

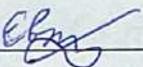
Вінницький національний технічний університет
Факультет інформаційних електронних систем
Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

МАГІСТЕРСЬКА КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

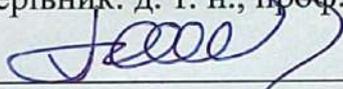
на тему:

Визначення артеріального тиску в процесі голтерівського моніторингу

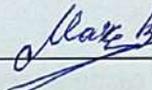
Виконав: студент 2-го курсу, гр. БМІ-24м
спеціальності 163 Біомедична інженерія

 Євтушенко Т. С.

Керівник: д. т. н., проф., професор каф. БМІОЕС

 Павлов С. В.

Опонент: к. т. н., ст. викл. каф. ІКСТ

 Макогон В. І.

Допущено до захисту

Завідувач кафедри БМІОЕС

 к. т. н., доц. Коваль Л. Г.

« 8 » 12 2025 р.

Вінниця ВНТУ – 2025 рік

Вінницький національний технічний університет

Факультет інформаційних електронних систем

Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

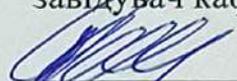
Галузь знань 16 Хімічна інженерія та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія

Освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії»

ЗАТВЕРДЖУЮ

завідувач кафедри БМІОЕС

 Л. Г. Коваль

«24» 09 2025 р.

ЗАВДАННЯ

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Євтушенку Тимофію Сергійовичу

1. Тема роботи: Визначення артеріального тиску в процесі голтерівського моніторингу.

Керівник роботи: Павлов С. В., д-р. техн. наук, професор

затверджені наказом ВНТУ від «24» вересня 2025 року № 313.

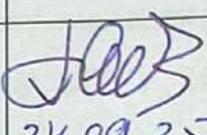
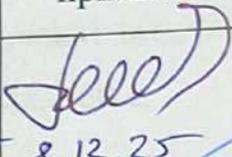
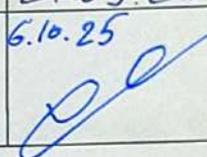
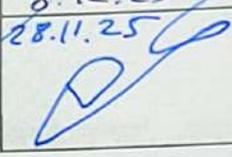
2. Строк подання студентом роботи «08» грудня 2025 року.

3. Вихідні дані до роботи: електрокардіограма в одному відведенні, безманжетне визначення артеріального тиску, патенти, науково-технічна література.

4. Зміст текстової частини: аналіз методів вимірювання артеріального тиску, обґрунтування вибору компонентної бази та середовищ розробки, розробка функціональної схеми пристрою, розробка програмного забезпечення, імітаційне дослідження, розрахунок економічних показників.

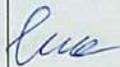
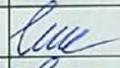
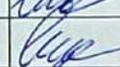
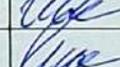
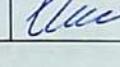
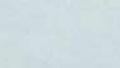
5. Перелік ілюстративного матеріалу: структурна схема монітору ЕКГ, зразки сигналів, функціональні схеми пристроїв оцінки артеріального тиску.

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Павлов С. В. д. т. н., проф. каф. БМІОЕС	 24.09.25	 8.12.25
Економічна частина	Козловський В. О. к. е. н., проф. каф. ЕПВМ	 6.10.25	 28.11.25

7. Дата видачі завдання «24» вересня 2025 року.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

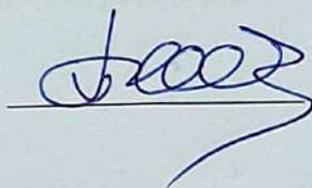
Назва етапів магістерської кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Прим.
Аналітичний огляд питання, постановка завдань роботи	до 06.10.2025	
Розроблення моделей і методик досягнення мети роботи	до 27.10.2025	
Розроблення системи	до 24.11.2025	
Розрахунок техніко-економічних показників	до 01.12.2025	
Оформлення текстової та графічної частини	до 08.12.2025	
Попередній захист МКР	08.12.2025	
Рецензування МКР	до 19.12.2025	
Захист МКР	22-23.12.2025	

Здобувач



Тимофій СВТУШЕНКО

Керівник роботи



Сергій ПАВЛОВ

АНОТАЦІЯ

Євтушенко Т. С. Визначення артеріального тиску в процесі голтерівського моніторингу : магістерська кваліфікаційна робота зі спеціальності 163 Біомедична інженерія, освітньо-професійна програма «Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії». Вінниця : ВНТУ, 2025. 100 с.

Укр. мовою. Бібліогр.: 31 найм.; 21 рис.; 10 табл.

Магістерська робота присвячена розробці апаратної платформи для тривалого синхронного моніторингу ЕКГ та артеріального тиску безманжетним методом. Обґрунтовано використання показника часу приходу пульсової хвилі для оцінки гемодинаміки. Розроблено пристрій на базі мікроконтролера MAX28200, що забезпечує високу енергоефективність для холтерівського режиму.

Проведено інженерний розрахунок тракту підсилення $K=2000$ та активних фільтрів, що дозволяє виділяти корисний сигнал на фоні завад. Передбачено систему реєстрації даних на Flash-носій та вузол звукової індикації станів. Для безпеки пацієнта реалізовано гальванічну розв'язку. Пристрій забезпечує автономну роботу протягом 48 годин, створюючи базу для інтелектуального аналізу серцево-судинного стану.

Ключові слова: голтерівське моніторингу, електрокардіографія, фотоплетизмографія, артеріальний тиск, приход пульсової хвилі, мікроконтролер, гальванічна розв'язка.

ABSTRACT

Yevtushenko T. S. Determination of blood pressure during Holter monitoring : master's thesis in specialty 163 Biomedical engineering, education programme «Intelligent artificial implants and medical devices in bioengineering». Vinnytsia : VNTU, 2025. 100 p.

In Ukrainian. Refs.: 31 titles.; 21 figs.; 10 tables.

The master's work is devoted to the development of a hardware platform for long-term synchronous monitoring of ECG and blood pressure using a cuffless method. The use of Pulse Arrival Time for hemodynamic assessment is substantiated. A device based on the MAX28200 microcontroller has been developed, providing high energy efficiency for Holter monitoring mode. The engineering calculation of the amplification path ($K=2000$) and active filters was performed, allowing for the extraction of the useful signal against a background of noise. A data registration system on a Flash carrier and a sound indication unit for status alerts are provided. Galvanic isolation is implemented to ensure patient safety. The device provides autonomous operation for 48 hours, creating a basis for intelligent analysis of the cardiovascular state.

Key words: Holter monitoring, electrocardiography, photoplethysmography, blood pressure, Pulse Arrival Time, microcontroller, galvanic isolation.

ЗМІСТ

ВСТУП	6
1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ	8
1.1 Огляд методів вимірювання артеріального тиску та ЕКГ	8
1.2 Огляд засобів вимірювання артеріального тиску та ЕКГ	8
1.3 Результати патентного огляду методів і способів виміру ЕКГ та АТ	11
2 РОЗРОБЛЕННЯ АПАРАТНОЇ ЧАСТИНИ ПРИСТРОЮ МОНІТОРУВАННЯ.....	54
2.1 Розроблення структурної схеми приладу вимірювання параметрів АТ та ЕКГ.....	54
2.2 Вибір мікроконтролера та його архітектура	57
2.3 Розроблення функціональної схеми пристрою.....	60
2.4 Обґрунтування системи реєстрації та зберігання даних на Flash-носії.....	64
2.5 Розроблення вузла звукової індикації та контролю станів пристрою.....	66
2.6 Забезпечення електробезпеки пацієнта та гальванічної розв'язки.....	68
2.7 Висновки до розділу 2	49
3 ІНЖЕНЕРНИЙ РОЗРАХУНОК ТА ОБҐРУНТУВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ПРИСТРОЮ.....	70
3.1 Розрахунок підсилювача біопотенціалів	70
3.2 Розрахунок активних смугових фільтрів	72
3.3 Розрахунок енергоспоживання та вибір джерела живлення	73
3.4 Обґрунтування вибору частоти дискретизації АЦП	74
3.5 Розрахунок вузла захисту від насичення та відновлення ізоляції	75
4. ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	76
4.1 Технологічний аудит розробленої системи визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу.....	78
4.2 Розрахунок витрат на розроблення системи аналізу електрокардіограми та локалізації серцевих патологій	80

4.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу	84
ВИСНОВКИ.....	89
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	91
Додаток А (обов'язковий) Ілюстративна частина	95
Додаток Б (обов'язковий) Протокол перевірки роботи	100

ВСТУП

Актуальність теми. Серцево-судинні захворювання (ССЗ) залишаються провідною причиною інвалідності та смертності в усьому світі. Серед них артеріальна гіпертензія та порушення серцевого ритму займають ключові позиції, оскільки часто протікають безсимптомно, призводячи до раптових фатальних ускладнень, таких як інфаркт міокарда та інсульт. Традиційні методи діагностики, зокрема епізодичне вимірювання артеріального тиску (АТ) за методом Короткова або зняття короткочасної електрокардіограми (ЕКГ) у клінічних умовах, не завжди здатні зафіксувати транзиторні патології, що виникають під час звичайної життєдіяльності пацієнта.

Сучасна медицина потребує переходу до концепції безперервного персоналізованого моніторингу. Холтерівське моніторування ЕКГ вже стало «золотим стандартом» для виявлення аритмій, проте амбулаторний контроль АТ досі стикається з низкою проблем. Традиційні автоматичні тонометри використовують оклюзійну манжету, яка при частому нагнітанні повітря створює дискомфорт, порушує сон пацієнта та може провокувати «реакцію на пробудження», що викривлює результати. Відтак, розробка методів та засобів безманжетного, безперервного та синхронного моніторингу АТ та ЕКГ на основі аналізу часових параметрів пульсової хвилі є надзвичайно актуальним науково-технічним завданням.

Стан розробок. Аналіз сучасного стану засобів вимірювання свідчить про активний розвиток фотоплетизмографії (ФПГ) як методу реєстрації об'ємного пульсу. Перспективним напрямком є використання показника часу поширення пульсової хвилі (Pulse Arrival Time, PAT), який визначається як часова затримка між R-піком ЕКГ та характерною точкою на ФПГ-кривій. Дослідження таких авторів, як Тюрнер, Харді, Поланіл, а також сучасні клінічні випробування в Оксфорді підтверджують наявність кореляції між PAT та рівнем

АТ. Однак складність полягає у високій індивідуальній варіабельності сигналів, впливі вікових змін судин та необхідності високої точності синхронізації каналів.

Мета дослідження полягає у розробці та обґрунтуванні апаратно-програмних засобів для тривалого синхронного моніторингу електрокардіосигналу та параметрів артеріальної пульсації крові для реалізації безманжетного методу визначення артеріального тиску.

Завдання дослідження:

Проаналізувати сучасні методи вимірювання АТ та ЕКГ, визначивши переваги та обмеження фотоплетизмографічного методу.

Розробити структурну та функціональну схеми пристрою, що забезпечує синхронну реєстрацію ЕКГ та ФПГ.

Провести інженерний розрахунок підсилювачів біопотенціалів та активних смугових фільтрів для виділення корисного сигналу на фоні завад.

Обґрунтувати вибір елементної бази, зокрема енергоефективного мікроконтролера та системи реєстрації даних на зовнішній носій.

Оцінити параметри енергоспоживання пристрою для забезпечення автономної роботи протягом 24–48 годин.

Об'єкт дослідження процеси перетворення та обробки біоелектричних і оптичних сигналів серцево-судинної системи людини під час тривалого моніторингу.

Предмет дослідження – методи та технічні засоби синхронної реєстрації ЕКГ та ФПГ для безманжетного оцінювання артеріального тиску.

Методи дослідження. У роботі використано методи системного аналізу для огляду існуючих діагностичних систем; методи теорії електричних кіл для розрахунку параметрів підсилювально-фільтруючого тракту; методи цифрової обробки сигналів для обґрунтування частоти дискретизації АЦП; а також принципи математичного моделювання для встановлення зв'язку між часом поширення пульсової хвилі та гемодинамічними показниками.

1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ МЕТОДІВ І ЗАСОБІВ ВИМІРЮВАННЯ АРТЕРІАЛЬНОГО ТИСКУ

1.1 Огляд методів вимірювання артеріального тиску та ЕКГ

Основним методом виявлення артеріальної гіпертензії (АГ) та оцінки терапії на практиці залишається одно- або триразове (за рекомендаціями ВООЗ, 1999) вимірювання артеріального тиску (АТ) за Коротковим.

1.2 Огляд засобів вимірювання артеріального тиску та ЕКГ

Перші моделі фотоплетизмографів з'явилися ще в 30-х роках. Надалі прилади безперервно удосконалювалися, а область їх застосування розширювалася. В наш час поширені два типи фотоплетизмографів, залежно від того, чи реєструють вони кровонаповнення в прохідному або у відбитому світлі. Основна причина малого розповсюдження фотоплетизмографії – це відсутність єдиних технічних вимог до окремих вузлів сучасних апаратів і уніфікація методики кількісного аналізу кривих, а також нормальних для здорової людини показників. Більшість описаних вище приладів технічно примітивні, не мають калібрування і вузькоспеціалізовані тільки для тієї методики, яку застосовував їх автор.

Сучасну фізіологічну апаратуру вигідно відрізняє багатоканальність, що дозволяє комплексно досліджувати різні органи і системи людини. Діагностичне значення комплексного дослідження безперечне. Так, наприклад, одночасна реєстрація об'ємного пульсу і кров'яного тиску на одному фотоплетизмографі дозволяє уточнити причину гіпертонії: за рахунок збільшення сили і частоти серцевих ударів або за рахунок збільшення тону периферійних судин. Одночасний запис судинної інформації з двох однакових частин тіла людини дозволяє виявити судинні асиметрії і дає можливість вивчити особливості як нормального кровообігу в різних частинах тіла, так і зміни його при локальних захворюваннях. Нарешті, одночасний запис на багатьох каналах дозволяє легко діагностувати артефакти в фотоплетизмограмі,

пов'язані з рухом хворого, електричними перешкодами і скороченням м'язів. Для вивчення динаміки кровопостачання органу недосить одноканального запису. Адже кровопостачання органу може порушуватися як від зміни артеріального притоку, так і від венозного відтоку. Крім того, зміни об'єму можуть залежати від зміни діаметра артерій, артеріол, капілярів, вен і артеріовенозних анастомозів. Вирішити це питання можна шляхом одночасного (за умови повної незалежності) дослідження об'ємного пульсу і крововмісту однієї і тієї ж області тіла. В наш час ніким не заперечується важливість і необхідність об'єктивного дослідження судинних реакцій в нормі і патології як показника стану центральної нервової системи. Проте багато вчених вказують на велику варіабельність плетизмографічної кривої, мінливості судинних реакцій. А тим часом непостійність і мінливість плетизмограм, варіабельність судинних рефлексів на одні і ті ж подразники у одних і тих же людей при різному функціональному стані центральної нервової системи, зміна їх під впливом тимчасових, циклічних процесів (сон, активність, травлення та ін.) є кращим доказом цінності цього методу, доведення тонкості індикації мозаїчного руху нервових процесів. Донині немає ще загальноприйнятих показників фотоплетизмограми здорової людини – норми, як це прийнято для електрокардіограми і електроенцефалограми. Можливості плетизмографічної методики не зменшує вивчення судинних рефлексів.

Плетизмографія є досить точним методом визначення судинного тону, об'ємної швидкості кровотоку, кров'яного тиску та інших параметрів периферійного кровообігу, вона може служити для оцінки симпатичної іннервації шкіри, застосовуватися при діагностиці хвороби Рейно, ранніх форм атеросклерозу, тромбофлебіту, облітеруючого ендартеріїту та ін. Методи, описані в цьому підрозділі, можуть використовуватися для отримання морфологічної інформації про червону клітину крові. Точна інформація щодо вимірювань і показника заломлення може бути відновлена, на одній частинці. З другого боку, все ще не можливо застосувати ці методи для досліджень цільної крові, обчислення надзвичайно чутливе до невеликих чисельних помилок.

Робочою групою Тюрнера була зроблена спроба відокремити пульсовий компонент за допомогою використання фільтра на шляху фотоелектричного сенсора. Напряма не був підтриманий дослідниками.

Оптична відповідь може бути поділена на дві складові частини – пульсову та постійну частину. Пульсова складова безпосередньо відповідає за значення пульсувань. Харді та інші дослідники в 1956 році дослідили вплив кольору шкіри (діапазон від 0,55 до 2,4 мкм). На довжинах хвиль до 1 мкм колір шкіри мав сильний вплив на поглинання зовнішніми шарами шкіри, але мав лише незначний ефект на оптичні властивості шкіри в діапазоні від 1 до 2,4 мкм. Ці властивості були також визначені Джекезом в 1955 році, оптичні властивості шкіри незалежні від пігментації при довжинах хвиль більших за 1,2 мкм. Він також підтвердив наявність різних відбивальних властивостей при використанні діапазону довжин хвиль від 0,3 до 0,7 мкм.



Рисунок 1.1 – різна пігментація шкіри [8]

Додаткова властивість стосується використання ізобестичної точки крові як характерної частоти джерела випромінювання (довжина хвилі, при якій практично немає різниці в поглинанні між наведеними гемоглобіном і оксигемоглобіном). Це непередбачуваний ефект на довжині хвилі 0,805 мкм (яка лежить в діапазоні, чутливому до кольору шкіри) була знайдена Поланілом в 1962 році. Слушним компромісом став вибір діапазону з мінімальною чутливістю як і до кольору шкіри так і до вмісту O₂. Цим діапазоном стала ділянка біля 1,3 мкм, як було запропоновано Мохпатром і Смітом в 1975 році.

Сучасний діагностичний метод визначення рівня кровонаповнення є фотоплетизмографічний метод [3-6].

1.3 Результати патентного огляду методів і способів виміру ЕКГ та АТ

БМІ – це міждисциплінарна галузь науки і техніки, яка об'єднує інженерні та природничі області знань. Вирішує питання дослідження живих об'єктів і впливу на них за допомогою інженерних принципів, засобів та з використанням інформаційних технологій і комп'ютерного моделювання. БМІ тісно поєднує в собі досягнення електронної, хімічної, механічної та оптичної інженерії, які мають спільну мету – розробку методів та технічних засобів дослідження живих об'єктів.

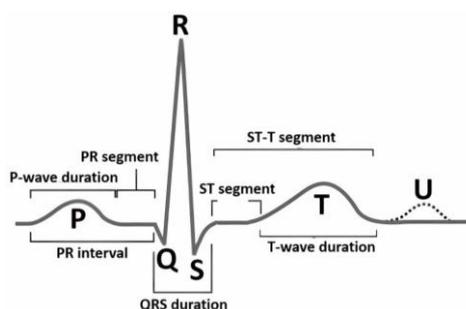


Рисунок 1.1 – типові позначення на ідеальній хвилі ЕКГ

Про вимірювання тиску у людини

ХМ ЕКГ – ‘еталонний’ метод діагностики щодо нечастої екстрасистоїї, а також оцінки важкості передчасних шлуночкових чи надшлуночкових скорочень, виявлених під час реєстрації поверхневої ЕКГ. Реєстрація ЕКГ протягом доби дозволяє оцінити загальну кількість екстрасистол та їх циркадні зміни. Вузкий комплекс QRS передчасного комплексу свідчить про імовірне надшлуночкове походження екстрасистоли, причому передсердній екстрасистолі повинен передувати

Звичайна ЕКГ, знята на одноканальному електрокардіографі (не менше 4 серцевих циклів у кожному відведенні), включає приблизно 50 комплексів PQRST, а тривалість реєстрації ЕКГ рідко перевищує одну хвилину. При ХМ ЕКГ запис ЕКГ здійснюється безперервно протягом 1440 хвилин, і для

аналізу отримують близько 100 000 комплексів QRS. Отже, тривалість спостереження за серцевою діяльністю при ХМ ЕКГ майже в 1500 разів більша.

