контролювати артеріальний тиск та пульс, повинна бути невеликою і доступною, в той самий час витрачаючи дуже мало енергії з акумулятора. Цей пристрій може також вимагати від передавача малої потужності, щоб спілкуватися зі смартфоном користувача, який може відображати показники і передавати їх до централізованої системи охорони здоров'я. Промислові версії цього ж типу обладнання вже рятують життя в якості моніторів стресу пожежників та солдатів, де бездротове передавання даних напруги дозволяє командному центру виводити людей з місця події, якщо вони знаходяться на межі ризику.

Під управлінням MSP430 пристрої широко застосовуються в системах медичній галузі та за її межами. Наприклад, MCU MSP430 з інтегрованими функціями системного рівня забезпечує єдину мікросхему для легкого приладу, що контролює рівень глюкози в крові.

Енергозберігаючі радіочастотні рішення Texas Instruments підтримують мережі домашньої та тілесної зони для широкого спектру стандартів передавання. Зазвичай носимі монітори повинні звітувати перед центральною системою тіла, для якої смартфон пацієнта пропонує розумний варіант. Мобільний телефон не лише може передавати повідомлення до віддаленої медичної системи для оброблювання та інформування лікарів і персоналу невідкладної медичної допомоги, але також може віддзеркалювати дані з показань монітора та отримувати повідомлення про стан здоров'я з віддаленої системи [199].

Прикладами вимог для споживання енергії (рис. 4.58) можуть бути:

- вертикально-інтегровані рішення без взаємного зв'язку;
 - відсутність видимості до виробничих зон і ліній, окремого обладнання;
 - необхідність відповідності вимогам державного регулятора;
- при очікуваних результатах:
- економія більше 18% від зниження споживання електроенергії;

- економія грошових коштів [200].

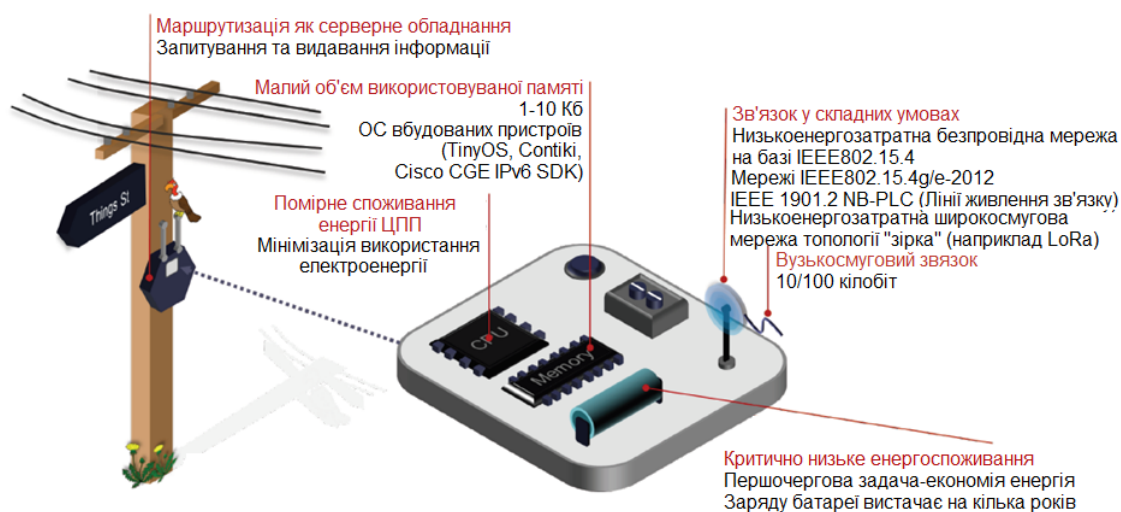


Рисунок 4.58 – Типова схема систем з низьким енергоспоживанням

Незалежно від того чи розроблюється глюкометр, цифровий артеріальний тонометр, газометр, цифровий пульсометр чи цифровий термометр, є п'ять спільних для кожного блоків системного рівня:

- ✓ управління живленням (батарея);
- ✓ управління та оброблювання даних;
- ✓ підсилення та аналого-цифрове перетворення на вході датчика;
- ✓ певний тип дисплея;
- ✓ елементи датчика.

Загалом, це мікроконтролерні кишенькові пристрої, що працюють на батарейках, що проводять вимірювання за допомогою різних біосенсорів. Очевидно, фактична топологія реалізації цих блоків сильно відрізнятиметься залежно від вимог до зондування, оброблювання та відображення інформації за типом лічильника та набором функцій (рис. 4.59).

- 📖 Ключові проєктувальні вимоги – наднизьке споживання енергії та висока ефективність, необхідність продовження терміну роботи акумулятора, а також висока точність та швидкий час відгуку, обумовлені бажанням користувача швидко знати свій стан здоров'я.

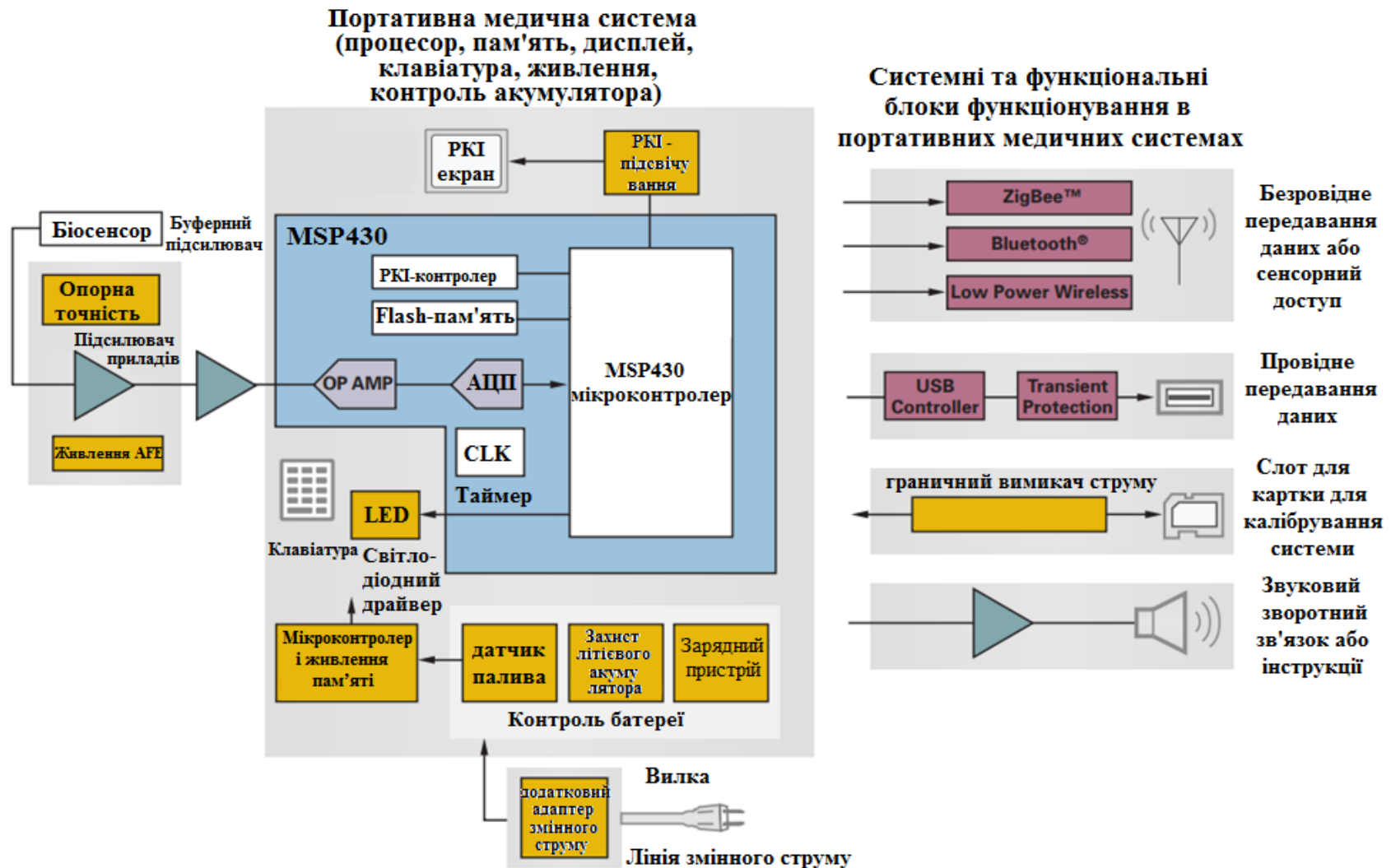





Рисунок 4.59 – Головний блок типових портативних медичних приладів

Додаткові вимоги можуть спричинити потреби у збільшенні пам'яті для довготривалого профілювання, інтерфейсів кабельного або бездротового зв'язку для завантаження даних до комп'ютера вдома, в лікарні, чи офісі або навіть для віддаленого доступу до датчика та, можливо, звукового зворотного зв'язку для простої «добре/не добре» індикації або використання більш складної покрокової інструкції.

Додавання цих функцій без збільшення споживання електроенергії є суттєвою проблемою. Компанія Texas Instruments пропонує широкий асортимент високоефективних мікроконтролерів, цифрових сигнальних процесорів (DSP), вимірювальних, операційних та буферних підсилювачів, перетворювачів даних, пристроїв управління живленням та акумулятором, аудіопідсилювачів, і компонентів дротового та бездротового інтерфейсу [201].

Для контролю тиску крові і моніторингу серцевого ритму система використовує методи вимірювання артеріального тиску, контроль за тонами Короткова, осцилометрію або час імпульсного транзиту. В ній використовується манжета і насос, а також перетворювач для вимірювання артеріального тиску та частоти серцевих скорочень в три фази: надування, вимірювання та видування. Він включає в себе РК-дисплей, кнопки вибору, звернення до пам'яті, управління живленням та USB-інтерфейс.

До основних підсистем належать:

-  процесор/пам'ять, причому цифрове вимірювання тиску та швидкості серцевих скорочень виконує мікропроцесор. Результати вимірювань зберігаються у флеш-пам'яті як журнал даних, який можна завантажити до персонального комп'ютера через послідовний інтерфейс (рис. 4.60);
-  інтерфейс користувача, який дозволяє користувачеві контролювати процес вимірювання тиску та зчитування результатів на РК-дисплеї;
-  інтерфейс датчика, який дозволяє процесору управляти манжетою надування/видування та відчуття артеріального тиску, який поси-

люється за допомогою відповідними приладами за допомогою АЦП; перетворювач потужності, який перетворює вхідну потужність від лужного акумулятора для запуску різних функціональних блоків [186].

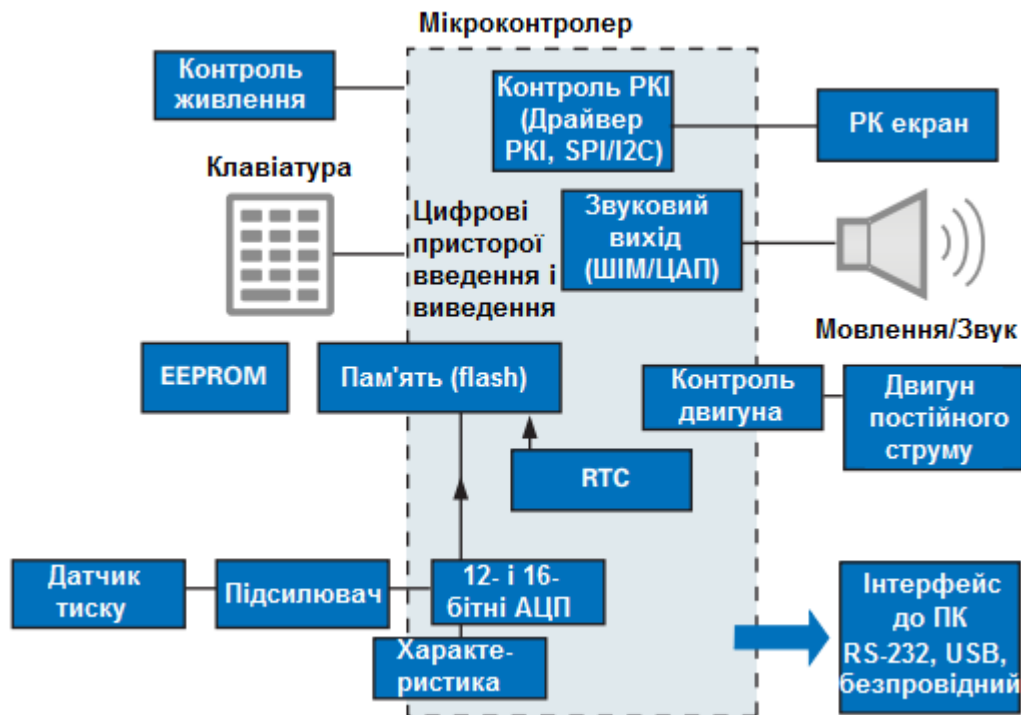


Рисунок 4.60 – Приклад структури контролера артеріального тиску

Серце генерує електрохімічний імпульс, який поширюється в серці таким чином, щоб змушувати м'язи стискатися і розслаблятися в певному порядку і, таким чином, надавати серцю характеристику насоса (рис. 4.61).

Ця послідовність ініціюється групою нервових клітин і називається синоатріальним (SA) вузлом, що призводить до поляризації та деполіаризації серця. Оскільки ця дія має електричний характер, а організм проводить її через вміст рідини, цю електрохімічну дію можна виміряти на поверхні тіла [201].

Нові інновації в аналізаторах крові роблять простішим ніж коли-небудь проведення тесту на будь-яку кількість параметрів крові, таких як глюкоза, електроліти, згортання, хімія, гемоглобін та серцеві маркери (сTnI). Також з появою нових цифрових технологій,

інвазивні аналізатори крові стали портативними та використовуються для вимірювання двох основних зразків метаболічних порушень у кровоносній системі (глюкози та холестерину). Два способи вимірювання крові – метод відбиття та технологія електромеханічного датчика (амперометричний метод).

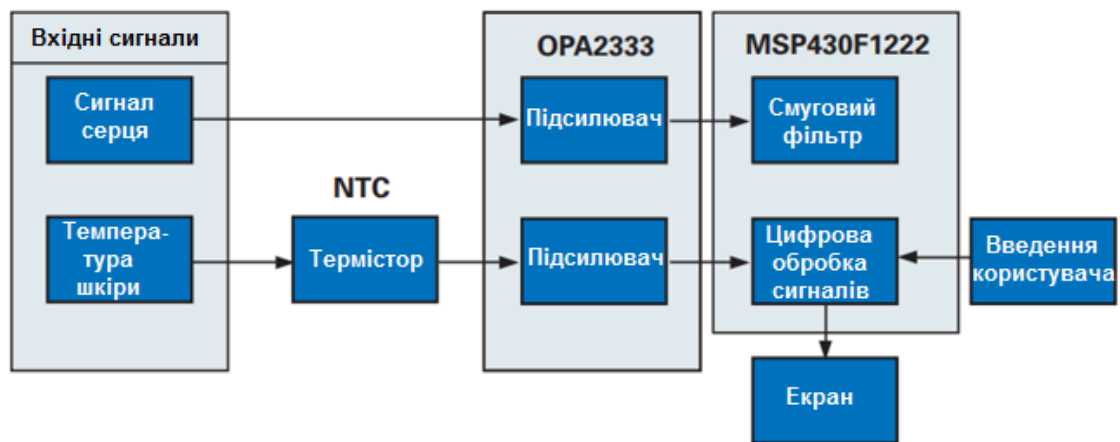


Рисунок 4.61 – Багатофункціональна система для вимірювання частоти серцевих скорочень та температури шкіри за допомогою OPA2333 і MSP430.

Аналогове апаратно-програмне забезпечення методу відбиття використовує оптичний датчик (світлодіоди, фототранзистори) та трансімпедансний підсилювач. На основі проведених вимірювань проводиться метод відбиття інтенсивності реакційного кольору в реакційному шарі тест-смужки методом відбивної фотометрії. Аналізатор кількісно визначає зміну кольору і генерує числове значення, репрезентативне концентрації рівня холестерину / глюкози в крові.

При амперметричному методі біосенсор (тест-смужка) безпосередньо підключається до трансімпедансного підсилювача. Холестерин/глюкоза, які присутні в крові під час хімічної реакції з тест-смужкою, генерують заряд, який вимірюється амперметричним методом. Спеціально для цього методу здійснюється вимірювання температури навколишнього середовища, необхідне для компенсації характеристики тест-смужки.

Послідовність вимірювань зазвичай контролюється мікроконтролером (MCU). Він також відповідає за оброблювання перетворених

результатів, зберігаючи дані в EEPROM або у флеш-пам'яті, за керування іншими функціями, такими як клавіатура, годинник у режимі реального часу, за стиснення звуку та послідовну комунікацію із підключеним персональним комп'ютером (рис. 4.62).

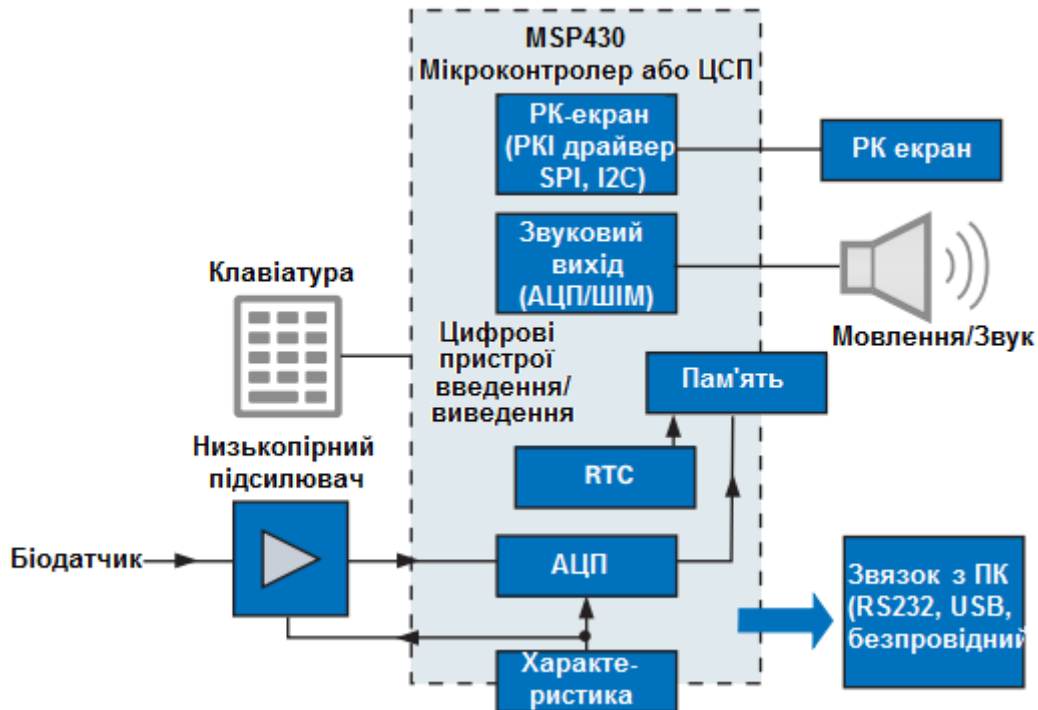


Рисунок 4.62 – Структура аналізатора крові

Вихід аудіозапису забезпечується ланцюгом ШІМ чи від ЦАП. Обидва можуть бути використані для отримання звукових сигналів, щоб подати сигнал, коли результати вимірювань доступні, а також для генерації голосової інструкції з програмного забезпечення синтезатора мови, використовуючи, наприклад, алгоритми стиснення ADPCM. Результати вимірювань зберігаються разом із часом та даними вимірювання у EEPROM або флеш-пам'яті як журнал даних, який можна завантажити до персонального комп'ютера через послідовний інтерфейс [201].