Тривале поверхневе моніторування ЕКГ дозволяє, додатково:

- 1) оцінити зв'язок аритмій та клінічної симптоматики, у тому числі синкопальних станів;
- 2) виявити минулі порушення серцевого ритму в пацієнтів з відповідними клінічними симптомами;
- 3) зареєструвати моменти виникнення та припинення пароксизмів, що сприяє визначенню механізмів виникнення аритмій і проведенню диференціальної діагностики;
- 4) здійснити кількісну та якісну оцінку аритмій, важливу для стратифікація ризику;
- 5) встановити залежність виникнення аритмій від недостатності коронарного кровопостачання;
- 6) кількісно оцінювати ефективність та безпеку медикаментозного лікування аритмій;
- 7) оцінити функціонування імплантованих пристроїв: електрокардіостимуляторів та кардіовертерів-дефібриляторів.

Очевидно, не у всіх випадках ХМ ЕКГ є єдиним можливим методом вирішення вказаних завдань. У багатьох клінічних ситуаціях для діагностики та оцінки порушень серцевого ритму достатньо здійснити запис звичайної ЕКГ у 12 відведеннях або Основою для розробки національних рекомендацій замбулаторного моніторування ЕКГ на сьогодні є стандарти з амбулаторної електрокардіографії, видані у 1999 році Американською колегією кардіологів і Американською кардіологічною асоціацією. Очевидно, не всі алгоритми використання існуючих методів тривалого моніторування ЕКГ при різних клінічних показаннях прийнятні для нашої країни. Передусім існують серйозні відмінності співвідношення вартості та ефективності ХМ ЕКГ у західних країнах (де вартість одного дослідження становить 250-350 доларів США і в кожному випадку здійснення ХМ ЕКГ регламентується відповідними діагностичними

стандартами) і Україні, а також співвідношення вартості ХМ ЕКГ, переривчастого моніторингу ЕКГ та інших методів інструментального дослідження хворих. Імовірно, на сьогодні спектр показань для ХМ ЕКГ у вітчизняній клінічній практиці дещо ширший порівняно з жорсткими американськими стандартами використання цього методу дослідження. Мета цього методичного посібника – систематизувати можливості та обмеження амбулаторного моніторингу ЕКГ, оцінити їх місце серед інших методів виявлення кардіологічної патології. Крім того, у період впровадження елементів страхової медицини важливо чітко визначити показання для здійснення вказаних методів дослідження, а також клінічні ситуації, коли воно не виправдане. Методичний посібник призначений для системи післядипломної освіти кардіологів, лікарів функціональної діагностики, терапевтів, сімейних лікарів, клінічних ординаторів та інтернів.

– нетривале моніторне спостереження. І, навпаки, в певних категорій пацієнтів тривалість обстеження при, а це зумовлює потребу в застосуванні більш тривалого переривчастого моніторингу ЕКГ або більш “агресивних” методів дослідження (навантажувальні проби, через стравохідне або внутрішньосерцеве електрофізіологічне дослідження, оцінка барорефлекторної чутливості, коронарографія тощо). Загалом, можливі такі варіанти співвідношення та причинно-наслідкового зв’язку порушень ритму або провідності серця та клінічними симптомами:

- 1) симптоми з являються одночасно з документованими епізодами аритмій, які є їх імовірною причиною;
- 2) суб’єктивні прояви не супроводжуються виникненням аритмій;
- 3) діагностовані аритмії не супроводжуються клінічними симптомами;
- 4) за моніторинг немає.

Перший і другий варіанти співвідношення характеризуються високою діагностичною цінністю, оскільки дозволяють відповісти на запитання щодо зв’язку симптомів з порушеннями серцевого ритму і можуть бути

підставою для клінічних рішень. При третьому варіанті важко визначити, чи аритмія має відношення до симптомів, які раніше спостерігалися у пацієнта. Не виключено, наприклад, що ці симптоми були викликані подібною аритмією, але більшою за градацією або тривалістю. Останній, четвертий варіант свідчить про недостатню тривалість здійсненого обстеження. Як звичайно, в цьому випадку потрібно здійснювати більш тривале переривчасте моніторування ЕКГ або використовувати інші методи дослідження. Удосконалення методу: поліпшення якості обстеження та запису, збільшення кількості відведень та тривалості обстеження, доповнення алгоритмів автоматичного аналізу додаткових параметрів, забезпечення можливості передачі сигналу ЕКГ по телефону тощо. Зокрема, замість радіореєстратора вагою 40 кг, який закріплювався на спині хворого, у 2004р. використовують сучасні реєстратори з магнітною стрічкою або цифровими носіями інформації, вагу яких уже зменшено до 300-80 грамів. З появою в 90-х роках енергозалежної цифрової пам'яті об'єм інформації на дискових реєстраторах збільшився до 200 мегабайт. Зменшилася кількість артефактів, викликаних фізичною активністю хворого та впливом різноманітних електромагнітних полів. З'явилася можливість одночасної реєстрації кількох відведень, що підвищує інформативність у діагностиці ІХС та певних порушень серцевого ритму. Тривалість реєстрації сигналу в сучасних системах моніторування ЕКГ збільшилася від 24 годин до кількох місяців (з використанням імплантованих пристроїв). Збільшення тривалості дослідження дозволяє оцінити умови виникнення багатьох порушень ритму, їх особливості, а також електрокардіографічні феномени, при відновленні ритму, що використано для визначення лікувальної тактики.

Окремими напрямками тривалого моніторування ЕКГ є кількісна оцінка варіабельності серцевого ритму (BCP), відхилень сегмента ST, оцінки функції електрокардіостимулятора, тривалості та коливань інтервалу QT. Важливим напрямком еволюції методу стало поліфункціональне моніторування, при якому, крім ЕКГ, реєструють рівень артеріального тиску та інші фізіологічні параметри.

Пристрій для ХМ ЕКГ повинен забезпечити:

- а) тривалий запис ЕКГ в умовах звичайної активності; б) відтворення;
- в) обробку та інтерпретацію.

Системи складаються з реєстратора, відтворюючого та аналізуючого пристроїв.

Реєстратор прикріплюється до тіла обстежуваного на весь період моніторингу і живиться енергією акумуляторних батарей. Найчастіше в реєстраторі міститься знімальний носій інформації, на який здійснюється запис ЕКГ: можуть бути аудіокасети (аналоговий режим) або флеш-карта (цифровий режим реєстрації сигналу). На більшості реєстраторів є кнопка для пацієнта, так званий “маркер події”, на яку той натискає у випадку певних симптомів. Моделі містять вмонтований калібратор мікрвольта та кварцовий годинник. Зчитуючий пристрій переносить і, якщо потрібно, перетворює дані, що містяться на знімальному носії, на аналізуючий пристрій - комп'ютер із спеціальними програмами для обробки та інтерпретації сигналу ЕКГ. Безпосередній контакт пацієнта здійснюється з електродом. Найкращу провідність мають електроди, виготовлені з хлориду срібла, в яких металічний центр контактує з поверхнею тіла через насичену електропровідним гелем губку, діаметр контакту для дорослої людини повинен становити не менше 1 см, для клейкого кола кріплення – не менше 5 см. Волосяний покрив слід ретельно зголити. Шкіру пацієнта потрібно обробити 70% спиртом або ацетоном і протерти спеціальною губкою або абразивною пастою. Знежирення забезпечить зменшення опору шкіри, поліпшить якість запису та триматиме електрод під час рухової активності. Для оптимальної реєстрації ЕКГ опір між електродами не повинен перевищувати 8 кОм. Крім того, опір обов'язково має бути однаковий у всіх відведеннях – електроди одного типу. Електроди екранованими проводами, довжиною від 85-95 см, поєднуються реєстратором. При встановленні реєстратора проводи потрібно у вигляді петлі прикріпити пластирем до тіла пацієнта. Це забезпечить кращу амортизацію натягу електродів, коли пацієнт буде рухатися. Для спекотних приміщень, усі електроди потрібно додатково закріпити широкою

смужкою пластиру. Обстежуваного треба попросити одягнути тісну натільну білизну, коли лягатиме спати.

Для ХМ ЕКГ, з двох електродів: один – активний, сприймаючий (+), інший – пасивний (-). Накладати електроди на тіло пацієнта треба в місцях, де немає великих груп м'язів, щоб уникнути деформації сигналу під час звичайної активності пацієнта, тремтіння м'язів та дихальних рухів. Крім кількох пар реєструючих електродів, при моніторингу завжди використовується ще один, “нульовий” електрод – прикріплюють у правій епігастральній ділянці щоб врівноважити потенціали реєстратора-тіла. Кількість відведень, яка використовується при моніторингу ЕКГ, залежить від технічних можливостей пристрою та мети обстеження. До 90-х років запис був можливим лише в одному відведенні. У 2004р. найчастіше здійснюють запис ЕКГ у двох або трьох відведеннях, вже розроблені пристрої реєстрації ЕКГ у 12-ти і більше відведеннях.

При ХМ ЕКГ обирають відведення CS-1 і CM-5 (“chest modified” – модифіковане грудне). Запис, у відведенні CM-5 (негативний електрод у правій підключичній ділянці, позитивний – у позиції V5), приблизно відповідає звичайній ЕКГ у відведенні V5, іноді також – у II стандартному відведенні. У ньому найкраще видно зубець R, який у нормі завжди вищий, ніж зубець T – ними аналізують порушення серцевого ритму; добре видно зміни сегмента ST, які відображають процеси реполяризації в передньо-боковій ділянці лівого шлуночка. Відведення CS-1 (негативний електрод у лівій підключичній ділянці, позитивний – у позиції V1) відповідає відведенню V1. У ньому добре візуалізується зубець P – за ним виявляють надшлуночкові аритмії; аналізують порушення внутрішньошлуночкової провідності. Для ХМ ЕКГ також використовують інші відведення:

-CM-2 – (-) ліва підключична ділянка, (+) позиція V2;

-CM-3 – (-) ліва підключична ділянка, ближче до грудини, (+) позиція V3;

-IS – (-) ліва підключична ділянка, (+) лівий кульшовий суглоб;

відведення, які відтворюють триосову систему Франка:

X – (-) позиція V6R, (+) позиція V6;

Y – (-) верхня частина грудини, (+) мечовидний відросток;

Z – (-) паравертебральна ділянка, хребці ThVI-VII, (+) позиція V1 або V2;

відведення за Небом:

D – (-) друге міжребер'я справа, (+) позиція V7;

A – (-) друге міжребер'я справа, (+) позиція V5;

I – (-) позиція V5, (+) позиція V7.

Загалом, з метою діагностики порушень ритму достатньо двох відведень, осі яких перетинаються під прямим кутом або є близькими до цього. Водночас для діагностики ішемії міокарда потрібно використовувати не менше трьох відведень, які якомога повніше відображатимуть процеси реполяризації у стінках міокарда лівого шлуночка. Після встановлення електродів здійснюють функціональну пробу: на монітор комп'ютера виводять ЕКГ, яка послідовно записується в різних положеннях тіла пацієнта: стоячи, сидячи, лежачи на спині, на боці та під час глибокого дихання. Така процедура дає можливість відрізнити позиційні відхилення сегмента ST від ішемічних.

Повністю деполяризований міокард не є електрично активний у короткий (але діагностично дуже важливий проміжок часу – ST-сегмент). Потенціали дії усіх клітин мають (під час закінчення деполяризації шлуночків) однакові значення, тобто в електричному полі серця не можна знайти різниці потенціалів. Потенціали, що далі проходили б синхронно і мали однакові характеристики, у часі реполяризації не проявили би зубець T.

Для тканини різниця потенціалів визначається сукупністю потенціалів окремих клітин. Зняття біопотенціалів проводиться за допомогою електродів, які встановлюються на поверхні тіла чи органів людини.

Вимірюється різниця потенціалів між двома точками поверхні, яка відображає її біоелектричну активність та характер метаболічних (обмінних) процесів.

Електрографічні методи використовують біопотенціал для отримання інформації про стан і функціонування органів.

Електрокардіографія - це метод медичної функціональної діагностики, який: графічно реєструє та досліджує біопотенціали, серцевого м'яза під час серцевого циклу. Для дослідження стану серця та діагностики серцевих захворювань у медичній практиці. Реєстрації графічно з поверхні тіла біопотенціалів, утворених у серцевому м'язі під час серцевого циклу – основний метод. Криву електричної активності серця, називають електрокардіограмою (ЕКГ).



Рисунок 1.2 – холтер ЕКГ монітор на 3 відведення

З синусного вузла імпульси збудження розповсюджуються по передсердю рівномірно в усіх напрямках. На ЕКГ починається формування Р-зубця.

Між синусним вузлом та атріовентрикулярним (АВ) вузлом швидкість імпульсів збудження складає від 0,8 до 1,8 м/с. В АВ-вузлі швидкість розповсюдження, знижується (до значень близько 0,05 м/с). Часова затримка активації Гісова пучка, відносно моменту збудження АВ-вузла складає близько 40 мс. На ЕКГ формується інтервал PQ. Після затримки у АВ-вузлі збудження проходить єдиним Гісовим пучком і далі його розгалуженнями (права та ліва

ніжки). Збудження міжшлуночкової перетинки на ЕКГ формує у відведенні I, II зубець Q. Збудження розповсюджується в обох шлуночках одночасно. Оскільки протилежні деполяризації м'язів шлуночків взаємно нейтралізуються, на ЕКГ видно ту частину деполяризації, що виникла за рахунок того, що правий шлуночок слабкіший за лівий.

Оскільки у нормальному випадку лівий шлуночок посунутий більш назад, вліво та униз, напрямок збудження співпадає у цьому інтервалі з напрямком до лівого шлуночка, тобто вліво, назад і униз.

Наслідком цього є позитивна зміна напруги як у відведенні I, так і у α VF (утворює фронт зубця R). Деполяризація проходить через шлуночки. У відведенні I проходить зростання зубця R, а у відведенні α VF – утворюється негативний потенціал (зубець S).

У часи спокою серцевий цикл триває 0,8 с, під час фізичного навантаження чи стресу – вдвічі менше. Перша фаза – систола передсердь, у стані спокою триває 0,1 с. Під час цієї фази кров із передсердь поступає у шлуночки. Шлуночки, наповнившись кров'ю, починають скорочуватися. Відбувається друга фаза – систола шлуночків, яка триває 0,3 с. Під час цієї фази кров виштовхується в аорту і легеневий стовбур. Поверненню крові назад у передсердя перешкоджають клапани. Після систоли шлуночків у них залишається частина крові – це резервний об'єм. Під час третьої фази циклу – загальної паузи, яка триває 0,4 с, артеріальна кров надходить до лівого передсердя, а венозна кров – до правого. Поверненню крові назад у шлуночки перешкоджають клапани аорти та легеневого стовбура. Під час цієї фази шлуночки на 80% наповнені кров'ю. Кількість крові, яка викидається шлуночком за одне скорочення називають систолічним об'ємом. Лівий і правий шлуночки виштовхують однакову кількість крові – у стані спокою в дорослої людини це 60–80 мл кожен.

При реєстрації форма ЕКГ-сигналу залежить від місця розташування електродів на тілі людини, тобто від типу електрокардіографічного відведення. Найчастіше у медичній практиці використовується 12 відведень: стандартні

відведення Ейтховена (I, II, III), підсилені відведення від кінцівок (aVR, aVL, aVF) та грудні відведення (V1-V6). Типова форма ЕКГ (рис. 1.1) реєструється у II стандартному відведенні.



Рисунок 1.3 – Найменший холтер у світі на 2015 р.

Основні параметри ЕКГ-сигналів у нормі

Нормальна ЕКГ складається з таких елементів: зубця Р (деполяризація передсердь), комплексу QRS (деполяризація шлуночків) і зубця Т (реполяризація шлуночків) (рис. 1.1). Крім того, на ЕКГ є сегменти PR і ST.

Зубець Р. Перший зубець ЕКГ виникає під час збудження передсердь. Тривалість зубця Р у нормі близько 0,08 с, амплітуда – 0,5–2,5 мм, де 1мм=0,1 мВ (0,05–0,25 мВ). Зростання його амплітуди може свідчити про наявність гіпертрофії передсердь.

Інтервал PQ – від початку зубця Р до початку комплексу QRS. Це час, протягом якого збудження охоплює передсердя і проходить до міжшлуночкової перетинки. Значною мірою поява ізоелектричного сегмента PQ пояснюється затримкою проведення імпульсів в атріовентрикулярному вузлі, коли відбувається систола передсердь. Тривалість інтервалу PQ = 0,12–0,21 с; під час його зростання діагностують атріовентрикулярні блокади.

Комплекс QRS. Збудження одночасно охоплює значну масу шлуночків, і тому з'являється елемент ЕКГ найбільшої амплітуди – комплекс

QRS. Водночас відбувається реполяризація передсердь, однак вона маскується шлуночковим комплексом. Тривалість QRS у нормі не перевищує 0,1 с; збільшення тривалості QRS свідчить про появу внутрішньошлуночкової блокади. Зростання амплітуди шлуночкового комплексу може відбивати гіпертрофію шлуночків, а зміни його конфігурації (відсутність або «патологічні» Q-зубці) – рубцеві зміни міокарда.



Рисунок 1.4 – апарат для прийому ЕКГ за 12 відведеннями

Сегмент ST – відповідає початку періоду вигнання крові з шлуночків. Закінчення зубця S збігається з моментом виникнення першого тону серця; другий тон з’являється невдовзі після зубця T. У нормі сегмент ST є ізоелектричним, оскільки деполяризація та реполяризація відділів шлуночка відбуваються одночасно. Однак, якщо частина серцевого м’яза працює в умовах ішемії: зниження потенціалу спокою міоцитів, неоднорідного ходу деполяризації та появи «струмів пошкодження» між здоровими та ішемізованими серцевими клітинами – зміщення сегмента ST з ізоелектричної лінії. У нормі тривалість ST-сегменту 0.02–0.12 с.

Зубець T. Реполяризація шлуночків породжує широкий і асиметричний зубець T. Реполяризація шлуночків відбувається у напрямку від основи серця й епікарда до верхівки та ендокарда, тобто протилежному до ходу деполяризації. Тому зубець T, як і комплекс QRS, є позитивним. При ішемії міокарда нерідко з’являється інверсія зубця T.