Цифрові термометри швидко замінюють традиційні ртутні. Вони відрізняються швидкодією, точністю та ефективністю. З появою новітніх технологій різні типи цифрових термометрів можна класифікувати на основі місця, де вони використовуються, наприклад, порожнини рота, прямої кишки, пахви, вуха тощо. Вушний термометр вимі-

рює значення інфрачервоного тепла вуха, яке відображає температуру гіпоталамусу (система контролю температури мозку). Інфрачервоні датчики використовуються у вушних термометрах для вимірювання, тоді як термопіли або термістори можуть використовуватися в інших типах.

Залежно від витрат, доступні різні типи цифрових термометрів. Для забезпечення високого класу вони мають ряд термониток або термісторів, опір яких змінюється температурою. Зміна опору вимірюється як зміна напруги. Ця аналогова напруга визначається аналого-цифровим перетворювачем (АЦП). Швидкість і роздільна здатність цього АЦП залежить від точності і часу, коли потрібна інформація. Але, якщо модуль АЦП недоступний, можна оцифровувати аналоговий сигнал за допомогою компаратора і таймера, використовуючи його аналогово-цифрове перетворення шляхом підрахунку імпульсів за нахилом лінійно-змінюваної напруги. Цей метод, зазвичай, використовується у недорогих версіях цифрових термометрів, оскільки це найбільш простий метод вимірювання температури. Зміни ємності, напруги живлення та частоти, викликані старінням або дрейфом температури можна компенсувати за допомогою показника співвідношення за принципом вимірювання. Типова роздільна здатність АЦП, що використовуються в цифрових термометрах загального призначення, може бути 12 біт і вище залежно від необхідного рівня точності. Мікроконтролер може використовуватися також в контрольних функціях. Варіанти з низьким енергоспоживанням, що характеризуються низькою вартістю, використовують мікроконтролер малої потужності, який має вбудований компаратор і таймер для оцифрування аналогового сигналу A/D, як подано вище (рис. 4.63).

Інші додаткові функції, такі як сигналізація щодо високої температури, звуковий сигнал після вимірювання, автоматичне відключення та журнал даних попередніх температур також можуть бути показані в термометрах. Більшість термометрів мають зручні для читання дисплеї, зазвичай РК-дисплей та індикатор низького заряду акумулятора (рис. 4.64). Інші периферійні пристрої містять цифрові драйвери введення/виведення та РК-дисплеї.

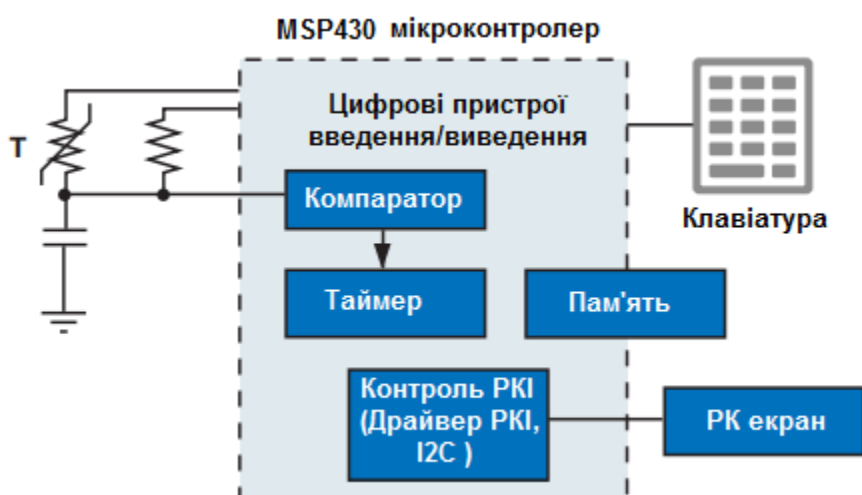


Рисунок 4.63 – Узагальнена структура дешевого цифрового термометра

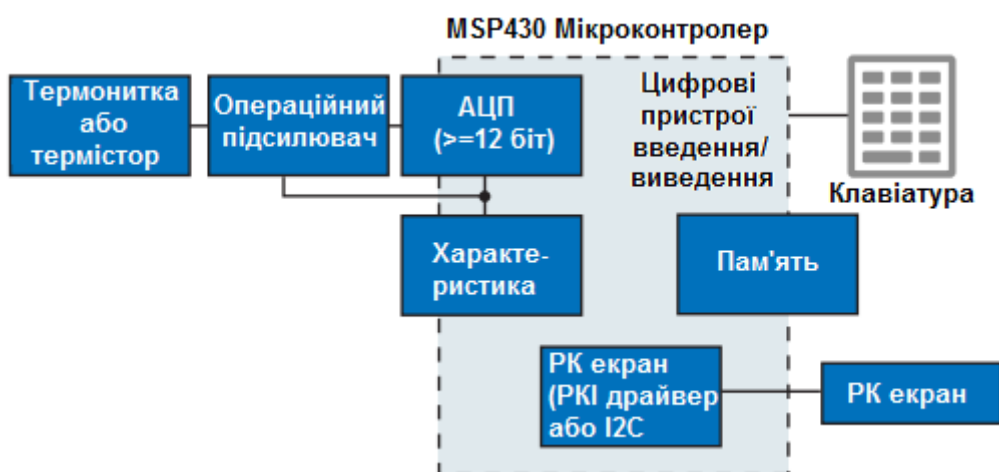


Рисунок 4.64 – Загальна схема цифрового термометра високої точності

Пульсоксиметр – медичний інструмент для контролю за оксигенацією крові пацієнта. Вимірюючи рівень кисню та серцебиття, прилад може подати сигнал тривоги, якщо вони опускаються нижче заздалегідь визначеного рівня. Цей тип моніторингу особливо корисний для новонароджених дітей та під час операції.

Конструкція неінвазивного оптичного пульсоксиметра із використанням однокристального мікроконтролера MSP430FG437 складається з периферійного зонда приєднаного до контролера, що відображає насичення киснем та частоту пульсу на РК-склі. Той самий датчик використовується як для серцебиття, так і для пульсоксиметра. Зонд

розміщений на периферійній точці тіла, такій як кінчик пальця, вушна мочка або ніс. Зонд містить два світловипромінювальних діоди, один з яких працює у видимому червоному спектрі (660 нм), а інший – в інфрачервоному (940 нм). Відсоток кисню в організмі визначається шляхом вимірювання інтенсивності від кожної частоти світла після його пропускання крізь тіло, а потім розраховується співвідношення між цими двома інтенсивностями (рис. 4.65).

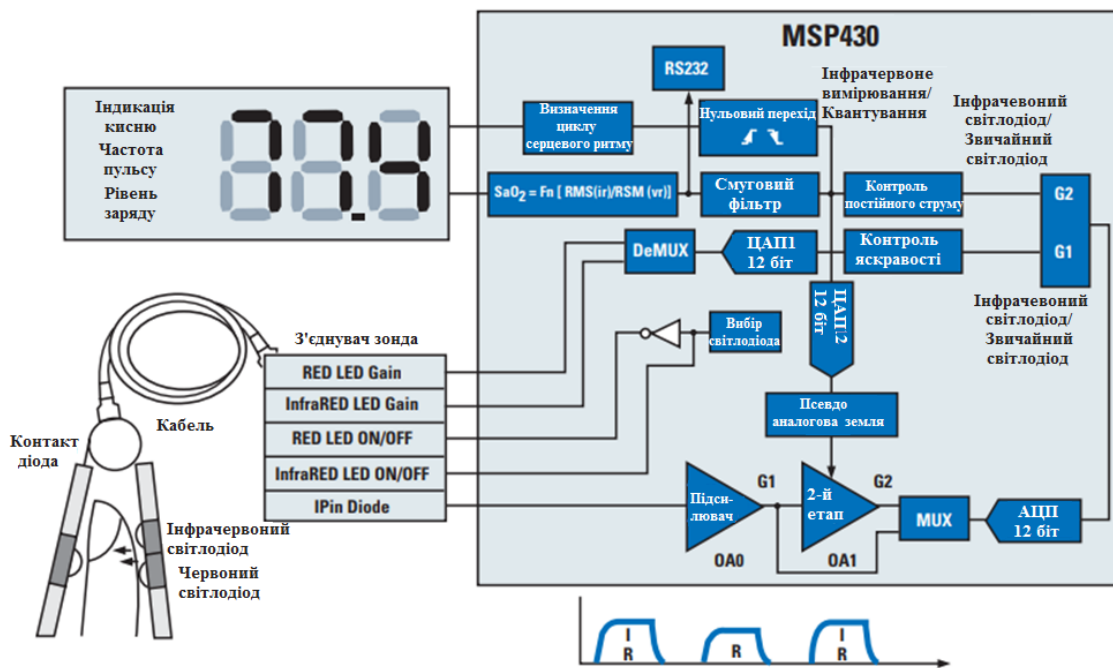


Рисунок 4.65 – Схема пульсоксиметра з використанням MCU MSP430

На рисунку справа показано реалізацію одночипового портативного пульсоксиметра з використанням MCU MSP430 наднизької потужності. Через високий рівень аналогової інтеграції, зовнішні компоненти зведені до мінімуму. Крім того, завдяки мінімальному часу увімкнення енергії та потужності двох рухомих джерел світла, зменшується енергоспоживання. Крім одного кристалічного мікроконтролера та чотирьох транзисторів, потрібні лише пасивні компоненти (рис. 4.66) [201].

Охорона здоров'я знаходиться на межі революційних змін, які частково забезпечуються передовою електронікою. Передова технологія інтегральних схем створює рішення, які можуть допомогти зроби-

ти медичні системи зробити більш точними та легшими у використанні, одночасно із ефективним передаванням інформації. Оскільки світ все більше звертається до своєї медичної спільноти за обіцянками здоров'я та добробуту, сучасні засоби надають інноваційну технологію, яка допомагає зробити цю обіцянку можливою.