Сегменти (час в с):

PQ	–	0,04 – 0,10
ST	–	0,02 – 0,12
TP	–	0,30 – 0,40

Інтервали (час в с):

P-Q	–	0,12 – 0,20
Q-T	–	0,35 – 0,42
R-R	–	0,75 – 1,0
P-P	–	0,75 – 1,0

Комплекс (час в с):

QRS	–	0,06 – 0,09(0,10)
-----	---	-------------------

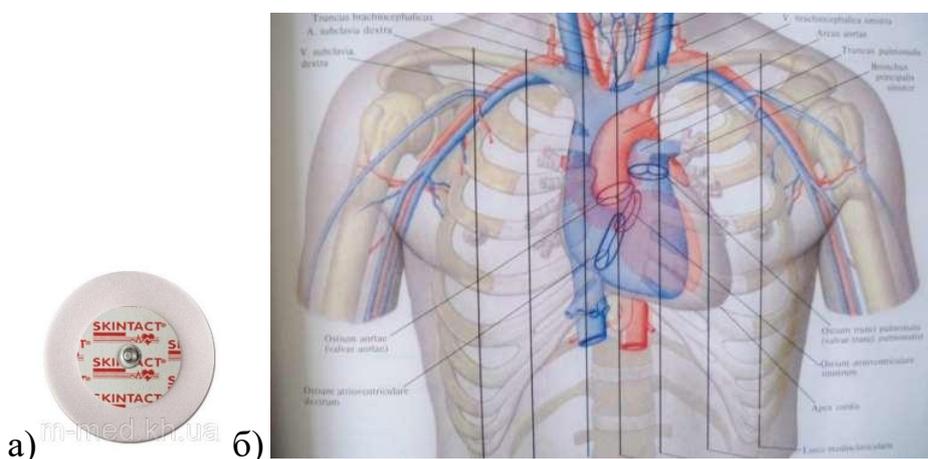


Рисунок 1.5 – (а) Електрод для холтер ЕКГ монітування (5 см); (б) Розташування серця у грудині

Типи ЕКГ-відведень. Особливості ЕКГ у різних відведеннях

ЕКГ – перевіряють провідну систему серця. У медичній практиці найчастіше використовують неінвазивне (без пошкодження тканин) зчитування ЕКГ за допомогою поверхневих ЕКГ – електродів, які накладаються на тіло пацієнта. Електроди при цьому можуть бути розташовані на тілі за різними схемами.

Провідна система серця представлена атипovими або провідними кардіоцитами, або пейсмекерними клітинами.

Пейсмекерна система серця: пазухо-передсердний вузол, передсердно-шлуночковий вузол, передсердно-шлуночковий пучок, ліва і права ніжки пучка, волокна Пуркінє.

Електрографічні відведення – це система (схема) встановлення електродів на тілі пацієнта. Електрокардіографічні відведення для неінвазивного зчитування можна розділити на такі групи (основні):

- кінцеві – біополярні за Ейтховеном;
- уніполярні кінцеві (VR, VL, VF) за Вільсоном;
- уніполярні відведення, підсилені за Гольдбергером;
- уніполярні грудні відведення.

Існують також додаткові відведення. Найчастіше використовують відведення Ейтховена.

Стандартні двополюсні відведення Ейтховена реєструють різницю потенціалів між двома точками електричного поля, віддаленими від серця і розміщеними у фронтальній площині – на кінцівках. Для реєстрації цих відведень електроди накладають на праву руку (червоне маркірування), ліву руку (жовте маркірування) і на ліву ногу (зелене маркірування). Ці електроди попарно підключають до електрокардіографа для реєстрації кожного із трьох стандартних відведень: I відведення – ліва рука (+), права рука (-); II відведення – ліва нога (+), права рука (-); III відведення – ліва рука (+), ліва нога (-).



Рисунок 1.6 – Набір до холтер ЕКГ монітору на 3 відведення

Відведення були запропоновані Вільсоном. Вони реєструють різницю потенціалів між активним позитивним електродом, розташованим на

поверхні грудної клітини, і негативним об'єднаним («нульовим») електродом. Цей останній електрод утворюють об'єднанням через додаткові опори трьох кінцівок (правої руки, лівої руки та лівої ноги), об'єднаний потенціал яких наближається до нуля (близько 0,2 мВ).

Стандартні та підсилені відведення від кінцівок дають можливість зареєструвати зміни ЕРС серця у фронтальній площині, тобто в тій площині, де розташований трикутник Ейнтховена.

Для визначення різних відхилень ЕРС серця у фронтальній площині, зокрема для визначення положення електричної осі серця, була запропонована шестивісьова система координат (Бейлі). Її одержують суміщенням осей трьох стандартних (за Ейнтховеном) і трьох підсилених (за Гольдбергером) відведень від кінцівок. Електричний центр серця ділить вісь кожного відведення на позитивну і негативну частини, обернені до позитивного (активного) електрода і до електрода негативного.

Аналізуючи амплітуди і полярності ЕКГ-комплексів у різних відведеннях, можна досить точно визначити величину і напрямок вектора ЕРС у фронтальній площині. Напрямок осей відведень звичайно визначають у градусах. За початок відліку (0°) умовно приймають радіус, проведений горизонтально через центр серця (у напрямку позитивного полюса і стандартного відведення). Позитивний полюс другого стандартного відведення розташований на осі під кутом $+60^\circ$ (за годинниковою стрілкою), відведення αVF – під кутом $+90^\circ$, полюс III стандартного відведення – під кутом $+120^\circ$, αVL – під кутом 30° , а αVR – під кутом мінус 150° . Вісь αVL перпендикулярна до осі II відведення, вісь αVR – до I, а вісь αVR – до III.



Рисунок 1.7 – холтер ЕКГ монітор на 3, 6 або 12 відведень

Розглянемо методи визначення положення електричної осі серця. Якщо відкласти алгебраїчну суму амплітуд зубців QRS I відведення на вісь I і, аналогічно, сукупність зубців QRS III відведення на вісь III, то одержані таким чином інтервали можна вважати проєкціями серцевого вектора. Кут α визначає електричну серцеву вісь (точніше – орієнтацію максимального миттєвого вектора у фронтальній площині). На рис. 1.16 також наведений інший шлях встановлення осі серця у фронтальній площині.

Для цього знаходять суму векторів горизонтальної складової $H = 1,15(RI - S1 - Q1)$ та вертикальної складової $V = 1,15(R\alpha VF - S\alpha VF - Q\alpha VF)$. Кут α розраховується як $\alpha = \arctg V/H$.

У медичній практиці розрізняють такі основні орієнтації серцевого вектора:

- нормальне положення ($0^\circ < \alpha < 90^\circ$);
- відхилення осі вправо ($90^\circ < \alpha < 180^\circ$);
- відхилення осі вліво ($-120^\circ < \alpha < 180^\circ$).

Детальний огляд можливих кутів α наведений на рис.. Електрична вісь серця приблизно співпадає з анатомічною лише у випадку правильного проходження збудження у міокарді. У протилежному випадку напрямки осей різні, що є інформацією про деякі захворювання серця.

Електрична вісь серця змінюється з віком. У молодому віці – тип середній, похилий або правобічний, у старшому віці – найчастіше лівобічний. Вважають, що значне зміщення електричної осі серця вліво у молодому віці та правобічне у людей похилого віку носить патологічний характер.



Рисунок 1.8 – ЕКГ монітор на 3 відведення

У відведеннях α VL та α VF вигляд ЕКГ залежить також від положення серця і явно змінюється під час дихання. У випадку глибокого вдиху серце знаходиться у вертикальному положенні і повернуто до електрода відведення α VF лівим шлуночком. Вигляд QRS-комплексу наближається до його вигляду у відведенні V6. Під час видиху серце нахилиється і повертається до електрода відведення α VF правим шлуночком. Тому QRS-комплекс у відведенні α VF схожий з QRS у відведенні V1.



Рисунок 1.9 – подійний монітор холтер ЕКГ

Зміни форми ЕКГ-сигналів та формування комплексів ЕКГ-ознак відбувається за різних функціональних та патологічних станів організму (гіпертрофій передсердь та шлуночків серця, блокад провідних шляхів, ішемічних хвороб серця, інфарктів міокарду та ін.).

Гіпертрофія передсердь та шлуночків серця – один з поширених типів патологічних змін у серці, що призводить до зміни форми електрокардіографічного сигналу. Виникає у тому або іншому відділі серця за наявності клапанних пороків серця, при підвищенні тиску у великому або малому колі кровообігу.

Компенсаторної гіпертрофії будь-якого відділу серця, обумовлюють:

- збільшенням електричної активності гіпертрофованого відділу серця;
- сповільненням проведення по ньому електричного імпульсу;

– ішемічними, дистрофічними, метаболічними і склеротичними змінами в гіпертрофованому серцевому м'язі.

Електрокардіографічними ознаками гіпертрофії лівого передсердя є:

– роздвоєння і збільшення амплітуди зубців P_{I,II}, αVL, V_{5,6} (P-mitrale);

– збільшення амплітуди і тривалості другої від'ємної (лівопередсердної) фази зубця P у відведенні V₁ (рідше V₂) або формування від'ємного зубця PVI;

– від'ємний або двофазний (±) зубець PIII (не постійна ознака);

– збільшення загальної тривалості (ширини) зубця P – більше 0,1с.

Ознаки гіпертрофії правого передсердя:

– у відведеннях II, III, αVF зубці P високо амплітудні з загостреною вершиною (P-pulmonale);

– у відведеннях V₂ зубець P (або принаймні його перша – правопередсердна – фаза) позитивний із загостреною вершиною (P-pulmonale);

– у відведеннях I, αVL, V_{5,6} зубець P низької амплітуди, а в αVL може бути від'ємним (не постійна ознака);

– тривалість зубця P – не більше 0,10 с.



Рисунок 1.10 – набір до холтер ЕКГ монітору на 3 відведення

При гіпертрофії лівого і правого шлуночка змінюється амплітуда і тривалість QRS-комплексу (0,05 і 0,03 відповідно). Збільшується амплітуда зубців R (ГЛШ) і S (ГПШ) у лівих грудних відведеннях V_{5,6} і амплітуда зубців S (ГПШ) і R (ГЛШ) у правих грудних відведеннях V_{1,2}. Зміщується електрична

вісь серця вліво при ГЛШ і вправо (кут $\alpha > 1000$) при ГПШ. Зміщується сегмент RS-T у відведеннях V5,6, I, α VL нижче ізолінії і формування від'ємного або двофазного зубця T у цих самих відведеннях при ГЛШ, а при ГПШ сегмент RS-T зміщується вниз і з'являється від'ємний зубець T у відведеннях III, α VF, V1,2. Ці характеристики добре видно з рис..

Порушення провідності імпульсу (сповільнення або повне зупинення) отримало назву блокади серця. Якщо має місце лише сповільнення проведення або періодична поява зупинення проведення імпульсів у системи, то говорять про неповну блокаду серця. Повне зупинення проведення усіх імпульсів свідчить про виникнення повної блокади. Залежно від місця порушення, розрізняють синоатріальну, внутрішньопередсердну і блокаду різних відділів пучка Гіса.

Синоатріальна блокада – це порушення проведення електричного імпульсу від синусного вузла до передсердь. Характерними ознаками цієї блокади на ЕКГ є: випадання частини серцевих циклів (зубців P і QRST комплексів), а також збільшення в момент випадання серцевих циклів паузи між двома сусідніми зубцями P або R майже вдвічі (рідше в три або чотири рази) порівняно з нормальними інтервалами P–P або R–R.



Рисунок 1.11 – набір до холтер ЕКГ та АТ монітору на 3 парних-відведення

Внутрішньопередсердна блокада – це порушення проведення електричного імпульсу по провідній системі передсердь, що призводить до збільшення тривалості зубця P $> 0,11$ с і до його розщеплення, зменшення сегмента PQ, збільшення інтервалу PQ.

Блокада різних відділів пучка Гіса – це сповільнення або повна зупинка проведення збудження по одній двох або трьох вітках пучка Гіса. Характерні зміни при блокаді правої ніжки пучка Гіса (рис.).

При повній блокаді: в правому грудному відведенні (V1) реєструється комплекс типу rSR'; у лівих грудних відведеннях (V5,6) і відведеннях I та α VL – уширений зубець S; тривалість QRS – 0,17 с; у відведеннях V1 – V3 – депресія сегмента RS-T і від'ємний зубець T.

При неповній блокаді QRS комплекс у відведеннях V1 і V2 має вигляд rSR і його тривалість не більша 0,11 с.

При повній блокаді тривалість QRS > 0,12 с; електрична вісь серця зміщена вліво (кут $\alpha = -60^\circ$). У відведеннях V5 і V6 розширені і деформовані шлункові комплекси типу R з розщепленою вершиною; у відведеннях V1 і V2 комплекси типу QS і rS. У відведеннях V5 і V6 депресія сегмента RS-T і від'ємний зубець T.

При неповній блокаді тривалість QRS = 0,11 с. Горизонтальне положення електричної осі серця (кут $\alpha = 0^\circ$). У відведеннях V5 і V6 – високий деформований зубець R, у відведеннях V1 і V2 – глибокий зубець S.

Порушення ритму роботи серця призводить до зміни тривалості кардіоциклу ЕКГ. До порушень ритму роботи серця належать тахікардія, брадикардія, аритмії.

При тахікардії збільшується частота серцевих скорочень від 90 до 150–180 ударів за хвилину при збереженні правильного синусного ритму. На ЕКГ відтворене правильна послідовність зубців P і комплексу QRS-T, характерна для синусного ритму. Під час вираженої тахікардії можуть спостерігатися косо зростаюча депресія сегмента RS-T не більше 1 мм, деяке збільшення амплітуди зубців T і P.

Під час брадикардії зменшується ЧСС до 59–40 за хвилину при збереженні правильного синусного ритму. На ЕКГ відтворена правильна послідовність зубця P і комплексу QRS-T, характерна для синусного ритму. Іноді

при вираженій брадикардії може зменшуватися амплітуда Р зубця і збільшуватися тривалість інтервалу P-Q(R) (до 0,21 – 0,22 с).

Основними електрокардіографічними ознаками аритмії є: коливання тривалості інтервалів R-R, що перевищують 0,15 с і зв'язані з фазами дихання; збереження усіх електрокардіографічних ознак синусного ритму (послідовність зубця Р і комплексу QRST).

Приклади ЕКГ-сигналів для різних типів порушення ритму серця наведені: а – ЕКГ здорової людини у спокої (ЧСС 77 уд/хв.); б – ЕКГ людини після фізичних навантажень (синусна тахікардія, ЧСС 150 уд/хв.); в – ЕКГ здорового спортсмена у спокої (синусна брадикардія); г – ЕКГ хворого з синусною (дихальною) аритмією.

Ішемічна хвороба серця (ІХС) та інфаркт міокарду серця призводять до суттєвих змін форми ЕКГ практично у всіх відведеннях. Ішемічна хвороба серця характеризується порушенням кровопостачання різних відділів серцевого м'язу. Суттєвими електрокардіографічними ознаками ІХС є різні зміни форми і полярності Т-зубця. Високий Т-зубець в грудних відведеннях свідчить або про субендокардіальну ішемію передньої стінки, або про субепікардіальну, трансмуральну або інтрамуральну ішемію задньої стінки лівого шлуночка (хоча навіть в нормі, особливо у молодих людей, часто реєструється високий додатній зубець Т у грудних відведеннях). Від'ємний коронарний зубець Т у грудних відведеннях свідчить про субепікардіальну, трансмуральну або інтрамуральну ішемію передньої стінки лівого шлуночка. Двофазні зубці Т виявляються на межі ішемічної зони й інфарктного міокарда.

При ішемічному пошкодженні міокарда проявляється зміщення сегмента RS-T нижче або вище ізолінії. Зростання сегмента RS-T у грудних відведеннях свідчить про субепікардіальне, трансмуральне пошкодження передньої стінки лівого шлуночка. Депресія сегмента RS-T у грудних відведеннях вказує на наявність ішемічного пошкодження в субендокардіальних відділах передньої стінки або трансмурального пошкодження задньої стінки лівого шлуночка.

Інфаркт міокарда характеризується різними електрокардіографічними ознаками, залежно від стадії захворювання.

Сегмент RS-T стає ізоелектричним, а від'ємний коронарний зубець T різко заглиблюється і стає симетричним, загостреним.

У загостреній формі інфаркту міокарда реєструється патологічний зубець Q чи комплекс QS (некроз) і від'ємний коронарний зубець T (ішемія), амплітуда якого, починаючи з 20–25 доби інфаркту міокарда, поступово зменшується. Сегмент RS-T розміщений на ізолінії.

Рубцева стадія інфаркту міокарда характеризується збереженням протягом ряду років, нерідко протягом всього життя хворого, патологічного зубця Q чи комплексу QS і наявністю слабо від'ємного, згладженого чи позитивного зубця T.

Передньобоковий інфаркт міокарда. Характерними ознаками інфаркту (типів зміни зубців Q, R, сегмента RS-T і зубця T) проявляються в лівих грудних відведеннях V_{5,6}, а також відведеннях I і α VL, оскільки область передньобокового інфаркту міокарда повернена в сторону позитивних полюсів цих відведень.

Задньодіафрагмальний (нижній) інфаркт найчастіше розвивається при закупорці правої коронарної артерії. Характерні ознаки інфаркту проявляються у відведеннях II, III і α VF, при цьому найбільше значення для діагнозу має відведення α VF. Протилежність цьому у відведеннях I, α VL, V_{1–V3} можливі реципрокні («дзеркальні») зміни ЕКГ: депресія сегмента RS-T і високий позитивний зубець T.

Важливим і ще не до кінця вирішеним залишається питання щодо оптимальної тривалості моніторингу ЕКГ. Згідно з рекомендаціями Американської колегії кардіологів / Американської кардіологічної асоціації з амбулаторного моніторингу ЕКГ, для виявлення більшості аритмій достатньо 24-годинного періоду моніторингу, а для виявлення і належної кількісної оцінки ішемії – моніторингу ЕКГ протягом двох діб.

Для виявлення порушень ритму, які трапляються з періодичністю 1-2 рази на місяць, використовують реєстратори з переривчастим режимом запису. Вони активізуються обстежуваним у момент виникнення певних симптомів. Існують також пристрої, які ведуть запис постійно, але зберігають у пам'яті лише ділянки ЕКГ, пов'язані з активацією кнопки - маркера події. Вибіркове моніторування ЕКГ може тривати протягом 30-40 діб, а загальна тривалість записів, що зберігаються в пам'яті таких пристроїв, – 45-50 хвилин. Під час процедури ХМ ЕКГ хворі обов'язково ведуть запис всіх подій та відчуттів, які виникли під час моніторування. У записах важливо вказати: види занять (сон, лікувальні процедури, прогулянка, водіння автомобіля, фізичне навантаження, стрес); суб'єктивні відчуття (біль, задишка, серцебиття, запаморочення, слабкість, неприємні відчуття у грудній клітці); при виникненні болю потрібно вказати його характер (стискаючий, колючий, пекучий, ниючий, тупий), локалізацію, іррадіацію та тривалість, а також обставини, при яких біль виник і припинився; прийом ліків (назва, доза препарату і час прийому); точний час початку і закінчення суб'єктивних відчуттів та видів діяльності. Після закінчення обстеження вся інформація переноситься на комп'ютер, на якому відтворюється з допомогою спеціальних програм. Здійснюється аналіз серцевого ритму та ідентифікація подій, зокрема, екстрасистол, епізодів тахі- та брадиаритмій, ішемічних змін сегмента ST. Основа аналізу ЕКГ – ідентифікація нормального комплексу QRS та інтервалів R-R. Диференціація комплексів QRS шлуночкового походження і артефактів від нормальних комплексів здійснюється за “коефіцієнтом ширини”, який є співвідношенням площі комплексу до довжини його контуру. Коефіцієнт ширини найбільший у комплексах QRS шлуночкового походження, проміжний – у надшлуночкових комплексах, найменший – у випадку артефактів. Для виявлення екстрасистол при автоматичній обробці сигналу ЕКГ використовують також коефіцієнт передчасності (КП) – відношення різниці між базовим інтервалом RR (RR_n) і передекстрасистолічним інтервалом RR (RR_{ex}) до базового інтервалу RR. Скорочення вважають передчасним, якщо цей показник перевищує 20%.