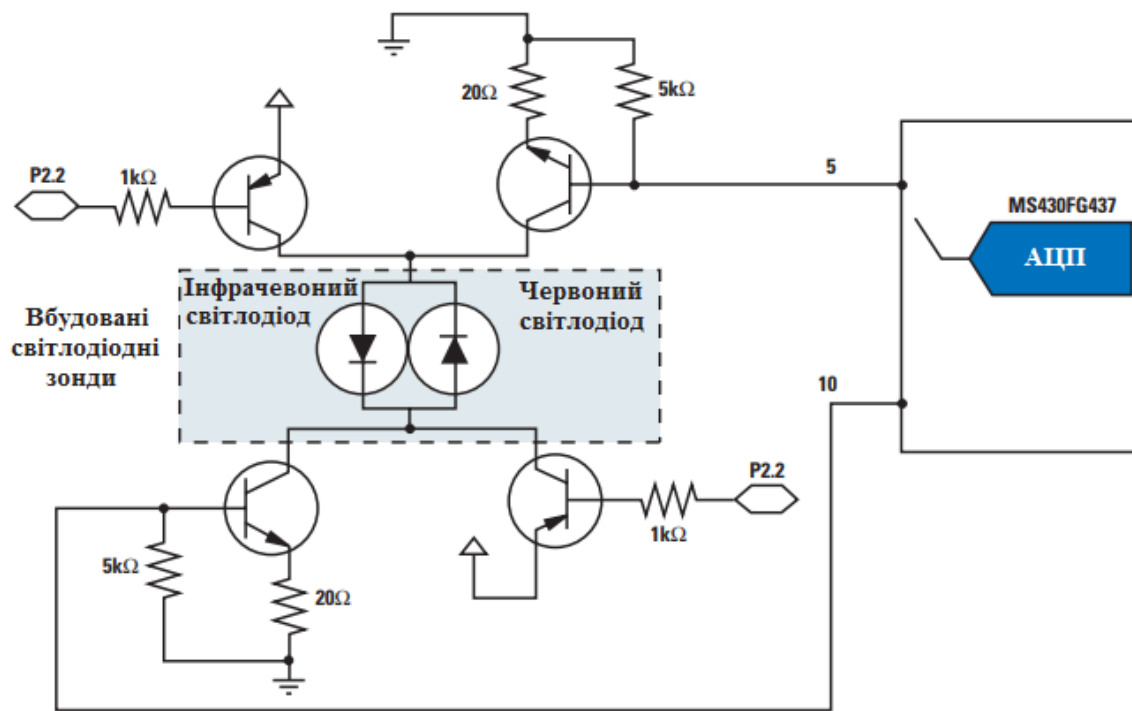


Рисунок 4.66 – Світлодіодна схема приводу

Література

1. Mark R.G. Telrmedicine system: the missing link between homes and hospital / R.G. Mark // Mod. Nurs. Home – 1974, № 32(2). – P. 39 – 42.
2. NLM NATIONAL TELEMEDICINE INITIATIVE Summaries of Awards Announced October 1996 // US National Library of Medicine. – 1996. December 3. – 9 p.
3. Khandheria B.K. Telememedecine: An Application in Search of Users / B.K. Khandheria B.K. // Mayo Clin. Proc. – 1996. – Vol. 71. – P. 420 – 421.
4. Telemedicine: Fad or Future?, Editorial // The Lancet. – 1995. – Vol. 345. – № 8942.
5. Goldenberg M.A. Telemedicine, in overview / M.A. Goldenberg // Telemed. J. – 1995. – Vol. 1. – № 1.
6. Bashshur R.L. On the Definition and Evaluation of Telemedicine / R.L. Bashshur // Telemed. J. – 1995. – Vol. 1. – № 1.
7. Kim D. Networking Requirements and the Role of Multimedia Systems in Telemedicine // D. Kim, J.E. Cabral, Y. Kim // Image Computing Systems Laboratory. – University of Washington. – 1995. – 13 p.
8. Aims and scope // J. of Telemedicine and Telecare. – 1995. V. 1. – № 1. – P. 1.
9. Telemedicin Resorses and Services: American Telemedicine Association // The University of Texas at Austin, 1994. – 4 p.
10. Perednia D.A. Telemedicine technology and clinical application / D.A. Perednia, A. Allen // JAMA. – 1995. – № 1. – P. 483 – 488.
11. Telematics Systems for Health Care: AIM-92. – Luxemburg: Office for Official Publication of the European Communities, 1992. – 213 p.
12. Field M.J. Telemedicine: a guide to assessing telecommunications in health care / M.J. Field – Washington, DC: National Academy Pr, 1996.
13. Lipson L. State initiatives to promote telemedicine / L. Lipson, T.M. Henderson – Washington, DC: Integrovemental Helth Policy Project, Georg Washington University, 1995.

14. Телемедицина. Новые информационные технологии на пороге XXI века / под ред. Р.М. Юсупова и Р.И. Полонникова. – С.Пб.: ТОО «Анатолия», 1998. – 490 с.
15. Лищук В.А. Информатизация клинической медицины / В.А. Лищук // Клиническая информатика и Телемедицина. – 2004. – № 1. – С. 17 – 27.
16. Владзимирський А.В. Перше застосування телемедицини в Україні: Мар'ян Франке та Вітольд Ліпінський / А.В. Владзимирський, О.М. Стадник, М. Карлинська // Український журнал телемедицини та медичної телематики. – 2012. – Т. 10. – № 1. – С. 18 – 26.
17. Einthoven W. Le telecardiogramme / W. Einthoven W. // Archives Internationales Physiologie . – 1906. – Vol. IV. – P. 132 – 164.
18. Oddzial Zakazny Pantswowego Szpitala // Polska Gazeta Lekarska. – 1937. – № 27. – S. 515.
19. Григорьев А.И. Роль академика В.В. Парина в развитии космических телемедицинских технологий / А.И. Григорьев, О.И. Орлов, Р.М. Баевский // Клиническая информатика и Телемедицина. – 2012. – Т. 8. – Вып. 9. – С. 80 – 88.
20. Парин В.В. Задачи, выдвигаемые медициной и биологией перед радиоэлектроникой / В.В. Парин // Конференция по применению радиоэлектроники в медицине и биологии. – М. – 1958. – С. 60 – 63.
21. Парин В.В. Сердце и кровообращение в условиях космоса / В.В. Парин, Р.М. Баевский, О.Г. Газенко // Cor et vasa. – 1965. – № 7. – С. 165 – 183.
22. Парин В.В. Космическая кардиология / В.В. Парин, Р.М. Баевский, Волков Ю.Н., О.Г. Газенко. – Л.: Медицина, 1967. – 206 с.
23. Парин В.В. Перспективы применения математических методов в авиационной и космической медицине / В.В. Парин, О.Г. Газенко, Н.А. Чехонадский // Конф. «Применение математических методов в авиационной и космической медицине». – М.: Техника, 1965. – С. 19 – 20.

24. Парин В.В. Вопросы кибернетики и космической медицины / В.В. Парин, Р.М. Баевский // Известия АН СССР. Сер. Биология. – 1963. – № 1. – С. 9 – 14.
25. Парин В.В. Медицинская техника в космических исследованиях / В.В. Парин, Р.М. Баевский // Научная мысль. – 1969. – Вып. 2. – С. 59 – 63.
26. Парин В.В. Введение в медицинскую кибернетику / В.В. Парин, Р.М. Баевский. – М.: Медицина, 1966. – 206 с.
27. Парин В.В. Структура и классификация биотелеметрических систем. Биологическая телеметрия / В.В. Парин, Р.М. Баевский, Е.С. Геллер. – М.: Медицина, 1971. – С. 35.
28. Zundel K.M. Telemedicine: history, application and impact on librarianship / K.M. Zundel // Bull. Med. Libr. Assoc. – 1996. – Vol. 84. – № 1. – P. 71 – 79.
29. Bashur R. Assessment of telemedicine: result of the initial experience / R. Bashur, J. Lovett // Aviat. Space Environ Med. – 1977. – Vol. 48(1). – P. 65 – 70.
30. Gershon-Conen J. Telegnosis / J. Gershon-Conen, A.G. Cooley // Radiology. – 1950. – Vol. 55. – P. 582 – 587.
31. Владзимирский А.В. Первый опыт реализации телеассестирования в Украине / А.В. Владзимирский, В.Г. Климовицкий, А.А. Антонов, М. Сэнддер // Український журнал телемедицини та медичної телематики. – 2011. – Т. 9. – № 1. – С. 17 – 24.
32. Marescaux J. Telerobotic laparoscopic cholecystomy: initial clinical experience with 25 patients / J. Marescaux, M. Smith, D. Folsher et al. // Ann Surg. – 2001. – № 234. – P. 1 – 7.
33. Marescaux J. Transatlantic robot-assisted telesurgery / J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner et al // Nature. – 2001. – № 413. – P. 379 – 380.
34. Telesurgery / Ed. By Kumar S., Marescaux J. – Berlin-Heidelberg: Sprynger-Verlag, 2008. – 190 p.
35. Grigsby J. Telemedicine: Where it is where it's going / J. Grigsby, J.H. Sanders // Ann Intern Med. – 1988. – Vol. 129. – P. 7.
36. Kaye L.W. Telemedicine: extension to home care / Kaye L.W. Kaye L.W. // Telemed. J. – 1997. – Vol. 3. – P. 6.