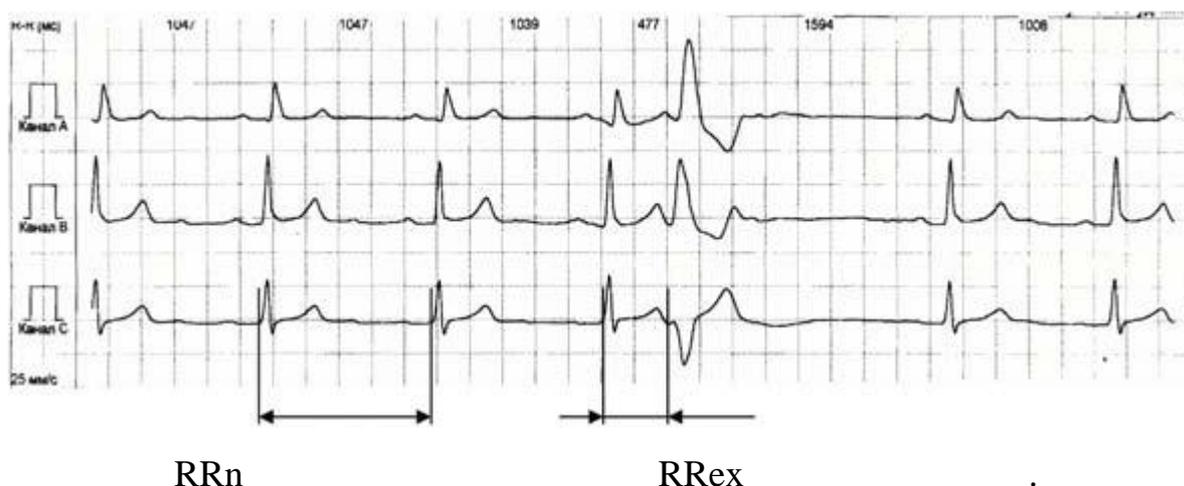


Рисунок 1.12. Визначення коефіцієнта передчасності.

$$\text{КП} = (\text{RRn} - \text{RRex}) / \text{RRn} * 100\%;$$

Будь-яке виявлене відхилення ритму чи процесів реполяризації обов'язково виноситься машиною для розгляду дослідником. Використано стандартний протокол аналізу даних ХМ ЕКГ.

Під час аналізу можуть використовуватися також додаткові протоколи обробки, наприклад, для ЕКГ з постійно розширеним комплексом QRS при повній блокаді лівої ніжки пучка Гіса. Лікар ознайомлюється з результатами автоматичного аналізу і здійснює контрольний перегляд виділених комп'ютером подій. У разі необхідності здійснюється корекція результатів автоматичного аналізу, оскільки при ідентифікації подій комп'ютерною програмою можливі помилки. Пізніше дані моніторингу порівнюються з суб'єктивними відчуттями хворого, тривалістю та інтенсивністю фізичних навантажень та іншими видами життєдіяльності, занесеними у щоденник.

У висновку: умови обстеження (стаціонарні чи амбулаторні), використані відведення, слід дати характеристику синусового ритму, кількісну та якісну оцінку виявлених порушень ритму. Як правило, комп'ютерна програма обробки ЕКГ автоматично підраховує кількість за період комплексів QRS, епізоди найбільшої та найменшої ЧСС, точний час їх реєстрації, кількість

епізодів тахікардії і брадикардії, загальну кількість надшлуночкових і шлуночкових екстрасистол та їх кількість на 1000 серцевих скорочень, кількісну та якісну оцінку епізодів шлуночкових аритмій. Подібно характеризують порушення процесів реполяризації, моменти найбільших змін сегмента ST. При аналізі результатів уточнюють зв'язок усіх аритмічних та ішемічних подій із суб'єктивною симптоматикою у хворого. Розширений протокол може містити, також: погодинний аналіз порушень ритму та процесів реполяризації; аналіз варіабельності: ритму серця, інтервалу QT, пізніх потенціалів шлуночків; оцінку роботи імплантованого електрокардіостимулятора чи кардіовертера-дефібрилятора; деякі інші параметри. Можуть бути включені графіки часової динаміки частоти серцевих скорочень (ритмограми), динаміки відхилень сегмента ST, змін тривалості сегмента QT за добу. Після основного висновку, кількісної та якісної характеристики виявлених порушень, графіків і таблиць повинні бути наведені приклади, які б ілюстративно характеризували всі описані вище порушення ритму та реполяризації. Тривалість кожного обраного епізоду найчастіше становить 7-10 секунд, але за необхідності може бути збільшена або зменшена дослідником. У разі потреби все добове обстеження може бути видрукуване у вигляді 30-хвилинних інтервалів на окремих аркушах.

Основні показники серцевого ритму в нормі – єдиних нормативів для оцінки показників серцевого ритму у здорових людей на нинішній час немає. Протягом доби майже у всіх обстежуваних спостерігаються відхилення від тих величин, які прийнято вважати нормою при аналізі звичайної ЕКГ. Під час фізичних навантажень частота серцевих скорочень може значно перевищувати показник 90-100 уд./хв., а під час глибокого сну, особливо у молодих людей, – зменшуватись до 50 уд./хв. і нижче. Частою знахідкою при аналізі добової ЕКГ є поодинокі надшлуночкові та шлуночкові екстрасистоли. Уночі, при підвищеній активності блукаючого нерва, можуть спостерігатися міграція водія ритму по передсердях, а також паузи між сусідніми серцевими скороченнями тривалістю до 2 секунд. Нормальні величини середньої ЧСС в активний період доби становлять 75-85 на хвилину, під час сну – 55-65 на хвилину. Співвідношення між

цими величинами називається циркадним індексом ЧСС і в нормі становить 1,22-1,45. Зменшення циркадного індексу характерне для захворювань: інфаркту міокарда, серцевої недостатності, артеріальної гіпертензії із значною гіпертрофією

Відображенням малих впливів вегетативної нервової системи (ВНС) на роботу серця є оцінка варіабельності серцевого ритму – вираженості коливань ЧСС навколо її середнього рівня. Основа часового аналізу ВСР – статистична оцінка змін тривалості послідовних інтервалів R-R, які відбуваються протягом різних проміжків часу. Зокрема, ступінь коливань ЧСС протягом невеликих проміжків часу най-краще оцінювати за показниками rMSSD (корінь квадратний із суми квадратів різниць величин послідовних пар інтервалів R-R, мс) та pNN50 (відсоток сусідніх синусових інтервалів R-R, які відрізняються більш ніж на 50 мс, %). Вважають, що значення цих показників переважно визначаються активністю пара-симпатичного відділу ВНС та відображають ступінь вираженості синусової аритмії. Для оцінки більш повільних коливань ЧСС найпоширенішим є показник SDNN (стандартне відхи-

Вікові особливості виявлення порушень ритму та провідності при 24-годинному ХМ ЕКГ у здорових осіб лівого шлуночка, цукрового діабету. Показник циркадного індексу може також зменшуватися на фоні застосування І-адреноблокаторів. Натомість підвищення циркадного індексу відображає збільшення чутливості міокарда до симпато-адреналових впливів. активність парасимпатичного відділу ВНС. Про це свідчить різке зниження потужності HF на фоні введення атропіну. Зміни астоти серцевого ритму у зв'язку з фазами дихання тісно пов'язані з функціонуванням барорефлекторної системи стабілізації артеріального тиску. Експерсія грудної клітки та діафрагми при диханні зумовлює коливання тиску у грудній порожнині, що спричиняє зменшення серцевого викиду на вдиху і збільшення – на видиху, з відповідними коливаннями артеріального тиску. Зміни ЧСС є одним із механізмів забезпечення стабільності рівня артеріального тиску. У хворих після ІМ спостерігали сильний зв'язок амплітуди HF з показниками rMSSD і pNN50.

Значно складніше здійснювати інтерпретацію низькочастотного компонента ВСР (LF). Відомо, що повільні коливання мають змішане походження і відображають активність обох відділів ВНС. І хоча при зростанні тонуусу симпатичного відділу ВНС зростає потужність LF, у пацієнтів з важкою серцевою недостатністю на фоні вираженої симпатичної активації потужність LF істотно знижується. Вказані зміни можуть свідчити про втрату чутливості рецепторів у міокарді до впливів ВНС – «вегетативну денервацію серця», яка формується разом з посиленням серцевої недостатності. Потужність LF залежить від активності механізму підтримання барорефлексу. Утім, найбільш цінним показником вважають співвідношення LF і HF, яке відображає баланс активності симпатичного і парасимпатичного відділів ВНС. Припускають, що коливання ЧСС, які відбуваються з дуже низькою та ультранизькою частотою (VLF і ULF), пов'язані з процесами терморегуляції і насамперед відображають активність симпатичного відділу ВНС. Їх потужність може визначатися гуморальними впливами на синусовий вузол, тонуусом вищих симпатичних центрів та системи реніну-ангіотензину. Утім, фізіологічний зміст цих показників до кінця не з'ясований.

Узагальнення середньої тривалості всіх інтервалів R-R, мс), який залежить від активності парасимпатичного і симпатичного відділів ВНС і характеризує вегетативний баланс загалом. Оцінка SDNN не дозволяє диференціювати вплив окремих компонентів ВНС. Значення SDNN залежить від тривалості моніторингу ЕКГ. Згідно з рекомендаціями Європейського кардіологічного товариства з дослідження ВСР, найкраще відтворюваним та найбільш цінним є показник SDNN протягом 24 годин. Використовують також інші стандартизовані показники ВСР: SDANN (стандартне відхилення середніх тривалостей інтервалів R-R протягом 5-хвилинних інтервалів, мс) та SDNNindex (середнє із стандартних відхилень середніх значень тривалості інтервалів R-R протягом 5-хвилинних інтервалів, мс). Спектральний аналіз ВСР дає змогу диференціювати активність відділів ВНС. Високочастотний компонент спектра (HF) пов'язаний з фазами дихання і переважно відображає змінений зубець P. У

випадку аберантних передсердних екстрасистол ступінь аберації залежить від інтервалу зчеплення, тоді як монотопні шлуночкові екстрасистоли завжди однакові за конфігурацією комплексу QRS. ХМ ЕКГ дозволяє уточнити градацію шлуночкової екстрасистолії. У багатьох пацієнтів можна виявити епізоди парних, групових і алоритмічних екстрасистол, парасистолії, а також ранніх екстрасистол типу “R на T”. Градація шлуночкових порушень ритму є більш важливим фактором для визначення ступеня агресивності лікування та вибору оптимальних терапевтичних засобів, ніж кількість передчасних шлуночкових скорочень. Тривала реєстрація ЕКГ дозволяє також оцінити наявність екстрасистол з різних джерел, виявити шлуночкову парасистолію та приховану шлуночкову екстрасистолію.

Таблиця 1.2 – Різні методи збурення артеріального тиску.

Процедура	Опис
Фізичні вправи:	Велосипедний оцінювальний тест, біг, присідання
Постава:	Сидячи, стоячи та лежачи на спині
Прийом Вальсальви:	Дихання із закритим носом/ротом протягом 30 с
Холодний тиск:	Прикладання льоду, загорнутого у вологу тканину, на лоб випробуваного протягом 2 хв. Рука у воді з температурою 4 град.С протягом 1 хв.
Умом арифметика:	Лічба у зворотному порядку від 500 в інтервалах по 7, безперервне додавання 3-значних чисел протягом 2 хв.
Релаксація:	Повільне дихання/Медитативна музика
Амілнітрат	Інгаляція з вазодилататором
Анестезія:	Стоматологічна анестезія
Ізометрична вправа:	Підняття ніг/рук проти тиску
Тривале захоплення руками:	Сильне стискання кулака

Порівняння циркадних змін кількості екстрасистол та частоти серцевих скорочень дозволяє відокремити тахі- і брадизалежні форми екстрасистолії. Залежно від переважного часу виникнення розрізняють денний, нічний і змішаний типи екстрасистолії. Діагностика та диференціальна діагностика екстрасистолії. Вкорочення інтервалу PQ і дельта-хвиля пацієнта з пароксизмами аритмії в анамнезі.

Протягом доби, їх взаємозв'язок із змінами сегмента ST та клінічними симптомами. У багатьох випадках тривала реєстрація ЕКГ забезпечує диференціацію електрофізіологічного механізму аритмії. Реципрокні тахікардії, які формуються за механізмом повторного входу збудження, звичайно починаються з екстрасистоли, перебігають з незмінною ЧСС і закінчуються раптово, з післятахікардитичною паузою. Якщо тахікардія пов'язана з підвищеним автоматизмом ектопічних вогнищ, спостерігаються періоди “розігріву” із збільшенням ЧСС та “охолодження” з її поступовим зменшенням. Встановити точні моменти початку і закінчення такої аритмії нерідко досить проблематично.

Виконання ХМ ЕКГ дозволяє встановити джерело та імовірний механізм виникнення пароксизмальної тахікардії, кількість епізодів аритмії, тривалість кожного епізоду, динаміку ЧСС протягом пароксизму, а також розподіл аритмічних подій

Метод ХМ ЕКГ дозволяє виключити наявність пароксизмальних тахіаритмій майже в половині пацієнтів із скаргами на серцебиття і уточнити їх характер більш ніж у половині пацієнтів, в яких справді є напади серцебиття. Отже, здійснення ХМ ЕКГ дозволяє уникнути електрофізіологічного дослідження у переважній більшості пацієнтів із скаргами на напади серцебиття. Утім, при виявленні регулярної тахікардії з однаковими інтервалами R-R без періодів “розігріву” та “охолодження” з вузькими або широкими комплексами QRS аналізаних ХМ ЕКГ дещо ускладнюється, і лише в частині пацієнтів становить близько 300 за хвилину, а спонтанні зміни проведення з 2 : 1 на 1 : 1 звичайно спостерігаються лише на фоні антиаритмічної терапії. Реєстрація ЕКГ

протягом доби – важливий елемент обстеження хворих з пароксизмальною формою миготливої аритмії. Під час ХМ ЕКГ можна встановити кількість та тривалість епізодів миготливої аритмії, частоту шлуночкових скорочень привиникненні пароксизму. Кількість надшлуночковихекстрасистол у пацієнтів з пароксизмальною миготливоюаритмією – один з провісників виникнення нових пароксизмівта критерій ефективності антиаритмічної терапії у їх подоланні.вдається точно встановити тип тахікардії. Зокрема, позитивні хвилі Р характерні для передсердної тахікардії; типова “пилоподібна” крива з частотою хвиль F близько 300 за хвилину та без ізолінії дозволяє діагностувати тріпотіння передсердь; наявність зубців Р, “зливних” і “захоплених” комплексів при тахікардії з широкими комплексами QRS у вигляді двопучкової блокади характерна для шлуночкової тахікардії. Припустити наявність пароксизмальної атріовентрикулярної вузлової реципрокної тахікардії (АВВРТ) можна, якщо:

1) тахікардія починається з передсердної екстрасистоли, інтервал PQ якої більш ніж на 80 мс перевищує інтервал PQ синусових комплексів;

2) після відновлення синусового ритму чергуються “короткі” та “тривалі” інтервали PQ, різниця міжякими перевищує 80 мс, а перехід від одних до інших відбувається скачкоподібно;

3) частота тахікардії перевищує 200 захвилину, а перед її початком ЧСС на фоні синусового ритму становила 90 за хвилину;

4) немає будь-яких ознак додаткових шляхів проведення імпульсів.

При тахікардії з широкими комплексами QRS на користь пароксизмальної АВВРТ може також свідчити відсутність озна кдвопучкової блокади (що не завжди можна виявити за відведеннями ХМ ЕКГ) і шлуночкових екстрасистол з конфігурацією комплексів QRS, аналогічною таким під час тахікардії. Пароксизмальна АВВРТ з широкими комплексами QRS починається з передсердної екстрасистоли з “подовженим” PQ, кількох вузьких комплексів QRS, а при подальшій появі тахізалежної блокади не відбувається зменшення ЧСС. Якщо тахікардія починається з передсердної екстрасистоли з ‘подовженим’ PQ з невисокою (близько 100 за хвилину) ЧСС, приблизно посередині між

комплексами QRS реєструються негативні зубці P, а пізніше частота її збільшується рівно в 2 рази, діагностують пароксизмальну АВВРТ. На відміну від АВВРТ, при передсердній тахікардії зубці P реєструються перед комплексом QRS. При тріпотінні передсердь частота хвиль F ста-

Метод ХМ ЕКГ є одним з елементів диференціальної діагностики вагусного і симпатoadреналового варіантів пароксизмальної миготливої аритмії. 'Вагусні' пароксизми переважно розвиваються на фоні синусової брадикардії, вночі або під ранок, а якщо в денний час, то у спокої, після прийому їжі чи алкоголю. Вони можуть тривати до кількох годин, поєднуватися з тріпотінням передсердь, звичайно – без тенденції до формування постійної форми миготливої аритмії, а частота шлуночкових скорочень під час пароксизмів рідко перевищує 100 ударів за хвилину.

Унікальна особливість ХМ ЕКГ – можливість встановлення зв'язку порушень ритму з ішемією міокарда. Найчастіше ішемічна депресія сегмента ST реєструється після пароксизму АВ-вузлової тахікардії або миготливої аритмії. Значно рідше ішемію індукують брадиаритмії або алоритмії (бігемінія чи тригемінія). З іншого боку, ішемія міокарда є частою причиною виникнення шлуночкової екстрасистоїї, пароксизмів надшлуночкових і шлуночкових тахікардій.

До шлуночкових аритмій "високих градацій" зараховують парні екстрасистоли і пароксизми шлуночкової тахікардії будь-якої тривалості. Причому стійка шлуночкова тахікардія, незалежно від клінічних симптомів і характеру структурного захворювання серця, розглядається як злякисне порушення ритму, тоді як прогностичне значення нестійкої шлуночкової тахікардії дуже залежить від основного захворювання серця і функціонального стану міокарда. Морфологічний тип шлуночкової тахікардії також визначає суттєві відмінності механізмів виникнення і тактики ведення хворих. Можливості стратифікації ризику раптової серцевої смерті на основі даних ХМ ЕКГ не обмежуються уточненням кількості, градації і морфології шлуночкових аритмій. Результати ХМ ЕКГ забезпечують

різноманітну інформацію про інші параметри, що характеризують субстрат, запускаючі (тригерні) і модулюючі фактори – компоненти патогенезу життєво небезпечних аритмій серця:

- минуше збільшення тривалості коригованого інтервалу QT, на фоні якого збільшується тривалість “вразливого” періоду серцевого циклу і схильність до виникнення пароксизмів “пірует-тахікардії”;

- зміни середньої ЧСС за добу і циркадного індексу ЧСС – співвідношення між середнім показником ЧСС в активний і пасивний період доби, який у нормі становить 1,22-1,45.

Збільшення цього показника понад 1,45 свідчить про надмірну активацію симпатoadреналової системи, а зменшення нижче 1,22 – про недостатню активність блукаючого нерва і “захист” серця від впливу катехоламінів, що, в свою чергу, може зумовлювати зниження порога виникнення життєвонебезпечних аритмій серця. Крім того, у пацієнтів із структурними захворюваннями серця хронічна синусова тахікардія асоціюється із збільшенням імовірності раптової серцевої смерті. Водночас тригерами життєво небезпечної

Традиційно неінвазивний АТ вимірювали за допомогою сфігмоманометра на основі конструкції, запропонованої Самуелем Зігфрідом Карлом Ріттером фон Башем у 1881 році. Riva Rossі ще більше вдосконалив конструкцію, розробивши сфігмоманометр з гілковою манжетною в 1896 році. Виявлення звуку Короткова (К-звук) у 1905 році дозволило провести повне неінвазивне вимірювання АТ. Тиск, який показує манометр при першому звуку К, позначається як систолічний АТ (САТ), а тихий п'ятий звук вказує на діастолічний АТ (ДАТ). За останні кілька десятиліть інструменти для визначення АТ на основі осцилометрії стали популярними, забезпечуючи легкість роботи. Для роботи з ними не потрібен доглядач або досвідчений персонал, тому їх можна використовувати для моніторингу АТ у домашніх умовах. Ці пристрої мають манжету, яка обгортається навколо руки або ноги, щоб виявляти коливання під час скачування повітря з манжети за допомогою вбудованого

датчика тиску. Середній артеріальний тиск (медіанний, МАТ) оцінюється за допомогою варіацій амплітуди зареєстрованих коливань, які використовуються для алгоритмічного отримання САТ і ДАТ. Однак у нещодавньому дослідженні (2016) Leung та ін. вказано, що понад три з десяти манжет для домашнього моніторингу АТ були неточними. Крім того, пристрої на основі манжети є громіздкими і не можуть виконувати безперервні вимірювання. Таким чином, важко інтегруватися з технологіями, що носяться, які продовжують набирати популярність у комерційних секторах і клінічній практиці. Для діагностики артеріальної гіпертензії (АГ) в амбулаторних умовах використовується амбулаторний моніторинг артеріального тиску (АМАТ). Незважаючи на те, що АМАТ є кращим від ізольованого разового моніторингу АТ пацієнта, на якого, як правило, впливає «синдром білого халата» (що відноситься до явища, коли гіпертензія у людей виявляється лише в клінічних умовах), поточна АМАТ в використанні – це громіздкий пристрій, який не є портативним або практичним для щоденного чи тривалого використання.