37. Bruderman I. Telespirometry: novel system for home monitoring of asthmatic patients / I. Bruderman, S. Abboud // *Telemed. J.* – 1997. – Vol. 3. – P. 33.
38. Zhang Y. First trial of home ECG and blood pressure telemonitoring system in Macau / Y. Zhang, J. Bai, B. Bai, Z. Gui et al. // *Telemed. J.* – 1997. – Vol. 3. – P. 72.
39. Бодин М.В. Медицинская социальная сеть / М.В. Бодин // *Український журнал телемедицини та медичної телематики.* – 2011. – Т. 9. – № 1. – С. 59 – 62.
40. Прокопчук Ю.А. Когнитивное ядро госпитальных и телемедицинских систем: концепция, модели, приложения / Ю.А. Прокопчук // *Український журнал телемедицини та медичної телематики.* – 2012. – Т. 10. – № 1. – С. 40 – 46.
41. Осташко В.Г. Концептуальні основи створення міжрегіональної телемедичної мережі / В.Г. Осташко // *Український журнал телемедицини та медичної телематики.* – 2012. – Т. 10. – № 2. – С. 22 – 25.
42. Кобринский Б.А. Информационные технологии в мониторинге состояния здоровья населения / Б.А. Кобринский // *Клиническая информатика и Телемедицина.* – 2005. – № 1. – С. 70 – 78.
43. Орлов О.И. Телеметрическая экология как новое научно-практическое направление / О.И. Орлов, Р.М. Баевский, А.П. Берсенева, Е.Ю. Берсенев и др. // *Клиническая информатика и телемедицина.* – 2010. – Т. 6. – Вып. 6. – С. 69 – 76.
44. Баевский Р.М. Диагноз донозологический / Р.М. Баевский, В.П. Казначеев. – М.: БМЭ, 1978. – Т. 7. – С. 253 – 255.
45. Мальцев А.В. Автоматизированная информационная система как один из методов усовершенствования контроля и качества лечения пациента / А.В. Мальцев, Л.А. Башеева, Л.П. Жмутская, М.Н. Кучеренко // *Український журнал телемедицини та медичної телематики.* – 2011. – Т. 9. – № 2. – С. 187 – 190.
46. Минцер О.П. Информационные и микроэлектронные технологии для применения в мобильной медицине. Надежды и ограничения /

- О.П. Минцер, В.А. Романов, И.Б. Галелюка, А.В. Антонова // Медична інформатика та інженерія. – 2018. – № 2. – С. 13 – 27.
47. Кулик А.Я. Эксперимент в медицині. Комп'ютерні системи та інформаційні технології / А.Я. Кулик, Т.Є. Вуж, Б.Ф. Коваль. – Вінниця: ВНМУ ім. М.І, Пирогова, 2018. – 145 с.
48. Кулик А.Я. Проектування мікропроцесорних засобів автоматизації і управління / А.Я. Кулик, С.Г. Кривогубченко, М.М. Компанець – Вінниця: ВДТУ, 2001. – 130 с.
49. Владзимирский А.В. Основные этапы и результаты телеконсультирования в клинической практике / А.В. Владзимирский, В.Г. Климовицкий // Клиническая информатика и телемедицина. – 2004. Вып. 2. – С. 240 – 244.
50. Лях Ю.Е. Введение в телемедицину. Сер. «Очерки биологической и медицинской информатики». – Донецк: Лебедь, 1999. – 102 с.
51. Садыкова Н.А. Телемедицинская консультация с позиций биотехнической системы / Н.А. Садыкова // Український журнал телемедицини та медичної телематики. – 2010. – Т. 8. – № 2. – С. 187 – 191.
52. Василенко В.Х. Введение в клинику внутренних болезней / В.Х. Василенко. – М.: Медицина, 1985. – 123 с.
53. Бешелев С.Д. Математико-статистические методы экспертных оценок / С.Д. Бешелев. – М.: Статистика, 1980. – 120 с.
54. Качмар В.О. Медичні інформаційні системи – стан розвитку в Україні / В.О. Качмар // Український журнал телемедицини та медичної телематики. – 2010. – Т. 8. – № 1. – С. 12 – 17.
55. Wang S. A Cost-Benefit Analysis of Electronic Medical Records in Primary Care / S. Wang at al. // The American Journal of Medicine. – 2003. – Vol. 114. – P. 397 – 403.
56. Wong D. Changes in Intensive Care Unit News Task Activity After Installation of a Third-Generation Intensive Care Unit Information System / D. Wong at al. // Critical Care Medicine. – 2003. – Vol. 31. – № 10. – P. 2488 – 2494.
57. Kalra D. Tutorial / D. Kalra, T. Beale, S Heard, D. Lloyd. – Режим доступа:

- <http://www.openehr.org/shared-resources/usage/commercial.html>.
58. IOM. To Err is Human: Building a Safer Health System: Institute of Medicine (IOM): 1999.
 59. IOM. Key Capabilities of an Electronic Health Record System. Letter Report: Institute of Medicine (IOM): 2003.
 60. Meystre S. Open Source Software in the Biomedical Domain: Electronics Health Records and other useful application Ph.D / S. Meystre, H. Miller // . – [Electronic resource]. – Available at:
http://www.dim.hcuge.ch/medgift/publications/SMI2005_OS.pdf
 61. Commercial product and system based on open EHR. – [Electronic resource]. – Available at:
<http://www.openehr.org/shared-resources/usage/commercial.html>.
 62. Петров В.В. Проблемы зберігання медичної та біологічної інформації / В.В. Петров, О.П. Мінцер, А.А. Крючин, Є.А. Крючина // Медична інформатика та інженерія. – 2017. – № 3. – С. 52 – 58.
 63. Landenmark H.-K.E. An estimate of the total DNA in the biosphere / H.-K.E. Landenmark, D.H. Forgan, C.S. Coocell // PLoS One. – 2015. – Vol. 7. – [Electronic resource]. – Available at:
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4466264/>.
 64. Отдельное хранение медицинских данных и региональные информационные системы // Dell EMC. – 2015. – [Electronic resource]. – Available at:
<http://habrahabr.com/company/dellemc/blog/273019>.
 65. Corn M. Archiving the phenome: clinical records deserve long-term preservation / M. Corn // J. Am. Med. Inform. Ass. – 2009. – Vol. 16. – № 1. – P. 1 – 6.
 66. Каперусов С.Ю. PASC –система архивирования и передачи изображений в лучевой диагностике (краткий обзор) / С.Ю. Каперусов С.Ю. // Радиология – практика. – 2007. – № 3. – С. 69 – 73.
 67. Распределённый PASC / Лаборатория медицинских компьютерных систем. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа:
http://www.multivox.ru/pasc_cloul.shtml.

68. Вишневський В.В. ГРІД-технології в практичній медицині. Досвід та перспективи / В.В. Вишневський // Медична інформатика та інженерія. – 2015. – № 4. – С. 84 – 85.
69. Дьомін О.В. Використання ГРІД для зовнішнього зберігання медичних зображень в медичній інформаційній системі // О.В. Дьомін, О.О. Харюк, А.В. Чергінець // Медична інформатика та інженерія. – 2015. – № 4. – С. 94.
70. Resources [Electronic resource]. – Available at:
http://www.personalizedmedicinecoalition.org/Resources/PersonalizedMedicine_101.
71. Olson J.E. Biobanks and personalized medicine / J.E.Olson, S.J. Dielinski, E. Rye et al. // Clin. Gener. – 2014. – Vol. 86. – № 4. – P. 50 – 55.
72. Polasek O. Future of biobanks – bigger> longer and more dimensional / O. Polasek // Croat. Med. J. – 2013. – Vol. 5. – № 5. – P. 496 – 500.
73. Lunt B.M. How long is long-term data storage? [Electronic resource] / B.M. Lunt Archiving 2011 Final Program and Proceedings. – P. 29 – 33. Available at:
http://www.imaging.org.site/PDFS/Reporter/Articles/REP26_3_4_ARCH2011_Lunt.pdf.
74. Coughlin T. Keeping data for a long time [Electronic resource] / T. Coughlin // Forbes. – 2014, June 29. – Available at:
<https://www.forbes.com/sites/tomcoughlin/2014/06/29/keeping-data-for-a-long-time/#36caa5d715e2>.
75. OCP_Japan_Sony_Panasonic_V10 20160623(Final)-1.pdf.
76. Унікальна вітчизняна розробка — віртуальний пацієнт «СКІФ» // Медична справа [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://www.medsprava.com.ua/news/1642-unikalna-vitchiznjana-rozrobka-virtualnijj-patsiyent-skif>.
77. У Вінниці презентовано унікальну комп'ютерну модель життєдіяльності людини «СКІФ» // Український медичний часопис [Електронний ресурс]. – Режим доступу:
<https://www.umj.com.ua/article/59434/u-vinnici-prezentovano-unikalnu-komp-yuternu-model-zhittyediyalnosti-lyudini-skif>

78. Ленков С.В. Методы и средства защиты информации / С.В. Ленков, Д.А. Перегудов, В.А. Хорошко. – В 2-х томах. – К.: Арий, 2008.
79. Кветний Р.Н. Основы техники передавания інформації / Р.Н. Кветний, М.М. Компанець., Кривогубченко С.Г., Кулик А.Я. – Вінниця: Універсум-Вінниця, 2002. – 358 с.
80. Васюра А.С. Питання захисту інформації під час зберігання та передавання колективними лініями зв'язку / А.С. Васюра, С.Г. Кривогубченко, А.Я. Кулик, О.Г. Зралко // Вісник ВПІ. – 1996. – № 4. – С. 26 – 28.
81. Кривогубченко С.Г. Огляд принципів захисту інформації у комп'ютерних інформаційних системах / С.Г. Кривогубченко, М.М. Компанець М.М., А.Я. Кулик, О.І. Худолій О.І. // Деп. в УКРИНТЭИ, № 166-Уі97. – 19 с.
82. Яременко Н.В. Інформаційні технології в забезпеченні захисту прав пацієнтів під час телемедичних консультацій / Н.В. Яременко // Медична інформатика та інженерія. – 2014. – № 4. – С. 104 – 106.
83. Марценюк В.П. Проблема захисту телемедичної інформації: нормативно-правові та організаційні аспекти з досвіду республіки Польща / В.П. Марценюк, Н.Я. Климук, І.С. Гвоздецька // Медична інформатика та інженерія. – 2016. – № 3. – С. 44 – 55.
84. Пенкин Ю.М. Применение программно-аппаратных средств защиты информации в телемедицине / Ю.М. Пенкин, В.Г. Кучеренко, А.Г. Литвинов, Г.И. Хаара // Клінічна інформатика і Телемедицина. – 2017. – Т. 12. – Вип. 13. – С. 113 – 116.
85. Криптографическое кодирование / Под ред. В.Н. Рудницкого, В.Я. Мильчевича. – В 2-х томах. – Харьков: ООО «Щедрая усадьба плюс», 2014.
86. Кулик А.Я. Використання функцій Уолша-Адамара для захисту інформації під час її передавання каналами зв'язку / А.Я. Кулик, Д.С. Кривогубченко, Ю.В. Роптанова // Захист інформації. – 2002. – №1. – С. 28 – 33.