Фотоплетизмограма – вимірює параметр периферійного кровообігу, виходячи з абстрактного нульового рівня для тієї або іншої людини. Фотоплетизмограф може бути застосований для кількісного вивчення різних параметрів кровообігу в шкірі і слизових оболонках тіла людини і для кількісної реєстрації судинних рефлексів як показника стану судиннорухових центрів. До переваг фотоплетизмографів відносяться: висока чутливість, лінійність вимірювання датчиком, портативність і швидкість запису, відсутність перешкод, пов'язаних з інерційністю перетворювача, можливість реєстрації судин в будь-якій області шкіри і слизових оболонках людини і тварини. Крім того, фотодатчик не викликає здавлення судин кінцівки, тобто не вносить порушення кровообігу, і являється істинним реєстратором об'єму.

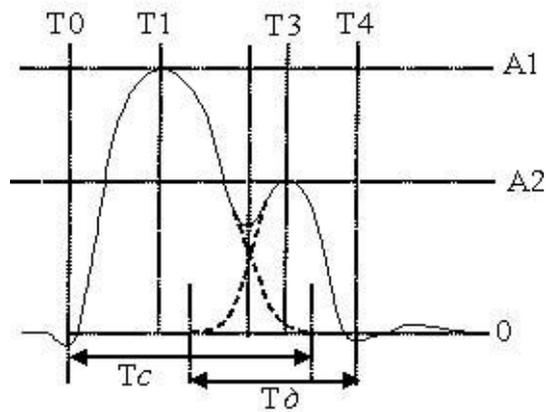


Рисунок 1.13 – Хвиля фотоплетизмограми

На фотоплетизмографі можливо ізольоване вивчення кровонаповнення судин різного калібру (вени, артерії та ін.).

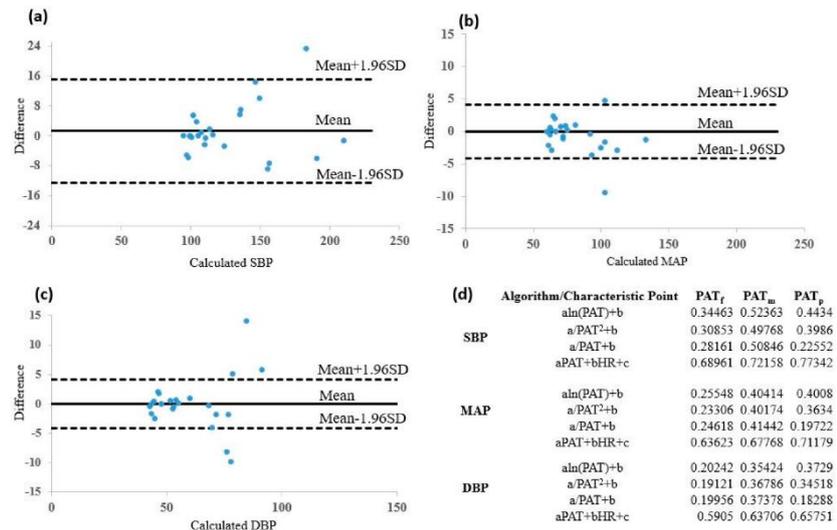


Рисунок 1.14 Графік Бленда-Альтмана між відомим та вимірним

(a) САТ з використанням $PAT_m + b * ЧСС + c$; (b) МАТ з використанням $PAT_r + b * ЧСС + c$; (c) ДАТ з використанням $PAT_p + b * ЧСС + c$; та (d) R^2 , отриманим для різних алгоритмів з рівнем значущості 0,05..

$$МАТ = ДАТ + 1/3 * (САТ - ДАТ)$$

Таблиця 1.3 - Підсумовування математичних моделей для розрахунку артеріального тиску за показниками РТТ/PAT.

Алгоритм	Проміжок часу	Технологія калібрування	Вихід		
			САТ	ДАТ	МАТ
$a * \ln(\text{Час Затримки}) + b$	РТТ _f	Залежно від особи	-0.22 ± 0.46^2	-	-
	PAT _f		-0.85 ± 0.09^2		
	РТТ _f			0.9 ³	
$A / PAT^2 + B$	PAT _p	А: Залежить від зросту особи В: Залежно від особи	$0.0790 \pm 11.32_1$	-	-
$a * PAT + b$	PAT _f	Залежно від особи	$0.99 - 0.90^2$	-	-
	PAT _p		-0.92^2	-0.38^2	-
			RT: $-0.87_{2,*}$	RT: $-0.30_{2,*}$	
	PAT _m	Залежно від особи	0.701^3	0.401^3	-
	PAT _p	Залежно від особи	$0.95 - 0.87^3$	$0.01 - 0.73^3$	-
	PAT _p	Залежно від особи	-0.71^2	-0.69^2	-
	PAT _m		-0.32^2	-0.22^2	
	PAT _f		-0.09^2	-0.02^2	
	PAT _p	Залежно від особи			0.32^2
	PAT _m				0.27^2
	PAT _f				0.45^2
$a / PAT + b$	PAT _p	Залежно від особи	0.95^3	0.26^3	
	PAT _m		0.89^3	0.78^3	
$a / PAT + b + c * VPAT + d * (PATV - PATV_0)$	PAT _p		0.96^3	0.70^3	-
$a + (b / (PAT - c))^2$	PAT _p	Залежно від особи	0.97 ± 0.87^3	0.54 ± 0.05^3	-
$(PWV - a) / b$	PAT _f	Залежно від особи	0.93^2	-	0.83^2
	PAT _f		0.94^2		0.86^2
$a * PAT + b * ЧСС + c$	PAT _m	Залежно від особи, найбільша ймовірність	0.978^3	0.974^3	-
	PAT _m	Залежно від особи, Адаптивний фільтр Калмана	0.976^3	0.989^3	-

$a + b * PAT + c * ЧСС + d * TDB$	PAT_m	Залежно від особи	0.85^3	0.74^3	-
$AT_{ij} = b_{ij} * e^{-(K_{ij} / PWV_{ij})}$ $i=1,2,\dots,m$ (вік) та $j=Чоловічий/Жіночий$	PAT_f	b_{ij} та K_{ij} розраховуються для природно- подібної групи.	-	-1.49 ± 6.51^1	-
	$PAT_{fp} + PAT_{fp}$		2.16 ± 6.23^1	-	
$ДАТ = САТ_0 / 3 + 2 * ДАТ_0 / 3 + a * \ln(PAT_w / PAT_0) - (САТ_0 - ДАТ_0) / 3 * (PAT_w / PAT_0)^2$ $САТ = ДАТ_0 + (САТ_0 - ДАТ_0) * (PAT_w / PAT_0)^2$	PAT_m	Залежно від особи	0.6 ± 9.8^1	0.9 ± 5.6^1	-
$AT = a * PWV * e^{b * PMV} + c * PWV^d - (AT_{PIT, cal} - AT_{PIT})$	PAT_m	Загальна	0.83^2	-	-
$ДАТ = ДАТ_0 * PIR_0 / PIR$ $САТ = ДАТ_0 * PIR_0 / PIR + PP_0 * (PAT_0 / PAT)^2$	PAT_m	Залежно від особи	0.91^2	0.88^2	0.89^2

Таблиця 1.4 – Середня похибка та стандартне відхилення (у мм рт. ст.) між виміряними та відомими даними артеріального тиску.

	Алгоритм/Точка характеристична	PAT_f	PAT_m	PAT_p
	$a * \ln(PAT) + b$	0.1 ± 11	8.9	0.3 ± 11
	$a / PAT^2 + b$	0.1 ± 12	0.1 ± 12	0.1 ± 12
	$a / PAT + b$	0.1 ± 13	0.1 ± 13	0.1 ± 13
САТ	$a * PAT + b * ЧСС + c$	0.1 ± 14	0.1 ± 14	0.1 ± 14
	$a * \ln(PAT) + b$	0.1 ± 15	0.1 ± 15	0.1 ± 15
	$a / PAT^2 + b$	0.1 ± 16	0.1 ± 16	0.1 ± 16
	$a / PAT + b$	0.1 ± 17	0.1 ± 17	0.1 ± 17
МАТ	$a * PAT + b * ЧСС + c$	0.1 ± 18	0.1 ± 18	0.1 ± 18
	$a * \ln(PAT) + b$	0.1 ± 19	0.1 ± 19	0.1 ± 19
	$a / PAT^2 + b$	0.1 ± 20	0.1 ± 20	0.1 ± 20
	$a / PAT + b$	0.1 ± 21	0.1 ± 21	0.1 ± 21
ДАТ	$a * PAT + b * ЧСС + c$	0.1 ± 22	0.1 ± 22	0.1 ± 22

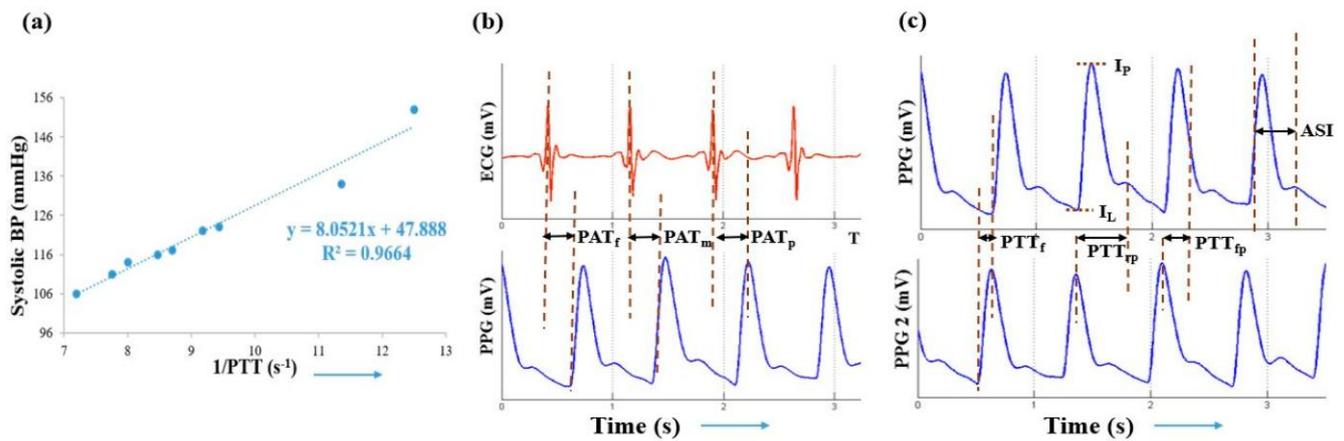


Рисунок 1.14 – б) ідеальна форма хвилі пульсу ЕКГ та ФПГ

Перший етап схеми - перетворювач струму в напругу. Коли світло падає на діод, струм протікає через резистор негативного зворотного зв'язку, який створює напругу, пропорційну струму на виході. Частотний діапазон, який потрібен, становить від 0,5 Гц до 5 Гц. Конденсатор зворотного зв'язку утворює фільтр низьких частот з частотою відсікання 5 Гц. Другий етап схеми - смуговий фільтр із смугою пропускання від 0,48 Гц до 4,8 Гц. Нарешті, смуговий фільтрований сигнал посилюється, щоб отримати кінцевий вихідний сигнал. Фотоплетизмографічний сигнал - це зміна в часі об'єму кровеносної судини.

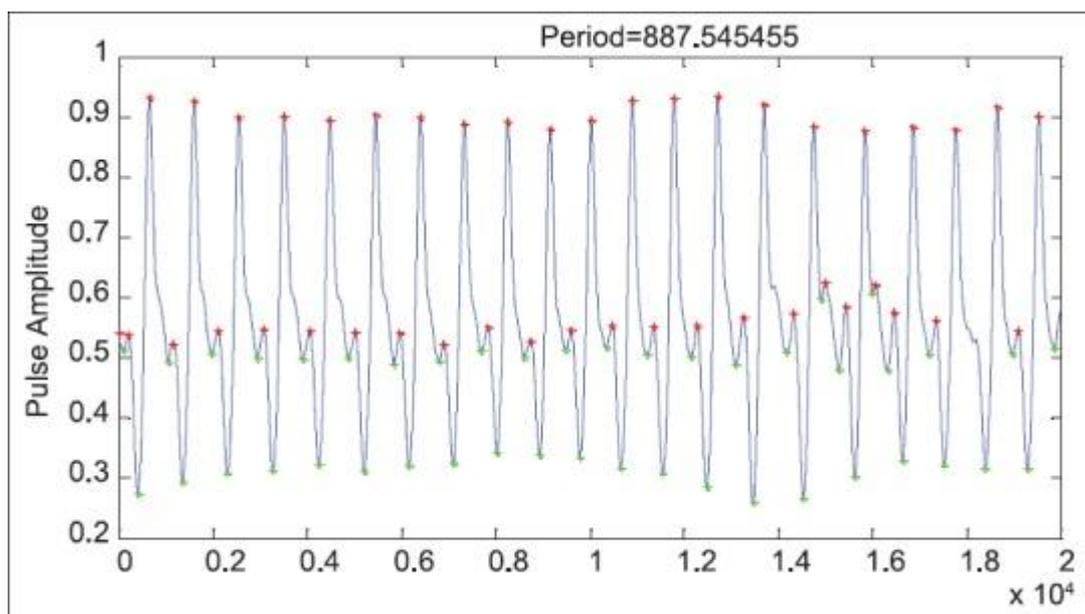


Рисунок 1.15 – Форма сигналу від інфрачервоного датчика

Для реєстрації фотоплазмографічного сигналу через досліджувану область біологічних тканин пропускається потік випромінювання в оптичному або інфрачервоному діапазоні.

Відповідно до закону Бурга-Ламберта-Бера, поглинання світла об'єктом з однорідними оптичними властивостями залежить від товщини шару, через який проходить випромінювання:

$$I_0 = I \cdot e^{(-kl \cdot l)},$$

де I_0 - Інтенсивність світлового потоку, що проходить через тканину, I - інтенсивність світлового потоку, що падає на тканину, kl - коефіцієнт поглинання залежить від довжини хвилі випромінювання та оптичних характеристик тканини, l - товщина поглинаючої тканини.

Врахувавши, що $25\text{ }^\circ\text{C}=298\text{ K}$, а $6\text{ }^\circ\text{C}=279\text{ K}$, за формулою визначаємо значення мембранних потенціалів. Отже, $E(25\text{ }^\circ\text{C}) = 68,8\text{ мВ}$; $E(6\text{ }^\circ\text{C}) = 64,4\text{ мВ}$.

$$\text{Отже, } E(25\text{ }^\circ\text{C}) = 68,8\text{ мВ}; E(6\text{ }^\circ\text{C}) = 64,4\text{ мВ}.$$

Амплітуда сигналу вимірюється як ослаблення випромінювання, що проходить (або відбивається від досліджуваної ділянки біологічної тканини) біологічну тканину, що містить кровоносні судини. Амплітуда сигналу при використанні широкосмугового фотодетектора не менше 0,1 мВ. Діапазон частот становить 0,1 ... 20 Гц. Типовий тип сигналу показаний на рис. 2.1 показаний повний сигнал, в якому можна вибрати константну (III) та змінну (Упер) складові; на рис. 2 зображена вибрана та посилена змінна складова сигналу. Вона називається фотоплетизмограма. На фотоплетизмограмі можна призначити "хвилі" першого, другого та третього порядку:

Хвиля першого порядку (I) синхронізується із скороченням серця. Їх називають «пульсовими хвилями». Діапазон їх частот $0,5 \div 20$ Гц. Максимальне значення цієї хвилі відповідає моменту максимального кровопостачання кровоносної судини-систолі та мінімального-діастоли. Амплітуда зафіксованих коливань залежить від різниці тисків у судині під час систолі та діастоли.

На рис. 1.16 показана ідеальна форма хвилі пульсу. Верх пульсової хвилі відповідає найбільшому об'єму крові, а її протилежна частина - найменшому об'єму крові в досліджуваній області тканини.

Характер пульсової хвилі залежить від еластичності стінки кровоносної судини, частоти пульсу, обсягу ділянки дослідження тканини та ширини порожнини кровоносної судини. Вважається, що частота і тривалість пульсових хвиль залежать від особливостей серця, а також від розміру і форми його піків - залежно від стану стінок кровоносних судин.

Хвиля другого порядку (II) синхронізована з ритмом дихання людини і називається "дихальною хвилею". Діапазон їх частот становить $0,2 \div 0,5$ Гц. Вони з'являються через те, що серце знаходиться в грудній порожнині, а тиск змінюється під час дихання (при вдиху зменшується відносно атмосфери, а при видиху - збільшується). Через це з часом змінюватиметься і артеріальний тиск, тому об'єм також змінюватиметься. Виділяючи та оцінюючи дихальні хвилі, можна контролювати існування, глибину та "методи" дихання людини, а також надсилати сигнали небезпеки у разі тривалої зупинки або наявності небезпечних респіраторних захворювань.

Хвиля третього порядку (III) пов'язана з періодичною активністю центру нейрогуморальної регуляції судинного напруження.

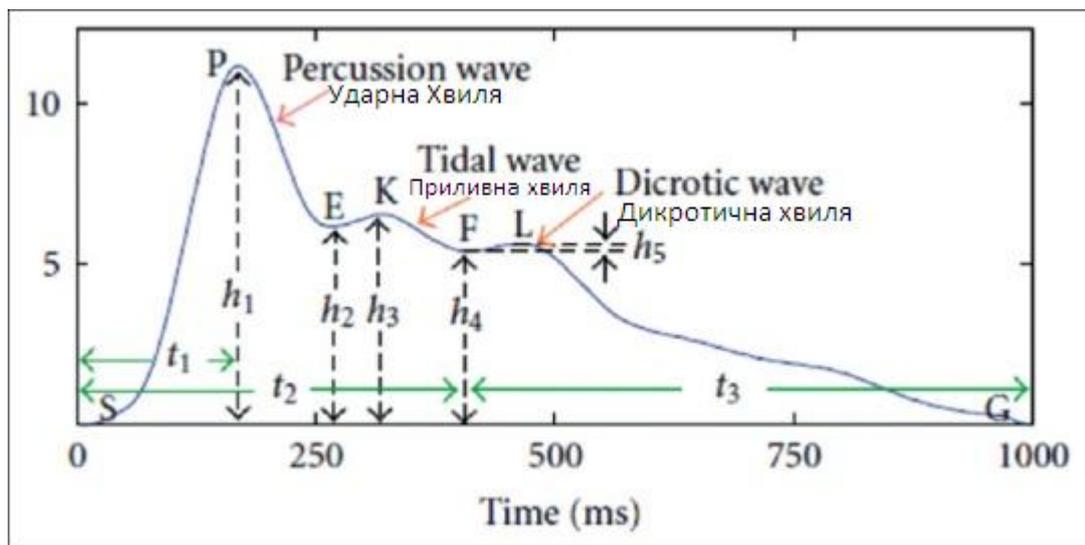


Рисунок 1.16 – ідеальна форма хвилі пульсу (мВ/мс)

Досліджувані параметри фотоплетизмограми можна розділити на чотири групи:

- Амплітуда, що відповідає анакротичному та дихроїчному періодам. Незважаючи на те, що ці параметри відносні, їх вивчення в динаміці дає цінну інформацію про силу реакції судин під час дії будь-якого короткочасного фактора, що діє на організм.

- Часові, що надають інформацію про тривалість серцевого циклу та частоту серцевих скорочень, співвідношення та тривалість систоли та діастоли та форми їх фаз. Ці параметри є абсолютними значеннями і їх можна порівняти з існуючими нормами. Ця група вивчає тривалість анакротичної та дихроїчної фаз пульсової хвилі, тривалість пульсової хвилі, індекс висхідної хвилі, час наповнення під час систоли, тривалість систолічної та діастолічної фаз серцевого циклу, частоту серцевих скорочень.

- Статистична, що визначає мінливість амплітуди та частоти серцевих скорочень протягом тривалого періоду часу (хв).

- Розраховані параметри з використанням значень попередніх груп. До цієї групи належать: індекс дихроїчної хвилі, що відображає положення вершини дихроїчної хвилі щодо анакротичної; співвідношення тривалості анакротичної та дихроїчної фаз.

Розрахунок вищезазначених параметрів дозволяє діагностувати як при оцінці миттєвої реакції організму на зовнішні фізичні фактори, наприклад, під час інтенсивної терапії та тривалого фіксування гемодинамічних змін.

Зміни модуля пружності (E) судин пов'язані з тиском рідини P таким чином:

$$E = E_0 * e^{(\alpha * P)} \quad (1)$$

де α є параметром судини (числом Ейлера),

E_0 – модуль Юнга для нульового артеріального тиску.

Ці два параметри є суб'єктивними. Дане рівняння (1) оцінює центральний артеріальний тиск, якщо α і E_0 оновлюються з урахуванням впливу віку та здоров'я на еластичність через зміну складу стінки. Стінки артерій складаються з ендотелію, еластину, колагену та гладком'язових (SM) клітин у різних кількостях у центральних та периферичних ділянках. Різні композиції, а також поступова заміна еластину колагеном змінюють еластичність цих артерій, що призводить до змін центрального та периферичного АТ. Еластичність артерій визначає швидкість поширення, швидкість хвилі тиску (англ. PWV, ШХТ). Вважаючи артерію еластичною трубкою товщиною h , діаметром d і густиною крові ρ , маємо рівняння Моенса-Кортвега:

$$PWV = \sqrt{(h * E / (\rho * d))} \quad (2)$$

Поєднуючи рівняння (1) і (2), ми отримуємо рівняння Бремвелла-Хілса і Моенса-Кортвега, що відображає зв'язок між P і PWV і, отже, «часову затримку» для артерії довжиною L :

$$PWV = L / (\text{Час Затримки}) = \sqrt{(h * E_0 * e^{(\alpha * P)} / (\rho * d))}$$

Час проходження імпульсу (РТТ) означає час, необхідний хвилі тиску для проходження між двома артеріальними ділянками, і обернено пропорційний АТ. РТТ можна виміряти за допомогою різних методів, таких як ультразвукова доплерографія та артеріальна тонометрія. Останнє можна отримати, спостерігаючи дві віддалені хвилі ФПГ.

Виявлено, що піки ФПГ є ненадійними показниками САТ. Ці піки спотворені відбиттям хвиль тиску від кінцевих артерій. Чен та ін. запропонував новий метод, заснований на експериментальних даних для використання середнього значення RTT_{fr} (затримка часу між спадаючим фронтом центрального ФПГ і піком периферійного ФПГ) і RTT_{tr} (затримка часу між наростаючим фронтом відображення центрального ФПГ і піком периферійного

ФПГ). Інші дослідження показали, що поза, температура навколишнього середовища та релаксація впливають на ФПГ, що піднімає питання про розробку точного пристрою РТТ.

Час надходження імпульсу (РАТ) Інший популярний і зручний метод вимірювання «часової затримки» заснований на різниці в часі між R-піком ЕКГ і характерною точкою піку ФПГ. Різні позначки часу на формі сигналу ФПГ, такі як ніжка, пік і середня точка наростаючого фронту, розглядалися для оцінки `Затримки часу`. Хоча деякі дослідження повідомляють про цю затримку як РТТ, більше вона відома як Pulse Arrival Time (РАТ), оскільки на додаток до РТТ хвилі тиску, вона включає затримку перед викидом (РЕР). РАТ це сума РТТ та РЕР. РЕР – це час, необхідний для перетворення електричного сигналу в механічну силу накачування та ізоволюметричне скорочення для відкриття аортальних клапанів. РЕР – це затримка, яка змінюється залежно від стресу, фізичної активності, віку та емоцій. Одне дослідження намагалося оцінити РЕР у відсотках від інтервалу RR, оскільки при низькій ЧСС РЕР стає більш значущим. Вони приблизно оцінили РЕР як 7% інтервалу RR і дійшли висновку, що його слід відняти, щоб отримати РТТ. Вплив РЕР на загальний РТТ зменшується з віддаленням від серця. Таким чином, для коротких РТТ, особливо тих, що витягуються з PPQ вуха, необхідно пристосуватися до цієї електромеханічної затримки, або РЕР. Тим не менш, вплив включення РЕР в оцінку АТ все ще досліджується. Деякі повідомляють про взаємозв'язок РЕР з РАТ, тоді як інші вважають його слабким заміном. Існують дослідження, які вказують на те, що всі САТ, ДАТ і МАТ менше корелюють із РАТ порівняно з РТТ, тоді як інші стверджують, що РАТ є кращим показником САТ, оскільки він залежить як від скорочення шлуночків, так і від функції судин.

Модель для аналізу даних. Особливості фотоплетизмограми та електрокардіограми для оцінки змін артеріального тиску

Все більше уваги приділяється потенціалу безманжетної оцінки артеріального тиску (АТ, англ. BP) шляхом моделювання морфологічних особливостей фотоплетизмограми (ФПГ, англ. PPG) та електрокардіограми

(ЕКГ). Однак відповідні функції та моделі для використання залишаються незрозумілими. Ми дослідили найкращі функції, доступні в ФПГ та ЕКГ для оцінки АТ, використовуючи як лінійні, так і нелінійні моделі машинного навчання. Ми провели клінічне дослідження, в якому зміни АТ (АТ) були викликані інфузією фенілефрину у 30 здорових добровольців (53,8% жінок, 28,0 (9,0) років). Ми витягли великий і різноманітний набір характеристик як з ФПГ, так і з ЕКГ і оцінили їхню індивідуальну важливість для оцінки АТ за допомогою адитивних пояснювальних значень Шеплі та рейтингового коефіцієнта. Навчили, налаштували та оцінили моделі, отримали результати як коефіцієнт кореляції (r), середньоквадратичну помилку (RMSE) і середню абсолютну помилку (MAE). Нелінійна РЧ-модель значно ($p < 0,05$) перевершила лінійну модель OLS, використовуючи сигнали ФПГ і ЕКГ за всіма показниками ефективності. Оцінка САТ за допомогою лише ФПГ ($r = 0,86$ (0,23), RMSE = 5,66 (4,76) мм рт. ст., MAE = 4,86 (4,29) мм рт. ст.) показала значно кращі результати, ніж використання лише ЕКГ ($r = 0,69$ (0,45), RMSE = 6,79 (4,76) мм рт. ст., MAE = 5,28 (4,57) мм рт. ст.), усі.

Особливості найвищого рангу з ФПГ значною мірою моделюють збільшення інтерференції відбитих хвиль, спричинене змінами жорсткості артерій. Цей висновок був підтверджений змінами, що спостерігалися у формі сигналу ФПГ у відповідь на інфузію фенілефрину. Використання лише ЕКГ не виправдано. Нелінійні моделі можуть працювати краще, оскільки вони здатні включати взаємодію між значеннями ознак і демографічними показниками. Однак демографічні показники можуть не враховувати належним чином унікальні та індивідуалізовані зв'язки між виділеними ознаками та АТ. Зміни в серцево-судинній і вегетативній нервовій системах відображаються в змінах таких сигналів, як фотоплетизмограма (ФПГ) і електрокардіограма (ЕКГ). Ці фізіологічні сигнали є всюдисущими в клінічних умовах і все частіше в умовах поза клініками завдяки розробці носіїв, таких як розумні годинники. Керуючись сучасними методами, дослідження оцінки АТ без манжети все більше зосереджуються на зв'язку морфологічних особливостей форм сигналу ФПГ і

ЕКГ із АТ (або змінами АТ, АТ) за допомогою моделей, керованих даними. Однак оптимальні функції та моделі, необхідні для точної оцінки АТ, залишаються незрозумілими.

Загальна теорія, яка регулює зв'язок між ЕКГ і АТ, базується на циклічному процесі, відомому як механоелектричний зв'язок (МЕС). Зміни електричних властивостей серця безпосередньо впливають на його скорочувальну здатність. Це відомо як зв'язок збудження-скорочення. Подібним чином зміни в механічних властивостях тканин, що оточують серце, виявляються механочутливими іонними каналами, що призводить до локальних змін електричного потенціалу. Це відоме як механо-електричний зворотний зв'язок. Таким чином, МЕС описує циклічний процес, у якому зміни у формі хвилі ЕКГ можуть відображати АТ. Однак на МЕС впливають не лише позасерцеві механізми контролю, такі як вегетативна нервова система (ВНС) і гормональні зміни, а й механізми навколишнього середовища, такі як концентрація іонів і температура.

Сімяноська та ін. використовували набір даних, що містить 51 особу з суміші 4 наборів даних з відкритим кодом. Використовували комерційні датчики ЕКГ з контрольними значеннями АТ, виміряними манжетою. У цих наборах даних артеріальний тиск змінювався природно, причому кожна особа вносила від 1 до 8 вимірювань. Четвертий набір даних був записаний від 7 пацієнтів із черепно-мозковими травмами у відділенні інтенсивної терапії (ВІТ) за допомогою датчиків ЕКГ клінічного класу та контрольних значень АТ, вимірянних по артеріальній лінії. Характеристики складності, такі як мобільність і ентропія, були витягнуті з 30-секундних сегментів даних ЕКГ і використані для навчання регресійної моделі випадкового лісу за допомогою поділу навчання-перевірки-тесту. Після калібрування модель досягла середньої абсолютної похибки (MAE) 7,72 мм рт. ст. для САТ, 9,45 мм рт. ст. для діастолічного артеріального тиску (ДАТ) і 8,13 мм рт. ст. для середнього артеріального тиску (САТ). Однак автори реалізували лише невелику кількість функцій складності, а суміш джерел даних ускладнює інтерпретацію.

2 РОЗРОБЛЕННЯ АПАРАТНОЇ ЧАСТИНИ ПРИСТРОЮ МОНІТОРУВАННЯ

2.1 Розроблення структурної схеми приладу вимірювання параметрів АТ та ЕКГ

Метою розроблення структурної схеми є створення апаратної платформи, здатної забезпечити тривалий синхронний запис біоелектричної активності серця у вигляді електрокардіографічного сигналу (ЕКГ) та оптичних параметрів артеріальної пульсації крові, отриманих методом фотоплетизмографії (ФПГ). Такий підхід є необхідною передумовою для реалізації безманжетного методу визначення артеріального тиску (АТ), що базується на аналізі часу поширення пульсової хвилі – показника РАТ (Pulse Arrival Time). Використання РАТ дозволяє оцінювати стан серцево-судинної системи без застосування компресійних манжет, що суттєво підвищує комфорт пацієнта та забезпечує можливість довготривалого моніторингу.

Розроблювана структурна схема відображає функціональну взаємодію основних апаратних вузлів приладу – від первинних сенсорів до модулів цифрової обробки та збереження інформації. Структурну схему приладу вимірювання параметрів АТ та ЕКГ наведено на рисунку 2.1, де показано послідовність проходження сигналу від біологічного об'єкта через систему підсилення, фільтрації, аналого-цифрового перетворення та подальшої обробки і зберігання даних.

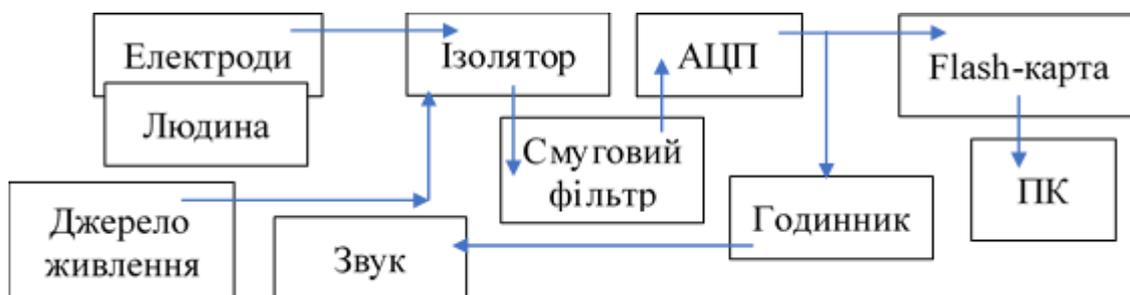


Рисунок 2.1 – Структурна схема монітору ЕКГ та АТ

Первинне знімання ЕКГ-сигналу здійснюється за допомогою електродів, розміщених на поверхні тіла людини. Оскільки біоелектричні сигнали мають дуже малу амплітуду та є потенційно небезпечними з точки зору електробезпеки, структурна схема передбачає використання ізолювального каскаду. Він забезпечує гальванічну розв'язку між пацієнтом і електронними компонентами приладу, що є обов'язковою вимогою для медичних вимірювальних систем. Після ізоляції сигнал надходить на вхід смугового фільтра, який формує спектр ЕКГ відповідно до заданих частотних характеристик.

Паралельно з каналом ЕКГ функціонує канал фотоплетизмографії, що реалізує реєстрацію змін об'єму крові у периферійних судинах. Оптичний датчик ФПГ перетворює модуляції світлового потоку, спричинені пульсовими хвилями, у електричний сигнал, який також підлягає підсиленню та фільтрації. Синхронність роботи обох каналів є критично важливою, оскільки саме різниця у часі між R-піком ЕКГ та максимумом ФПГ-сигналу визначає значення РАТ.

Для досягнення високої точності та відтворюваності результатів прилад будується за принципом двоканальної системи знімання даних. Канал реєстрації ЕКГ призначений для детектування характерних елементів кардіосигналу, насамперед R-піків, які виступають опорними точками початку кожного серцевого циклу. Надійне визначення моменту виникнення R-піка є ключовим фактором коректного обчислення часових інтервалів.

Канал фотоплетизмографії, у свою чергу, використовується для реєстрації моменту приходу пульсової хвилі до периферійної ділянки вимірювання. ФПГ-сигнал відображає гемодинамічні процеси у судинному руслі та є чутливим до змін тону судин, еластичності артеріальної стінки та рівня артеріального тиску. Комбіноване використання ЕКГ і ФПГ дозволяє не лише оцінювати АТ, але й проводити поглиблений аналіз стану серцево-судинної системи.

Для отримання статистично значущих і стабільних даних тривалість одного сеансу зчитування сигналів від датчиків повинна становити не менше 30 секунд. Такий часовий інтервал дає змогу врахувати природну варіабельність

серцевого ритму та дихальні коливання, що безпосередньо впливають на значення РАТ і, відповідно, на точність прогнозування артеріального тиску.

Біоелектричні сигнали характеризуються низьким рівнем амплітуди та високою чутливістю до різноманітних завад, серед яких домінують дрейф ізоляції, м'язові артефакти, рухові перешкоди та мережеві наведення. З цієї причини структурна схема приладу передбачає багатокаскадну систему аналогової фільтрації.

Фільтрація верхніх частот застосовується для усунення постійної складової сигналу та повільних змін базової лінії. Для задачі виділення пульсових хвиль, що несуть інформацію про серцевий ритм, частота зрізу встановлюється на рівні 0,5 Гц. У разі необхідності діагностичного аналізу ST-сегмента ЕКГ, зокрема для виявлення ішемічних змін, використовується ширша смуга пропускання з нижньою межею 0,05 Гц. Для аналізу так званих «дихальних хвиль», які корелюють з варіаціями артеріального тиску, доцільною є частота зрізу близько 0,1 Гц.

Фільтрація нижніх частот спрямована на пригнічення високочастотних завад, зокрема електроміографічних шумів і мережевої перешкоди з частотою 50 Гц. У якості фільтрів нижніх частот доцільно застосовувати фільтри Баттерворта, які мають максимально плоску амплітудно-частотну характеристику в смузі пропускання, що є важливим для збереження морфології сигналів. Для ЕКГ-каналу верхня межа частот становить 50 Гц, для ФПГ-каналу – 20 Гц, тоді як для виділення дихальних складових достатньо обмеження на рівні 0,5 Гц.

Амплітуда вхідного ЕКГ-сигналу, знятого з електродів, зазвичай не перевищує 4 мВ, що вимагає значного підсилення перед аналого-цифровим перетворенням. З урахуванням динамічного діапазону АЦП, який становить близько 3 В, загальний коефіцієнт підсилення аналогового тракту має бути на рівні приблизно 2000. Реалізація підсилення здійснюється у декілька каскадів, що дозволяє зменшити вплив шумів і підвищити стабільність роботи системи.

Для забезпечення коректної часової прив'язки між каналами структурна схема включає модуль годинника, який синхронізує процеси дискретизації

сигналів. Складна структура цифрової обробки вимагає достатньої швидкодії обчислювального модуля: середній час аналізу складності сигналу становить 0,1272 с, тоді як побудова прогностичної моделі для оцінювання артеріального тиску займає близько 1,0547 с. Такі характеристики дозволяють реалізувати квазібезперервний моніторинг стану пацієнта у реальному часі.

Розроблювана структурна схема приладу має забезпечувати можливість тривалого, зокрема 24-годинного, моніторингу відповідно до рекомендацій АСС/АНА. На основі зареєстрованих сигналів система повинна автоматично класифікувати реакцію серцево-судинної системи на фізичне або емоційне навантаження. Адекватна реакція характеризується прискоренням пульсу не більше ніж на 50% від вихідного рівня та помірним зростанням систолічного артеріального тиску. Неадекватна реакція проявляється надмірним підвищенням показників із тривалим, понад 5 хвилин, періодом відновлення. Парадоксальна реакція визначається мінімальними коливаннями параметрів, що не перевищують 10% від початкового рівня.

Для верифікації точності вимірювань у складних клінічних умовах, зокрема за наявності аритмій, як еталонні приймаються характеристики професійних автоматичних тонометрів, наприклад NISSEI DS-700. Вимоги до точності передбачають похибку вимірювання артеріального тиску не більше 3 мм рт. ст., а похибку визначення частоти пульсу – не більше 5%. Дотримання зазначених критеріїв підтверджує доцільність обраної структурної схеми та її придатність для використання у системах клінічного та амбулаторного моніторингу.