87. Васюра А.С. Огляд принципів криптографічного закриття інформації у комп'ютерних інформаційних системах / А.С. Васюра, А.Я. Кулик, С.Г. Кривогубченко, М.М. Компанець, О.І. Худолій // Деп. в УкрИНТЭИ, № 166-Уі97. – 37 с.
88. Кобринский В.А. Телемедицина и телездравоохранение в России: опыт практической деятельности и перспективы / В.А. Кобринский // Клиническая информатика и Телемедицина. – 2004. – № 1. – С. 101 – 106.
89. Малмрос И. Информационные технологии и Телеком - инструменты для связи / И. Малмрос, Е. Чаришак // Клиническая информатика и Телемедицина. – 2004. – № 1. – С. 117 – 119.
90. Римаренко К.П. Впровадження телемедицини в українських медичних закладах: досвід Українсько-Швейцарської Програми «Здоров'я матері та дитини» / К.П. Римаренко, Д.О. Добрянський // Клиническая информатика и Телемедицина. – 2010. – Т. 6. – Вып. 7. – С. 77 – 82.
91. Владзимирский А.В. Объективизация эффективности телемедицинской сети «Телекард» / А.В. Владзимирский, Р.В. Павлович, В.В. Мозговой // Український журнал телемедицини і медичної телематики. – 2012. – Т. 10. – № 2. – С. 4 – 12.
92. Слабкий Г.О. По шляху розвитку телемедичних технологій в Україні / Г.О. Слабкий, В.Г. Осташко, О.Б. Денник, О.С. Коваленко // Клиническая информатика и Телемедицина. – 2009. – Т. 5. – Вып. 6. – С. 85.
93. Аль-Румайма М.А. Особенности применения телемедицинских систем в горных районах / М.А. Аль-Румайма // Український журнал телемедицини і медичної телематики. – 2010. – Т. 8. – № 2. – С. 167 – 169.
94. Миколюк В.В. Підсумки експлуатації устаткування дистанційної реєстрації ЕКГ «Комплекс медичний діагностичний «Тредекс» за 2009 рік в Могилів-Подільському районі Вінницької області / В.В. Миколюк, В.А. Лозович // Український журнал телемедицини і медичної телематики. – 2010. – Т. 8. – № 2. – С. 182 – 186.

95. Шлунд Й. Новые технологии в телекардиологии / Й. Шлунд // Клиническая информатика и Телемедицина. – 2004. – №. 1. – С. 13 – 14.
96. Стороженко К. Технологии Cisco в области «интеллектуального» здравоохранения / К. Стороженко // Клиническая информатика и Телемедицина. – 2011. – Т. 7. – Вып. 8. – С. 46 – 49.
97. Построение телемедицинских сетей // Клиническая информатика и Телемедицина. – 2009. – Т. 5. – Вып. 6. – С. 48 – 50.
98. Владзимирский А.В. «Кардиограмма» эффективности - характеристическая кривая для оценки телемедицинского консультирования / А.В. Владзимирский // Український журнал телемедицини і медичної телематики. – 2009. – Т. 7. – № 2. – С. 138 – 144.
99. Патент 107129 України, МПК А 61 В 5/0402. Спосіб реєстрації електрокардіограми / Кулик А.Я., Власенко О.В., Йолтухівський М.В. та ін. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201510939; заявл. 09.11.2015, опубл. 25.05.2016, Бюл. № 10.
100. Патент 107128 України, МПК А 61 В 5/0402. Спосіб реєстрації електрокардіограми / Кулик А.Я., Власенко О.В., Йолтухівський М.В. та ін. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201510935; заявл. 09.11.2015, опубл. 25.05.2016, Бюл. № 10.
101. Патент 107127 України, МПК А 61 В 5/0402. Спосіб реєстрації електрокардіограми / Кулик А.Я., Власенко О.В., Йолтухівський М.В. та ін. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201510933; заявл. 09.11.2015, опубл. 25.05.2016, Бюл. № 10.
102. Кулик А.Я. Застосування медіанних фільтрів під час реєстрації електрокардіограм / А.Я. Кулик, Н.С. Назаренко, Л.Д. Коваль // Abstract of Papers Presented at VII International Scientific Conference on Optoelectronic Information Technologies “Photonics ODS-2015”, Vinnytsia, April 21 – 23, 2015. – Vinnytsia: VNTU, 2015. – P. 67.
103. Кулик А.Я. Алгоритм швидкої медіанної фільтрації для зняття електроенцефалограм / А.Я. Кулик, С.К. Мисловська, П.П. Ковальчук // Abstract of Papers Presented at VII International Scientific Conference on Optoelectronic Information Technologies “Photon-

- ics ODS-2015”, Vinnytsia, April 21 – 23, 2015. – Vinnytsia: VNTU, 2015. – P. 70.
104. Кулик А.Я. Алгоритм швидкого оброблювання значень для медіанних фільтрів / А.Я. Кулик, В.В. Томків, Я.А. Кулик, О.А. Кулик // Материали междунар. научн.-практ. конф. „Научные исследования и их практическое применение”. – Одесса. – 1 – 15 октября 2007 г. – Т. 3. – С. 9 – 16.
 105. Кулик А.Я. Алгоритм швидкого оброблювання значень для медіанних фільтрів / А.Я. Кулик, В.В. Томків, Я.А. Кулик, О.А. Кулик // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2008. – № 2 (16). – с. 56 – 62.
 106. Кулик А.Я. Використання медіанного фільтра у проблемно-орієнтованих розподілених комп’ютерних системах / А.Я. Кулик, Я.А. Кулик // Науковий вісник Чернівецького університету. – 2010. – Т. 1. – №. 1. – С. 51 – 55.
 107. Патент 101888 України, МПК А 61 В 5/0402. Спосіб реєстрації електрокардіограми / Кулик А.Я., Ковальчук П.П., Назаренко Н.С., Гульчак В.Ю. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201501879; заявл. 03.03.2015, опубл. 12.10.2015, Бюл. № 19.
 108. Патент 101889 України, МПК А 61 В 5/0402. Спосіб реєстрації електроенцефалограми / Кулик А.Я., Власенко О.В., Коваль Л.Д., Мисловська С.К. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201501880; заявл. 03.03.2015, опубл. 12.10.2015, Бюл. № 19.
 109. Патент 101610 України, МПК А 61 В 5/0476. Спосіб реєстрації електроенцефалограми / Кулик А.Я., Кривогубченко С.Г., Ревіна Т.Г., Крещенко І.П. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201502321; заявл. 16.03.2015, опубл. 25.09.2015, Бюл. № 18.
 110. Кулик А.Я. Реєстрація і оброблювання сигналу ЕЕГ з використанням поліномів Чебишева / А.Я. Кулик, Т.Г. Ревіна, М.В. Боднар // Вісник Черкаського державного технологічного університету. – 2018. – № 2. – С. 133 – 138.
 111. Патент 102077 України, МПК А 61 В 5/0476. Спосіб реєстрації електроенцефалограми / Кулик А.Я., Власенко О.В., Ревіна Т.Г.

- та ін.. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201504441; заявл. 06.05.2015, опубл. 12.10.2015, Бюл. № 19.
112. Кулик А.Я. Оброблювання сигналу ЕКГ з використанням поліномів Лежандра / Кулик А.Я. // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – 2018. – № 1. – С. 4 – 10.
113. Патент 102078 України, МПК А 61 В 5/0476. Спосіб реєстрації електрокардіограми / Кулик А.Я., Ковальчук П.П., Назаренко Н.С., Гульчак В.Ю. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201504442; заявл. 06.05.2015, опубл. 12.10.2015, Бюл. № 19.
114. Кулик А. Я. Адаптивна реєстрація і оброблювання сигналу електрокардіограми / А.Я. Кулик, В.М. Дідич, Т.Г. Ревіна, М.В. Боднар // Вісник Черкаського державного технологічного університету. – 2018. – № 4. – С. 73 – 79.
115. Патент 133459 України, МПК А 61 В 5/0432. Спосіб реєстрації електрокардіограми / Кулик А.Я., Власенко О.В., Йолтухівський М.В. та ін. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201810418; заявл. 22.10.2018, опубл. 10.04.2019, Бюл. № 7.
116. Абакумов В.Г. Реєстрація, обробка та контроль біомедичних сигналів / В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко та ін. – Вінниця: ВНТУ, 2011. – 352 с.
117. Патент 133171 України, МПК А 61 В 5/0432, А 61 В 5/0402. Спосіб реєстрації електрокардіограми / Кулик А.Я., Власенко О.В., Йолтухівський М.В. та ін. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201810435; заявл. 22.10.2018, опубл. 25.03.2019, Бюл. № 6.
118. Кулик А.Я. Реєстрація та оброблювання сигналу ЕКГ з використанням алгоритму адаптації / А.Я. Кулик, В.В. Мотигін, Дідич В.М. // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – 2018, № 3. – С. 4 – 9.
119. Патент 133169 України, МПК А 61 В 5/0432, А 61 В 5/0402. Спосіб реєстрації електрокардіограми / Кулик А.Я., Власенко О.В., Йолтухівський М.В. та ін. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201810422; заявл. 22.10.2018, опубл. 25.03.2019, Бюл. № 6.