2.2 Вибір мікроконтролера та його архітектура

Центральним функціональним вузлом апаратної частини холтерівського реєстратора є мікроконтролер, який забезпечує виконання всіх ключових операцій збору, обробки, зберігання та передачі біомедичних сигналів. Саме на мікроконтролер покладається відповідальність за синхронне оцифрування

електрокардіографічного сигналу та фотоплетизмографічних даних, реалізацію алгоритмів цифрової фільтрації, детекцію характерних елементів сигналів, а також формування інформаційних масивів для подальшого аналізу та архівування. Враховуючи специфіку холтерівського моніторингу, який передбачає безперервну роботу пристрою протягом 24–48 годин від автономного джерела живлення, до мікроконтролера висувуються підвищені вимоги щодо енергоефективності, стабільності роботи та можливості гнучкого керування режимами споживання енергії. Додатково важливим є наявність інтегрованих аналогових периферійних модулів, які дозволяють мінімізувати кількість зовнішніх компонентів, зменшити габарити пристрою та підвищити його надійність.

Для реалізації поставлених у роботі завдань було обрано спеціалізований мікроконтролер MAX28200 (рисунок 2.2), що належить до архітектури MAXQ і розроблений компанією Analog Devices.

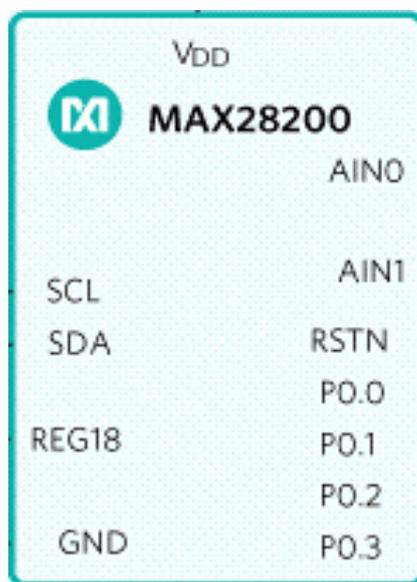


Рисунок 2.2 – Мікроконтролер MAX28200

Вибір саме цього мікроконтролера зумовлений його орієнтацією на енергоощадні вбудовані системи та носимі медичні пристрої. Робочий діапазон напруг живлення від 1,71 В до 3,63 В дозволяє використовувати як компактні літієві елементи типу CR2032, так і малогабаритні літій-полімерні акумулятори,

що є принципово важливим для портативного холтерівського реєстратора. Архітектура MAXQ є 16-бітною RISC-архітектурою, оптимізованою для високої щільності програмного коду, що дає змогу виконувати більшість інструкцій за один такт. Це, у свою чергу, скорочує час перебування процесора в активному режимі та дозволяє довше утримувати його у станах зниженого енергоспоживання, що позитивно впливає на загальний енергетичний баланс системи.

Мікроконтролер MAX28200 оснащений розвиненою системою вбудованої периферії, яка повністю відповідає вимогам, що висуваються до систем моніторингу параметрів артеріального тиску та електрокардіограми. Вбудований аналого-цифровий перетворювач з розрядністю 10 біт забезпечує достатню точність оцифрування попередньо підсилених сигналів ЕКГ та ФПГ, дозволяючи коректно відтворювати морфологію кардіосигналу та фіксувати незначні зміни пульсової хвилі. Швидкість дискретизації АЦП є достатньою для точної детекції R-піків ЕКГ і визначення моменту приходу пульсової хвилі, що безпосередньо впливає на точність обчислення часу РАТ та подальшого оцінювання артеріального тиску.

Важливу роль у структурі мікроконтролера відіграє вбудований модуль керування живленням, який забезпечує динамічне регулювання тактової частоти та можливість відключення невикористовуваних функціональних блоків. У холтерівському режимі, де значна частина часу припадає на очікування між циклами вимірювання або запису даних, така функціональність є критично важливою. Завдяки цьому досягається суттєве зменшення середнього струму споживання без втрати функціональності пристрою. Система пам'яті мікроконтролера включає вбудовану Flash-пам'ять, призначену для зберігання програмного коду, алгоритмів цифрової фільтрації та детекції піків, а також оперативну пам'ять SRAM, яка використовується для тимчасового зберігання масивів даних перед їх записом на зовнішній носій або передачею на персональний комп'ютер.

Комунікаційні можливості MAX28200 дозволяють легко інтегрувати його з іншими вузлами системи. Інтерфейси SPI та I2C застосовуються для обміну даними з цифровими фотоплетизмографічними датчиками, а також з контролерами зовнішніх носіїв інформації, зокрема SD- або Flash-карт. Наявність UART-інтерфейсу дає змогу реалізувати діагностичне або сервісне підключення до електронно-обчислювальної машини, що спрощує налагодження пристрою та зчитування тестових даних.

Архітектура мікроконтролера підтримує систему апаратних переривань з можливістю пріоритезації, що є важливою умовою для реалізації функцій медичного моніторингу у реальному часі. Завдяки цьому система здатна оперативно реагувати на критичні події, такі як виявлення асистолії, різких змін серцевого ритму або аномального зростання артеріального тиску, та активувати відповідні механізми індикації, зокрема звукові сигнали попередження. Стабільна частота опитування датчиків, що забезпечується апаратними таймерами мікроконтролера, мінімізує часовий джиттер та підвищує точність розрахунку показників варіабельності серцевого ритму. Крім того, наявність вбудованого годинника реального часу дозволяє формувати точні часові мітки для кожного фрагмента запису, що є необхідним для подальшого аналізу добової динаміки артеріального тиску та серцевої діяльності лікарем-кардіологом.

2.3 Розроблення функціональної схеми пристрою

Функціональна схема пристрою визначає логіку взаємодії між окремими апаратними модулями та деталізує послідовність проходження біомедичних сигналів від моменту їх знімання з поверхні тіла пацієнта до етапів цифрової обробки, збереження та індикації результатів. На відміну від структурної схеми, яка відображає узагальнений склад системи, функціональна схема акцентує увагу на інформаційних та енергетичних зв'язках між блоками, що є критично важливим для забезпечення стабільної роботи приладу в умовах тривалого автономного моніторингу. Основною метою її проєктування є досягнення

високої завадостійкості аналогових вимірювальних каналів, точна синхронізація сигналів електрокардіограми та фотоплетизмографії, а також гарантування електробезпеки пацієнта відповідно до вимог медичних стандартів.

Функціонально пристрій організований за принципом паралельної обробки двох вимірювальних каналів – ЕКГ та ФПГ, які мають спільний цифровий вузол обробки та систему реєстрації даних (рисунок 2.3).

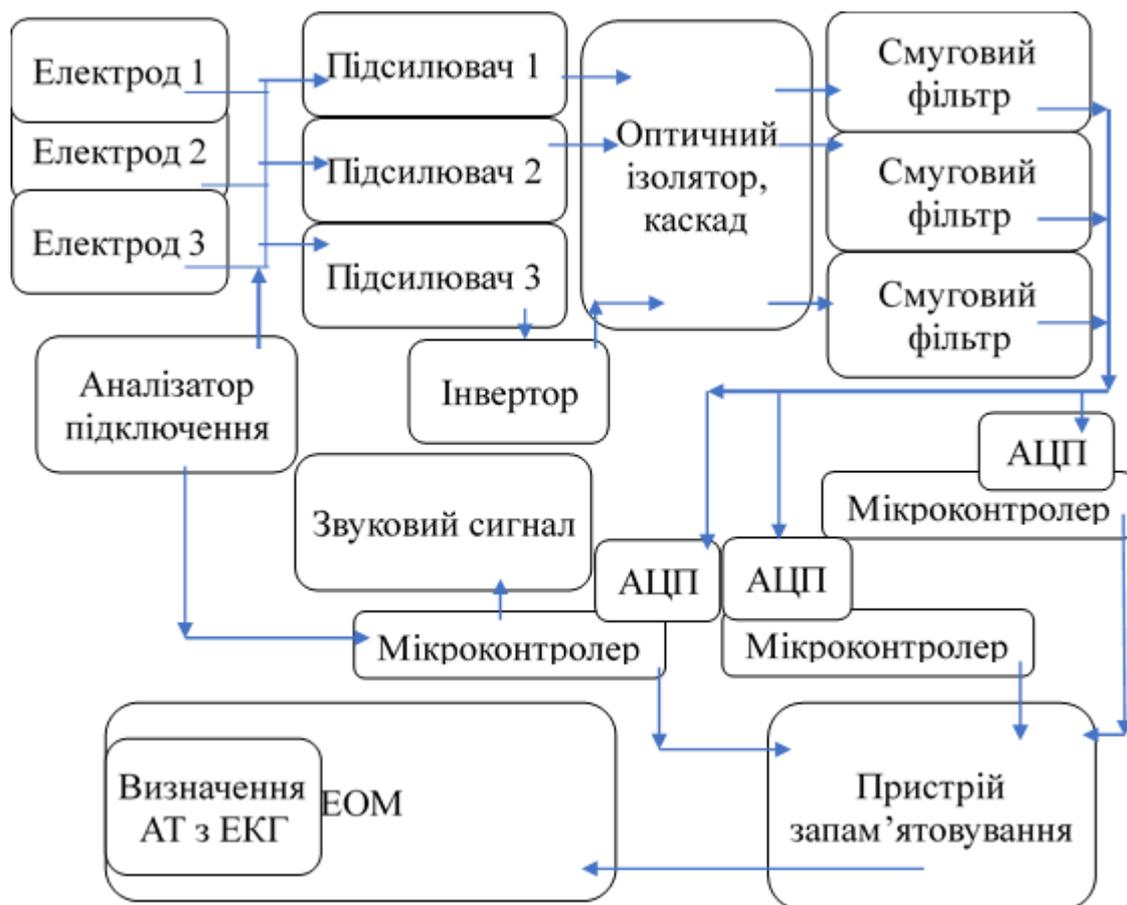


Рисунок 2.3 – Функціональна схема пристрою

Аналоговий тракт електрокардіографічного каналу починається з системи поверхневих електродів, розміщених на тілі пацієнта відповідно до обраної схеми відведень. Сигнал з електродів надходить на інструментальний підсилювач, який характеризується високим коефіцієнтом пригнічення синфазної завади, що дозволяє ефективно зменшити вплив мережевих наведень і електромагнітних перешкод. Після первинного підсилення ЕКГ-сигнал

проходить через каскади активних фільтрів верхніх та нижніх частот, параметри яких підібрані з урахуванням спектральних характеристик кардіосигналу та обґрунтовані у попередньому розділі. Така фільтрація забезпечує усунення дрейфу ізолінії, м'язових артефактів і високочастотних шумів без суттєвого спотворення морфології зубців ЕКГ. Підготовлений аналоговий сигнал подається на відповідний вхід аналого-цифрового перетворювача мікроконтролера MAX28200, де здійснюється його дискретизація з заданою частотою.

Аналоговий тракт фотоплетизмографічного каналу реалізований на основі оптичного датчика, який складається з джерела випромінювання та фоточутливого елемента. Струм фотодіода, що змінюється відповідно до пульсових коливань кровонаповнення тканин, перетворюється у напругу за допомогою трансімпедансного підсилювача. Оскільки ФПГ-сигнал містить значну постійну складову, зумовлену статичним об'ємом крові та оптичними властивостями тканин, у функціональній схемі передбачено каскад активної фільтрації, який відсікає цю складову та виділяє інформативну пульсову компоненту. Додаткове обмеження верхнього спектру дозволяє зменшити вплив шумів та рухових артефактів, що особливо актуально для носимих пристроїв. Відфільтрований ФПГ-сигнал також надходить на вхід АЦП мікроконтролера, що забезпечує синхронне оцифрування обох каналів.

Цифровий вузол обробки, реалізований на базі мікроконтролера MAX28200, здійснює циклічне опитування каналів АЦП з фіксованою частотою дискретизації, визначеною вимогами до точності розрахунку часових параметрів. Отримані цифрові відліки тимчасово буферуються в оперативній пам'яті мікроконтролера, де над ними виконуються базові алгоритми попередньої обробки, включаючи цифрову фільтрацію, нормалізацію та детекцію характерних елементів сигналів. Така організація дозволяє зменшити обсяг даних, що підлягають збереженню, і підвищити ефективність використання енергії.

Для забезпечення автономної роботи та надійної реєстрації результатів у функціональну схему включено модуль збереження даних на основі SD-карти пам'яті, підключений до мікроконтролера через швидкісний інтерфейс SPI. Запис масивів даних ЕКГ та ФПГ здійснюється у структурованому форматі, придатному для подальшого аналізу на персональному комп'ютері з використанням сучасних інтелектуальних методів обробки, зокрема алгоритмів машинного навчання. Такий підхід забезпечує гнучкість у виборі методів аналізу та дозволяє виконувати поглиблену оцінку стану серцево-судинної системи після завершення сеансу моніторингу.

Функціональна схема також передбачає наявність вузла індикації та оповіщення користувача, який реалізований на основі світлодіодних індикаторів та п'єзоелектричного звукового випромінювача. Світлова індикація використовується для відображення поточного стану пристрою, зокрема режиму запису або наявності помилок, тоді як звукова сигналізація активується у разі виникнення критичних подій. До таких подій належать суттєві порушення серцевого ритму, від'єднання електродів, збій у роботі датчиків або критично низький рівень заряду джерела живлення, що дозволяє своєчасно привернути увагу користувача або медичного персоналу.

Особливу увагу при розробленні функціональної схеми приділено питанням електробезпеки та стабільності живлення. Між аналоговою частиною, яка безпосередньо контактує з пацієнтом, і цифровими вузлами передбачено блок гальванічної розв'язки. Його застосування унеможливорює протікання небезпечних струмів через тіло пацієнта навіть у разі аварійних режимів роботи або пошкодження елементів цифрової частини. Система живлення пристрою побудована на основі малошумного LDO-стабілізатора з низьким власним споживанням, який забезпечує стабільну напругу живлення 3,3 В для мікроконтролера, аналогових підсилювачів і сенсорних модулів. Така конфігурація дозволяє гарантувати безперервну та надійну роботу пристрою протягом усього періоду холтерівського моніторингу тривалістю не менше 24 годин без необхідності підзарядки або заміни джерела живлення.

2.4 Обґрунтування системи реєстрації та зберігання даних на Flash-носій

Однією з ключових вимог до розроблюваного пристрою є можливість тривалого безперервного холтерівського моніторингу стану серцево-судинної системи пацієнта протягом не менше 24 годин. У процесі такої роботи формується значний обсяг цифрових даних, оскільки одночасно реєструються два біомедичні сигнали – електрокардіограма та фотоплетизмограма – з частотою дискретизації, достатньою для точного визначення часових інтервалів, зокрема PQT. Обсяг інформації, що генерується за таких умов, суттєво перевищує можливості вбудованої пам'яті мікроконтролера, яка використовується переважно для зберігання програмного коду та тимчасового буферування даних. Це зумовлює необхідність застосування зовнішнього енергонезалежного носія, здатного забезпечити надійне збереження великих масивів вимірювальної інформації без втрати даних у разі вимкнення живлення.

Для реалізації системи реєстрації та зберігання даних у роботі обрано Flash-носій у вигляді microSD-карти пам'яті. Таке рішення є доцільним з огляду на поєднання великої ємності, компактних габаритів, низької вартості та широкої сумісності з обчислювальною технікою. Сучасні microSD-карти забезпечують обсяг пам'яті у десятки гігабайт, що дозволяє зберігати багатогодинні записи біосигналів з високою часовою роздільною здатністю без необхідності стискання даних або зниження частоти дискретизації. Це є важливою умовою для коректного аналізу морфології сигналів та обчислення часових параметрів, чутливих до навіть незначних спотворень.

Використання файлової системи загального призначення, зокрема FAT32, суттєво спрощує подальший доступ до збережених даних. Після завершення сеансу моніторингу карта пам'яті може бути безпосередньо підключена до персонального комп'ютера, що дозволяє оперативно передати інформацію для подальшої обробки та аналізу. Такий підхід забезпечує сумісність з програмними засобами аналізу біомедичних сигналів і створює передумови для застосування

алгоритмів машинного навчання, зокрема методів Random Forest та LASSO, які використовуються для побудови моделей оцінювання артеріального тиску та аналізу індивідуальних особливостей пацієнта. Відмова від спеціалізованих або закритих форматів зберігання підвищує універсальність системи та полегшує її інтеграцію у клінічні та дослідницькі інформаційні середовища.

З точки зору апаратної реалізації, microSD-карта підключається до мікроконтролера MAX28200 за допомогою послідовного інтерфейсу SPI, який характеризується простотою реалізації та достатньою пропускну здатністю для задач потокового запису біосигналів. Передача даних організовується блоками, що дозволяє зменшити накладні витрати на керування інтерфейсом та підвищити ефективність використання енергоресурсів. Важливою перевагою такого підходу є можливість переведення карти пам'яті у режим зниженого енергоспоживання між циклами запису, що є критичним для портативного пристрою з автономним живленням. Мікроконтролер ініціює активний режим роботи носія лише у моменти запису даних, тоді як у паузах карта перебуває у стані очікування з мінімальним споживанням струму.

Додатково система реєстрації даних передбачає використання оперативної пам'яті мікроконтролера як проміжного буфера. Це дозволяє компенсувати можливі затримки, пов'язані з доступом до Flash-носія, та забезпечити безперервність запису навіть у разі короткочасних коливань швидкості обміну по інтерфейсу SPI. Така організація знижує ризик втрати даних та підвищує загальну надійність роботи пристрою в умовах тривалого моніторингу.

Таким чином, застосування системи реєстрації та зберігання даних на основі microSD Flash-носія є технічно обґрунтованим рішенням, яке задовольняє вимоги щодо обсягу пам'яті, енергоефективності, сумісності та надійності. Обрана архітектура забезпечує можливість довготривалого безперервного запису біомедичних сигналів високої якості та створює необхідну основу для подальшого поглибленого аналізу даних у рамках клінічних і наукових досліджень.

2.5 Розроблення вузла звукової індикації та контролю станів пристрою

Для забезпечення надійної та безпечної експлуатації розроблюваного приладу в умовах домашнього використання важливу роль відіграє система зворотного зв'язку між пристроєм і користувачем. Оскільки холтерівський монітор працює автономно та без постійного контролю медичного персоналу, пацієнт повинен мати можливість своєчасно отримувати інформацію про поточний стан пристрою та можливі відхилення в його роботі. Реалізація вузла звукової індикації дозволяє оперативно сповіщати користувача як про технічні несправності, так і про критичні зміни фізіологічних параметрів, що підвищує загальну надійність системи та зменшує ризик втрати важливих діагностичних даних.

Основними подіями, які потребують негайного оповіщення, є розряд або критично низький рівень заряду джерела живлення, від'єднання або погіршення контакту електродів електрокардіографічного каналу, збої у роботі фотоплетизмографічного датчика, а також виявлення небезпечних змін серцевого ритму чи аномальних значень артеріального тиску. Враховуючи можливість перебування пацієнта в русі або відсутність візуального контакту з приладом, саме звукова індикація є найбільш ефективним засобом повідомлення, оскільки не потребує постійної уваги та може бути сприйнята навіть у побутових умовах.

У якості звукового випромінювача в роботі обрано п'єзоелектричний елемент PS1720P02, який добре зарекомендував себе у портативних електронних пристроях. Його робоча резонансна частота близько 2 кГц забезпечує формування чіткого та добре розрізняваного звукового сигналу, що знаходиться у діапазоні максимальної чутливості людського слуху. Це дозволяє досягти високої гучності оповіщення без необхідності значного підвищення струму споживання. Живлення випромінювача від напруги 3 В повністю узгоджується з рівнем живлення мікроконтролера та інших цифрових вузлів пристрою, що дає змогу підключати його безпосередньо до вихідного порту мікроконтролера або

через простий транзисторний ключ. П'єзоелектричний принцип роботи забезпечує суттєво нижче енергоспоживання у порівнянні з електромагнітними звуковими випромінювачами, що є важливою перевагою для автономних пристроїв з обмеженим енергетичним ресурсом.