120. Патент 133166 України, МПК А 61 В 5/0432, А 61 В 5/0402. Спосіб реєстрації електрокардіограми / Кулик А.Я., Власенко О.В., Йолтухівський М.В. та ін. (Україна); ВНМУ ім. М.І. Пирогова. – № u201810416; заявл. 22.10.2018, опубл. 25.03.2019, Бюл. № 6.
121. Кветний Р.Н. Методи та засоби передавання інформації у проблемно-орієнтованих розподілених комп'ютерних системах / Р.Н. Кветний, А.Я. Кулик. – Вінниця: ВНТУ, 2010. – 362 с.
122. Кривогубченко С.Г. Особливості використання заводозахисних кодів для закриття інформації при передаванні колективними лініями зв'язку / С.Г. Кривогубченко, М.М. Компанець, А.Я. Кулик // Збірник наукових праць Донецького державного технічного університету. – Сер. “Електротехніка і енергетика”. – 2000. – Вип. 17. – С. 65 – 69.
123. Кулик А.Я. Адаптивне передавання інформації каналами зв'язку / А.Я. Кулик, С.Г. Кривогубченко, М.М. Компанець // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2003. – № 1-2 (5-6). – С. 174 – 176.
124. Шеннон К. Математическая теория связи. // К. Шеннон Работы по теории информации и кибернетике. – М.: Иностранная литература, 1963. – с. 243 – 332.
125. Кулик А.Я. Теорія інформації і кодування / А.Я. Кулик, С.Г. Кривогубченко. – Вінниця: ВНТУ. – 145 с.
126. Кулик А.Я. Алгоритм інформаційної адаптації до параметрів каналу зв'язку в інформаційно-вимірювальних та комп'ютерних системах / А.Я. Кулик, С.Г. Кривогубченко, М.М. Компанець, Д.С. Кривогубченко // Наукові праці Донецького державного технічного університету. – Сер. “Обчислювальна техніка та автоматизація”. – 2002. – Вип. 38. – С. 281 – 285.
127. Кветный Р.Н. Применение метода мажоритарного декодирования в адаптивных системах передачи информации / Р.Н. Кветный, А.Я. Кулик // Оралдын Ғылым Жаршысы. – 2007. – № 7. – С. 83 – 92.

128. Кулик А.Я. Реалізація алгоритму повторювання при передаванні інформації / А.Я. Кулик // Вісник Технологічного університету Поділля. – 2003. – № 3. – Т. 2. – С. 189 – 192.
129. Кулик А. Алгоритм адаптації до умов передавання інформації каналом зв'язку / А. Кулик, С. Кривогубченко, М. Компанець, Д. Кривогубченко // Контроль і управління в складних системах: VI міжнар. конф. Вінниця, 8 – 12 жовтня 2001 р. – Вінниця: ВДТУ, 2001. – С. 151 – 152.
130. Патент 48411 А України, МПК Н 03 М 13/00. Спосіб передавання дискретної інформації з адаптацією параметрів каналу зв'язку та пристрій для його реалізації / Кветний Р.Н., Кулик А.Я., Кривогубченко С.Г. та ін. (Україна); ВДТУ. – № 2001064414; заявл. 23.06.2001; опубл. 15.08.2002; Бюл. № 8.
131. Лях Ю.Е. Введение в телемедицину / Ю.Е. Лях, А.В. Владзимирский. – Донецк: Лебедь, 1999. – 102 с.
132. Kulyk A. Use of Wavelet-Functions in Techniques of Telecommunications and Computer Networks / A. Kulyk, O. Zralko // Internet – Education – Science: Forth International Conf. Vinnytsia, Septtmbler 28 – October 16, 2004. – Baku (Azerbaijan) – Vinnytsia (Ukraine) – Veliko Turnovo (Bulgaria). – 2004. – Vol. 2. – P. 673 – 675.
133. Патент 5439 України, МПК⁷ Н03М 13/00. Спосіб передачі дискретної інформації в умовах широкосмугової модуляції / Кулик А.Я., Зралко О.Г., Кривогубченко Д.С. (Україна); ВНТУ. – № 20040604294; заявл. 03.06.2004; опубл. 15.03.2005; Бюл. № 3.
134. Патент 9071 України, МПК⁷ Н03М 13/00. Пристрій для передавання дискретної інформації в умовах широкосмугової модуляції / Кулик А.Я. (Україна); ВНТУ. – № 20041209950; заявл. 06.12.2004; опубл. 15.09.2005; Бюл. № 9.
135. Кулик А.Я. Підвищення швидкості передавання інформації / А.Я. Кулик // Вісник Вінницького політехнічного інституту. – 2003. – № 2. – С. 12 – 14.
136. Патент 61383 України, МПК⁷ Н03М 13/00. Спосіб передавання інформації та пристрій для його здійснення / Кулик А.Я.

- (Україна); ВДТУ. – № 2003010392; заявл. 16.01.2003; опубл. 17.11.2003; Бюл. № 11. – 7 с.
137. Кулик А.Я. Алгоритм адаптации системы передачи к параметрам канала связи в условиях помех / А.Я. Кулик // Вісник Технологічного університету Поділля. – 2003. – № 4. – Ч. 2. – С. 186 – 189.
138. Патент 52880А України, МПК⁷ Н03М 13/00. Спосіб передавання дискретної інформації з адаптацією до умов передавання та пристрій для його реалізації / Кветний Р.Н., Кулик А.Я., Криво-губченко С.Г. та ін. (Україна); ВДТУ. – № 2001064452; заявл. 23.06.01, опубл. 15.01.03, Бюл. № 1.
139. Кулик А.Я. Адаптація пристрою передавання інформації до параметрів каналу в умовах його несиметричності / А.Я. Кулик // Вестник Херсонского государственного технического университета. – 2004. – № 1 (19). – С. 418 – 422.
140. Патент 71202А України, МПК⁷ Н03М 13/00. Спосіб передавання дискретної інформації з адаптацією до умов передавання та пристрій для його реалізації / Кулик А.Я. (Україна); ВНТУ. – № 20031210868; заявл. 01.12.2003, опубл. 15.11.2004, Бюл. № 11. – 7 с.
141. Кулик А.Я. Реалізація алгоритму повторювання при передаванні інформації / А.Я. Кулик // Вісник Технологічного університету Поділля. – 2003. – № 3. – Т. 2. – С. 189 – 192.
142. Патент 48411 А України, МПК⁷ Н 03 М 13/00. Спосіб передавання дискретної інформації з адаптацією параметрів каналу зв'язку та пристрій для його реалізації / Кветний Р.Н., Кулик А.Я., Криво-губченко С.Г. та ін. (Україна); ВДТУ. – № 2001064414; заявл. 23.06.2001; опубл. 15.08.2002; Бюл. № 8.
143. Кветний Р.Н. Методи адаптації пристроїв передавання інформації до параметрів каналу зв'язку: монографія / Р.Н. Кветний, А.Я. Кулик, С.Г. Криво-губченко, Д.С. Криво-губченко. – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2005. – 161 с.
144. Патент 48409А України, МПК⁷ Н03М 13/00. Спосіб кодування та передавання дискретної інформації з адаптацією до умов пе-

- редавання та пристрій для його здійснення / Кветний Р.Н., Кулик А.Я., Кривогубченко С.Г. та ін. (Україна); ВДТУ. – № 2001064411; заявл. 23.06.01, опубл. 15.08.02, Бюл. № 8.
145. Пантелейчук А. MSP430FG461X для портативных приложений с батарейным питанием / А. Пантелейчук // Компоненты и технологии. – 2007. – № 7.
 146. Королёв Н. ATMEL: AVR-микроконтроллеры в 2001 году / Н. Королёв, Д. Королёв. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://docplayer.ru/41602211-Atmel-avr-mikrokontrollery-v-2001-godu.html>
 147. ATmega163, ATmega163L. 8-битные AVR микроконтроллеры с 16К Байт внутрисистемно программируемой FLASH памяти. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.gaw.ru/html.cgi/txt/ic/Atmel/micros/avr/atmega163.htm>
 148. Сидоренко Б. AVR32 – микроконтроллеры XXI столетия / Б. Сидоренко // Компоненты и технологии. – 2008. – № 2. – С. 65 – 68.
 149. Киросир Д. Микроконтроллеры MSP430 для измерительных приборов с батарейным питанием / Д. Киросир // Компоненты и технологии. – 2007. – № 3.
 150. Гук И. Краткий обзор микроконтроллеров MSP430 компании Texas Instruments / И. Гук // Компоненты и технологии. – 2006. – № 6.
 151. MSP430. Базова модель. Архітектура. Адресація. Система команд / [Кулик А. Я., Кривогубченко С. Г., Компанець М. М. / Під загальною редакцією Кветного Р.Н.]. – Вінниця : ВНТУ, 2012. – 95 с.
 152. MSP430X. Архітектура. Адресація. Система команд / [Кулик А. Я., Кривогубченко С. Г., Компанець М. М. / Під загальною редакцією Кветного Р.Н.]. – Вінниця : ВНТУ, 2012. – 124 с.
 153. MSP430X. Архітектура. Адресація. Засоби оброблювання аналогових сигналів / [Кулик А. Я., Кривогубченко С. Г., Компанець М. М. / Під загальною редакцією Кветного Р.Н.]. – Вінниця : ВНТУ, 2012. – 140 с.

154. MSP430X. Архітектура. Адресація. Засоби оброблювання дискретних сигналів / [Кулик А. Я., Кривогубченко С. Г., Компанець М. М. / Під загальною редакцією Кветного Р.Н.]. – Вінниця : ВНТУ, 2012. – 140 с.
155. Аналого-цифровое преобразование для начинающих. – [Електронний ресурс]. – Режим доступа: <https://habr.com/ru/post/125029/>.
156. Основные виды современных АЦП, структуры и используемые алгоритмы. – [Електронний ресурс]. – Режим доступа: <https://studfile.net/preview/2204132/>.
157. Горюнов А.Г. АЦП / А.Г. Горюнов, С.Н. Ливенцов. – Томск: Томский политехнический университет, 2004. – 36 с.
158. Райс В. Как работают аналого-цифровые преобразователи и что можно узнать из спецификации на АЦП? / В. Райс // Компоненты и технологии. – 2005. – № 3. – [Електронний ресурс]. – Режим доступа: <http://mymcu.ru/articles/kak-rabotayut-analogo-tsifrovie-preobrazovateli-что-mozhno-uznat-iz-spetsifikatsii-na-atcp.html>.
159. Логан С. Какой аналого-цифровой преобразователь подходит для конкретного приложения / С. Логан. – 2017. – [Електронний ресурс]. – Режим доступа: <https://www.compel.ru/lib/87061>.
160. mHealth and Home Monitoring / Berg Insight, 2016. – [Електронний ресурс]. – Режим доступа: <http://www.berginsight.com/ReportPDF/ProductSheet/bi-mhealth8-ps.pdf>.
161. Szigeti Tim. Cisco TelePresence Fundamentals / Tim Szigeti, Kevin McMenamy, Roland Saville, Alan Glowacki. – Cisco Press. – 2009. – 624 p.
162. Szigeti Tim. End-to-End QoS Network Design: Quality of Service for Rich-Media & Cloud Networks / Tim Szigeti, Christina Hattingh, Robert Barton, Kenneth Briley, Jr. – Cisco Press. – 2013. – 1040 p.
163. Kvyetnyy Roman N. Experimental Research of Turbo-Codes Application in Telemedicine Systems with Wireless Body Area Sensor Networks / Roman N. Kvyetnyy, Yuriy Yu. Ivanov, Yaroslav A. Kulyk, Bogdan P. Knysh, Sergiy G. Krivogubchenko, Igor Yu. Iva-

- nov, Waldemar Wójcik, Azhar Sagymbekova, Nursanat Askarova // Przegląd Elektrotechniczny. – Poland, 2019. – № 4. – P. 167 – 171.
164. Tom Sullivan. Cisco unveils IoT security architecture for healthcare devices / Sullivan Tom. – Ponemon Institute. – May 25. – 2017. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа:
<https://www.healthcareitnews.com/news/cisco-unveils-iot-security-architecture-healthcare-devices>.
165. Девід Улевіч. Cisco IoT Threat Defense / Улевіч Девід [Электронный ресурс]. – Режим доступа:
<http://www.cisco.com/go/iotthreatdefense>.
166. Catherine Paquet. Implementing Cisco IOS Network Security (IINS). Self-Study Guide / Paquet Catherine. – Cisco Press. – 2009. – 624 p.
167. Хорост Майкл. The Networked Pill / Майкл Хорост. – Технологический обзор MIT. – 20 марта 2008 г. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа:
<http://www.technologyreview.com/biomedicine/20434/?a=f>.
168. Джеки Рэйндж. Индия по-своему борется за энергию / Рэйндж Джеки // The Wall Street Journal. – 7 августа 2009 г.
169. Castilla-Rubio Carlos Juan. Planetary Skin: A Global Platform for a New Era of Collaboration / Juan Carlos Castilla-Rubio, Simon Willis // Cisco IBSG. – март 2009 г. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа:
http://www.cisco.com/web/about/ac79/docs/pov/Planetary_Skin_POV_vFINAL_sp_w_jc_2.pdf.
170. Kvyetnyy Roman N. Low Computational Complexity Algorithm for Recognition Highly Corrupted QR Codes Based on Hamming-Lippmann Neural Network / Roman N. Kvyetnyy, Yuriy Yu. Ivanov, Volodymyr V. Pivoshenko, Yaroslav A. Kulyk, Bogdan P. Knysh, Andrzej Smolarz, Kuanysh Muslimov, Yerbol Turgynbekov // Przegląd Elektrotechniczny. – Poland. – 2019. – № 4. – P. 162 – 166.
171. Hanes David. IoT Fundamentals: Networking Technologies, Protocols, and Use Cases for the Internet of Things / David Hanes, Gonzalo Salgueiro. – Cisco Press. – 1 edition. – June 23. – 2017. – 578 p.

172. Hassanien Ella. Medical Big Data and Internet of Medical Things. Advances, Challenges and Applications / Ella Hassanien, Nilanjan Dey, Surekha Borra. – October 6. – 2018. – CRC Press. – 340 p.
173. Lytras Miltiadis D. Applying Big Data Analytics in Bioinformatics and Medicine. Advances in Bioinformatics and Biomedical Engineering / Miltiadis D. Lytras, Paraskevi Papadopoulou – IGI Global. – 30 Jul. – 2017. – 402 p.
174. Омельченко В. П. Информатика для врачей. / В.П. Омельченко, Н.А. Алексеева. – ФЕНИКС, 2015.
175. Sheng Bin. Virtual and augmented reality in medicine / Sheng Bin, Saleha Masood, Younhyun Jung // Biomedical Engineering. - Biomedical Information Technology (Second Edition). – 2020. – pp. 673 – 686. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816034-3.00020-1>.
176. Craig Emory. VR and AR: Driving a Revolution in Medical Education & Patient Care / Emory Craig, Maya Georgieva // Transforming Higher Ed. – August 30. – 2017.
177. Калиновский Д.К. Пять лет телеконсультирования в челюстно-лицевой хирургии и стоматологии / Д.К. Калиновский, И.Н. Матрос-Таранец // Український журнал телемедицини та медичної телематики. – 2010. – Т. 8. – № 1. – С. 46 – 54.
178. 5 тенденций, меняющих современную стоматологию. – 2018. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://stomatologclub.ru/stati/stomatologiya-8/5-tendencij-menyayushih-sovremennuyu-stomatologiyu-2583/>.
179. Катражян А.П. Компьютерные технологии в стоматологии / А.П. Катражян, А.Е. Широкова // Бюллетень медицинских Интернет-конференций. – 2018. Т. 8. – № 7 – С. 271.
180. 8 главных тенденций в стоматологии будущего. – 2017. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://stomatologclub.ru/stati/stomatologiya-8/8-glavnyh-tendencij-v-stomatologii-budushego-1820/>.
181. Телемедицина в стоматологии. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://ismile-shop.ru/blog/telemeditsina-v-stomatologii>.

182. Подходит ли телемедицина для стоматологов? – 2016. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://evercare.ru/mouthwatch2>.
183. Борьба с дентафобией с помощью очков виртуальной реальности, в которых пациенту демонстрируют начало стоматологических процедур. – 2019. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://stomatologclub.ru/stati/stomatologiya-8/borba-s-dentafobiejs-pomoshyu-ochkov-virtualnoj-realnosti-v-kotoryh-pacientu-demonstriruyut-nachalo-stomatologicheskikh-procedur-3027/>.
184. Оски виртуальной реальности улучшают впечатление пациентов стоматологических клиник. – 2017. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://stomatologclub.ru/stati/stomatologiya-8/ochki-virtualnoj-realnosti-uluchshayut-vpechatlenie-pacientov-stomatologicheskikh-klinik-1899/>.
185. Виртуальная реальность в стоматологии уже очень даже реальна. – 2018. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://stomatologclub.ru/stati/stomatologiya-8/virtualnaya-realnost-v-stomatologii-uzhe-ochen-dazhe-realna-2443/>
186. Chakraborty Chinmay. Smart Medical Data Sensing and IoT Systems Design in Healthcare / Chinmay Chakraborty. – IGI Global. – 1 edition. – September 20. – 2019.
187. Кулик Я.А. Застосування технології «інтернет для речей» для інформаційно-вимірювальної системи / Я.А. Кулик // Четверта міжнародна наукова конференція «Вимірювання, контроль та діагностика в технічних системах» (ВКДТС-2017), 31 жовтня – 2 листопада, 2017 р. Збірник тез доповідей. – Вінниця: ПП «ТД «Едельвейс і К», 2017. – С. 267.
188. Книш Б.П. Класифікація безпілотних літальних апаратів та їх використання для доставки товарів / Книш Б.П., Кулик Я.А., Барабан М.В. // Вісник Хмельницького національного університету. Серія: Технічні науки. – 2018. – № 3(247). – С. 246 – 252.
189. Tao Li. Healthcare Service Management: A Data-Driven Systems Approach. / Li Tao, Jiming Liu. – Springer; 1st. ed., 2019. – 168 p.

190. Кулик Я.А. Реалізація та моделювання швидкої медіанної фільтрації / Я.А. Кулик, В.В. Гармаш, Р.В.Маслій // Наукові праці : Науково-методичний журнал. – Вип. 271. – Т. 283. – Комп’ютерні технології. – Миколаїв : Вид-во ЧДУ ім. Петра Могили, 2016.– С. 50 – 56.
191. Kulyk Yaroslav A. The Enhanced Method of a Spectrum’s Window Estimation / Yaroslav A. Kulyk, Bogdan P. Knysh, Yuryu Yu. Ivanov, Anatolii V. Poplavskyu, Andrzej Kotyra, Nataliya Denissova, Gulzat Ziyatbekova // Przegląd Elektrotechniczny. – Poland, 2019. – № 4. – P. 151 – 157.
192. Fardoun Habib M. New Technologies to Improve Patient Rehabilitation: 4th Workshop / Habib M. Fardoun, Ahlam A. M. Hassan, M. Elena de la Guía, REHAB 2016.
193. Платформа сенсора e-Health V2.0 для Arduino та Raspberry Pi [Біометричні / Медичні програми]. – Libelium Comunicaciones Distribuidas. – [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.cooking-hacks.com/documentation/tutorials/ehealth-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical.html>.
194. Белов А.В. ARDUINO: от азов программирования до создания практических устройств / А. В. Белов. – М.: Наука и Техника, 2018. – 480 с.
195. Кветний Р.Н. Арифметичні основи проектування мікропроцесорних систем / Р.Н. Кветний, П.М. Повідайко, М.М. Компанець, В.В. Гармаш, Я.А. Кулик. – Вінниця: ВНТУ. – [Електронний ресурс]. – Режим доступу: https://web.posibnyky.vntu.edu.ua/fksa/9kvyetnyj_aryfmetychni_osnovy_proektuvannya_mikroprocesornyh_system/01.html.
196. Джереми Блум. Изучаем Arduino. Инструменты и методы технического волшебства / Блум Джереми. – Издательство: BHV, 2015. – 336 с.
197. DSP / Tools & Software. Processors. TI.com. – July 21. – 2016. – [Електронний ресурс]. – Режим доступу: http://www.ti.com/lstds/ti/processors/dsp/tools_software.page.

198. Jagran Josh. Current Affairs Quarterly Supplement / Jagran Josh. – July'15. – 1158 p.
199. Schuylenbergh van Koenraad. Inductive Powering: Basic Theory and Application to Biomedical Systems / Koenraad van Schuylenbergh, Robert Puers // Springer Science & Business Media. – 31 may, 2009. – 223 p.
200. El-Haik Basem. Medical Device Design for Six Sigma: A Road Map for Safety and Effectiveness / Basem El-Haik, Khalid S. Mekki. – John Wiley & Sons. – 20 sept. 2011. – 528 p.
201. Болл Р. Стюарт. Аналоговые интерфейсы микроконтроллеров / Р. Стюарт Болл. – Издательство: Додэка, 2007. – 360 с.