Керування вузлом звукової індикації реалізується програмними засобами мікроконтролера та інтегрується в загальний алгоритм контролю станів пристрою. Формування звукових сигналів здійснюється шляхом генерації імпульсів із заданою частотою та тривалістю, що дозволяє створювати різні звукові патерни для окремих подій. Наприклад, короткі періодичні сигнали можуть використовуватися для індикації технічних попереджень, таких як низький рівень заряду батареї, тоді як тривалі або частіші сигнали застосовуються для оповіщення про критичні фізіологічні стани або серйозні збої в роботі системи. Такий підхід дає змогу пацієнту інтуїтивно розрізняти тип проблеми навіть без візуального доступу до індикаторів, що суттєво підвищує зручність користування пристроєм.

Окрім функції оповіщення, вузол звукової індикації є складовою системи самодіагностики пристрою. На етапі ввімкнення та ініціалізації приладу може формуватися короткий тестовий сигнал, який підтверджує справність випромінювача та коректність роботи керуючих ланцюгів. У поєднанні з контролем стану живлення, датчиків і каналів вимірювання це дозволяє забезпечити більш високий рівень надійності та своєчасно виявляти несправності, що можуть негативно вплинути на якість реєстрації біомедичних сигналів.

Таким чином, розроблений вузол звукової індикації на основі п'єзоелектричного випромінювача PS1720P02 є енергоефективним, простим у реалізації та функціонально доцільним рішенням для холтеровського монітора. Його інтеграція в систему контролю станів пристрою забезпечує підвищення безпеки, зручності експлуатації та достовірності отриманих результатів при тривалому автономному моніторингу пацієнта.

2.6 Забезпечення електробезпеки пацієнта та гальванічної розв'язки

Однією з найважливіших вимог до розроблюваного медичного приладу є забезпечення електробезпеки пацієнта, оскільки під час роботи пристрій має безпосередній електричний контакт із тілом людини через систему електрокардіографічних електродів. Будь-які несправності, наведення або помилки в роботі електронних компонентів потенційно можуть призвести до протікання струмів через організм пацієнта, що є особливо небезпечним з огляду на прямий зв'язок електродів з областю грудної клітки та серцем. Саме тому питання електробезпеки розглядається як пріоритетне на етапі проектування функціональної та принципової схем приладу.

Відповідно до вимог міжнародних стандартів для медичного електрообладнання, зокрема серії IEC 60601, необхідно гарантувати, що навіть у разі одиничної несправності цифрової або силової частини пристрою струм, який може протікати через тіло пацієнта, не перевищує допустимих безпечних значень. Для виконання цих вимог у функціональній схемі передбачено реалізацію гальванічної розв'язки між аналоговими вимірювальними колами, що контактують з пацієнтом, та цифровими вузлами обробки, зберігання і передачі даних.

Гальванічна розв'язка реалізується шляхом фізичного відокремлення електричних ланцюгів аналогового тракту від цифрової частини пристрою. Передача інформації між цими доменами здійснюється без прямого електричного контакту, що унеможливорює протікання небезпечних струмів у напрямку «пристрій – пацієнт». Для цього застосовуються оптичні методи ізоляції, зокрема оптрони або спеціалізовані цифрові ізолятори, які дозволяють передавати як керуючі сигнали, так і потоки даних між блоками, зберігаючи при цьому високий рівень електричної ізоляції. Такі компоненти забезпечують надійну ізоляцію навіть за наявності значної різниці потенціалів між аналоговою та цифровою частинами системи.

Важливим елементом забезпечення електробезпеки є також правильна організація системи заземлення. У розроблюваному пристрої аналогова «земля», до якої підключені електроди та підсилювачі біосигналів, відокремлена від цифрової «землі», що використовується мікроконтролером, модулем SD-карти та комунікаційними інтерфейсами. Таке розділення дозволяє мінімізувати вплив імпульсних цифрових завад і шумів живлення на чутливі аналогові вимірювальні кола, одночасно знижуючи ризик виникнення небезпечних струмів витоку. З'єднання між цими контурами допускається лише через елементи ізоляції або в строго визначених точках, що відповідають вимогам стандартів.

Додатковим заходом захисту пацієнта є обмеження струму витоку на вході аналогових каскадів. Вхідні ланцюги інструментальних підсилювачів обладнані резистивними елементами, які обмежують можливий струм до безпечного рівня, а також захисними діодами, що запобігають проникненню перенапруг у внутрішні схеми приладу. Такі заходи є ефективними у випадках виникнення електростатичних розрядів, випадкового контакту з джерелами зовнішньої напруги або при пошкодженні ізоляції окремих компонентів. Навіть у несприятливих умовах рівень струму, який може потрапити до електродів, залишається значно нижчим за гранично допустимі значення.

Комплексне застосування гальванічної розв'язки, розділення контурів заземлення та схем обмеження струму дозволяє забезпечити електричну безпеку системи «реєстратор – тіло пацієнта» та створює стабільні умови для високоякісного знімання біомедичних сигналів. Такий підхід не лише відповідає вимогам чинних стандартів для медичних виробів, але й підвищує загальну надійність і довговічність пристрою, що є особливо важливим для його використання у режимі тривалого холтерівського моніторингу в домашніх умовах.

3 ІНЖЕНЕРНИЙ РОЗРАХУНОК ТА ОБҐРУНТУВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ПРИСТРОЮ

3.1 Розрахунок підсилювача біопотенціалів

Основним технічним завданням при проектуванні вхідного тракту холтерівського реєстратора є забезпечення якісного підсилення біоелектричних сигналів серця до рівня, необхідного для коректної роботи аналого-цифрового перетворювача (АЦП). Складність реалізації цього етапу полягає в тому, що корисний сигнал електрокардіограми має надзвичайно малу амплітуду на тлі значного рівня синфазних завад, індустриальних наведень та напруги зміщення, зумовленої поляризацією електродів.

Для обґрунтування коефіцієнта підсилення необхідно проаналізувати вхідні та вихідні параметри системи. Типова амплітуда ЕКГ-сигналу, знятого з поверхні тіла пацієнта за допомогою Ag/AgCl електродів, знаходиться в межах 1,5 - 4 мВ. Для розрахунків прийнято мінімальне стабільне значення вхідної напруги $U_{in_min} = 1,5$ мВ, що дозволяє гарантувати працездатність приладу навіть у разі погіршеного контакту електродів зі шкірою. Вихідний сигнал U_{out} повинен відповідати робочому діапазону вбудованого АЦП мікроконтролера MAX28200, який працює при опорній напрузі 0 - 3,3 В. З метою запобігання обмеженню амплітудних піків та врахування можливого дрейфу ізоляції, робочий динамічний діапазон вихідної напруги обрано рівним 3,0 В.

Необхідний загальний коефіцієнт підсилення визначається як відношення максимально допустимої вихідної напруги до мінімального рівня вхідного сигналу і розраховується за формулою:

$$K_{total} = \frac{U_{out}}{U_{in_min}} = \frac{3,0 \text{ В}}{0,0015 \text{ В}} = 2000 \quad (3.1)$$

Реалізація такого коефіцієнта підсилення, що відповідає приблизно 66 дБ, в одному каскаді в медичній електроніці не рекомендується, оскільки це значно підвищує ризик самозбудження схеми, призводить до надмірного підсилення власних шумів компонентів і збільшує вплив напруги зміщення, яка може перевести підсилювач у режим насичення.

З метою забезпечення стабільності роботи та високого коефіцієнта пригнічення синфазної завади підсилення поділено на два послідовні каскади. Перший каскад реалізується на інструментальному підсилювачі, виконаному на спеціалізованій мікросхемі типу AD620 або її енергоефективному аналозі. Основним призначенням цього каскаду є виділення різницевого сигналу ЕКГ на фоні значних синфазних наведень, зокрема мережевої завади з частотою 50 Гц. Для нього обрано помірний коефіцієнт підсилення $K_1 = 20$, що забезпечує оптимальний компроміс між рівнем сигналу та шумовою стійкістю. Коефіцієнт підсилення інструментального підсилювача задається зовнішнім резистором R_G відповідно до співвідношення:

$$K_1 = 1 + \frac{49,4 \text{ кОм}}{R_G} \quad (3.2)$$

Звідси номінал резистора для заданого підсилення визначається як:

$$R_G = \frac{49,4 \text{ кОм}}{20-1} \approx 2,6 \text{ кОм} \quad (3.3)$$

Другий каскад виконується на операційному підсилювачі та забезпечує остаточне підсилення сигналу разом із формуванням необхідних частотних характеристик тракту. Коефіцієнт підсилення цього каскаду визначається як:

$$K_2 = \frac{K_{total}}{K_1} = \frac{2000}{20} = 100 \quad (3.4)$$

Вибране підсилення у 2000 разів дозволяє ефективно використовувати 10-бітну роздільну здатність АЦП мікроконтролера MAX28200. При динамічному діапазоні 3 В, крок квантування складе:

$$h = \frac{3 \text{ В}}{2^{10}} = \frac{3}{1024} \approx 2,9 \text{ мВ} \quad (3.5)$$

Враховуючи підсилення, еквівалентна роздільна здатність на вході системи складе $2,9 \text{ мВ}/2000 \approx 1,45 \text{ мкВ}$, що значно менше амплітуди зубців ЕКГ і дозволяє чітко детектувати R-піки та аналізувати морфологію сигналу для визначення артеріального тиску.

3.2 Розрахунок активних смугових фільтрів

Для забезпечення точності визначення артеріального тиску за методом РАТ необхідно виділити корисні сигнали ЕКГ та ФПГ у вузьких частотних діапазонах, відсікаючи артефакти руху пацієнта та мережеві наведення. Фільтр верхніх частот (ФВЧ) необхідний для усунення дрейфу ізоляції та постійної складової напруги зміщення електродів. Згідно з вимогами до холтеровського моніторингу, частота зрізу для виділення пульсових хвиль має становити $f_c = 0,5 \text{ Гц}$. Розрахунок проводиться за формулою:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3.6)$$

Виходячи з наявної бази компонентів та вимог до вхідного опору, вибрано конденсатор ємністю $C = 1 \text{ мкФ}$. Тоді необхідний опір резистора складе:

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot f_c \cdot C} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 0,5 \cdot 10^{-6}} \approx 318,3 \text{ кОм} \quad (3.7)$$

Приймаємо стандартний номінал резистора 320 кОм. Для аналізу "дихальних хвиль" (низькочастотних коливань, що модулюють АТ) частота зрізу встановлюється на рівні 0,1 Гц. При використанні того ж резистора 320 кОм ємність конденсатора має бути збільшена до 5 мкФ.

Фільтр нижніх частот (ФНЧ) Баттерворта використовується для придушення високочастотних шумів та мережевої завади 50 Гц. Використовується активний фільтр другого порядку, який забезпечує найбільш плоску характеристику в смузі пропускання, що критично для збереження форми R-зубця. Частота зрізу для каналу ЕКГ становить $f_c = 50$ Гц. Використовуючи табличні коефіцієнти для фільтра Баттерворта ($a_1 = 1,4142, b_1 = 1,0$), розраховуються номінали для схеми Саллена-Кі. При обранні $C_1 = 1$ мкФ розрахункові резистори для частоти 20 Гц (виділення пульсової хвилі ФПГ) складуть:

$$R = \frac{1}{2\pi \cdot f_c \cdot C} = \frac{1}{2 \cdot 3,14 \cdot 20 \cdot 1 \cdot 10^{-6}} \approx 7,9 \text{ кОм} \quad (3.8)$$

Таким чином, розрахований смуговий фільтр забезпечує пропускання сигналу в діапазоні від 0,5 до 50 Гц для ЕКГ та від 0,1 до 20 Гц для ФПГ. Це дозволяє системі стабільно працювати в умовах автономного моніторингу, мінімізуючи вплив перешкод електричної природи.

3.3 Розрахунок енергоспоживання та вибір джерела живлення

Для забезпечення тривалого амбулаторного моніторингу (холтерівського режиму) пристрій повинен працювати в автономному режимі не менше 24 годин. Основним завданням даного підрозділу є розрахунок сумарного струму споживання всіх вузлів схеми та вибір оптимальної ємності джерела живлення.

Основними споживачами електричної енергії в пристрої є мікроконтролер, блоки аналогової обробки сигналів (підсилювачі та фільтри), датчик ФПГ та модуль запису на microSD-карту.

Оцінимо середній струм споживання (I_{avg}) для кожного вузла при напрузі живлення $U = 3,3$ В:

1. Мікроконтролер MAX28200: завдяки 16-бітній RISC-архітектурі та режимам низького споживання, середній струм у режимі активного збору даних становить близько 2,5 мА.

2. Аналоговий тракт (ЕКГ + ФПГ): використання малопотужних операційних підсилювачів потребує близько 1,5 мА.

3. Оптичний датчик ФПГ: струм через випромінюючий діод є значним споживачем. При використанні імпульсного режиму живлення (duty cycle) середній струм складає 3 мА.

4. Модуль microSD-карти: пікове споживання при записі блоку даних може досягати 50 мА, проте оскільки запис відбувається короткими циклами після накопичення буфера в ОЗП, середнє значення становить 2 мА.

Загальний струм споживання системи розраховується як сума струмів усіх активних вузлів і становить 9,0 мА.

З огляду на вимоги до сучасних медичних реєстраторів, для даного пристрою доцільно рекомендувати використання Li-Po акумулятора ємністю 500 мАг, що гарантує стабільну роботу протягом 2 діб моніторингу.

3.4 Обґрунтування вибору частоти дискретизації АЦП

Для точного визначення артеріального тиску безманжетним методом критично важливою є точність вимірювання часового інтервалу між R-піком ЕКГ та точкою перегину пульсової хвилі ФПГ (інтервал P-AT).

Згідно з теоремою Найквіста-Шеннона, частота дискретизації f_s повинна бути мінімум вдвічі більшою за найвищу частоту спектра сигналу. Оскільки верхня межа спектра ЕКГ складає 50 Гц, теоретичний мінімум становить 100 Гц.

Проте для медичної діагностики та часового аналізу РАТ похибка в 10 мс (що відповідає частоті 100 Гц) є неприпустимою, оскільки вона призводить до похибки визначення тиску в 5–10 мм рт. ст.

Для мінімізації похибки в даній роботі вибрано частоту дискретизації 500 Гц. Це дозволяє отримати часову роздільну здатність у 2 мс, що забезпечує необхідну точність розрахунку АТ.

3.5 Розрахунок вузла захисту від насичення та відновлення ізоляції

При розробці медичних підсилювачів з високим коефіцієнтом підсилення ($K_u = 2000$), критичною проблемою є вихід підсилювача в режим насичення. Це стається через значну напругу зміщення на електродах (до 300 мВ) або внаслідок різких рухів пацієнта (артефакти руху).

Для того, щоб прилад не "зависав" після зняття або перепідключення електродів, необхідно розрахувати часову константу τ перехідного процесу. Вона визначається параметрами фільтра верхніх частот (ФВЧ):

$$\tau = R \cdot C \quad (3.9)$$

Використовуючи значення з підрозділу 3.2 ($R = 320$ кОм, $C = 1$ мкФ) отримуємо $\tau = 0,32$ с. Це означає, що після виникнення перевантаження прилад повернеться до нормального режиму вимірювання приблизно через 3-5 τ (тобто за 1–1,5 секунди), що є відмінним показником для холтеровського монітора.

Для захисту вхідних каскадів мікроконтролера MAX28200 та операційних підсилювачів від статичної електрики та можливих імпульсних завад, у схему введено обмежувальні резистори. Максимальний струм через вхідні захисні діоди МК не повинен перевищувати 20 мА. Розрахуємо мінімальний захисний опір при можливій напрузі завади $U_{noise} = 10$ В:

$$R_{prot} = \frac{U_{noise}}{I_{max}} = \frac{10 \text{ В}}{0,02 \text{ А}} = 500 \text{ Ом} \quad (3.10)$$

Для надійності обираємо номінал 1 кОм, що забезпечує двократний запас міцності без погіршення відношення сигнал/шум.

4. ЕКОНОМІЧНИЙ РОЗДІЛ

4.1 Технологічний аудит розробленої системи визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу

Загальновідомо, що ключовим елементом сучасної діагностики серцево-судинних захворювань, які залишаються однією з основних причин смертності у світі, є застосування у лікарській практиці різних систем аналізу електрокардіограми та локалізації серцевих патологій.

Тому не випадково, потреба у підвищенні точності й швидкості виявлення патологій, таких як ішемія, аритмії чи гіпертрофія міокарда, є надважливою задачею сучасних технологій, які базуються на цілодобовому моніторингу біосигналів, особливо ЕКГ та артеріального тиску, які дозволяють визначати патологічні стани за формою та динамікою ЕКГ.

І хоча у світі є аналоги (можна відзначити системи CardioCloud, AliveCor Kardia, Philips IntelliSpace ECG), які забезпечують дистанційний моніторинг і клінічну точність експертних висновків, розробка власної системи з урахуванням локальних стандартів і методів глибинного аналізу даних є обґрунтованою.

Тому метою цієї магістерської роботи стала розробка системи визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу, яка створює ефективний інструмент для ранньої діагностики серцевих порушень.

Для встановлення комерційного потенціалу розробленої системи аналізу електрокардіограми та локалізації серцевих патологій було запрошено 3-х експертів: к.т.н., доцента Ковалю Л. Г., к.т.н. доцента Костішина С. В. та інженера кафедри БМІОЕС Білого Р. І. (див. табл. 4.1).

Таблиця 4.1 – Рекомендовані критерії оцінювання комерційного потенціалу будь-якої розробки і їх бальна оцінка

Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Технічна здійсненність концепції:					
1	Достовірність концепції не підтверджена	Концепція підтверджена експертними висновками	Концепція підтверджена розрахунками	Концепція перевірена на практиці	Перевірено роботоздатність продукту в реальних умовах
Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
Ринкові переваги (недоліки):					
2	Багато аналогів на малому ринку	Мало аналогів на малому ринку	Кілька аналогів на великому ринку	Один аналог на великому ринку	Продукт не має аналогів на великому ринку
3	Ціна продукту значно вища за ціни аналогів	Ціна продукту дещо вища за ціни аналогів	Ціна продукту приблизно дорівнює цінам аналогів	Ціна продукту дещо нижче за ціни аналогів	Ціна продукту значно нижче за ціни аналогів
4	Технічні та споживчі властивості продукту значно гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи гірші, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту на рівні аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту трохи кращі, ніж в аналогів	Технічні та споживчі властивості продукту значно кращі, ніж в аналогів
Ринкові перспективи					
5	Експлуатаційні витрати значно вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати дещо вищі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати на рівні експлуатаційних витрат аналогів	Експлуатаційні витрати трохи нижчі, ніж в аналогів	Експлуатаційні витрати значно нижчі, ніж в аналогів
6	Ринок малий і не має позитивної динаміки	Ринок малий, але має позитивну динаміку	Середній ринок з позитивною динамікою	Великий стабільний ринок	Великий ринок з позитивною динамікою
7	Активна конкуренція великих компаній на ринку	Активна конкуренція	Помірна конкуренція	Незначна конкуренція	Конкурентів немає
Практична здійсненність					
8	Відсутні фахівці як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї	Необхідно наймати фахівців або витратити значні кошти та час на	Необхідне незначне навчання фахівців та збільшення їх штату	Необхідне незначне навчання фахівців	Є фахівці з питань як з технічної, так і з комерційної реалізації ідеї

		навчання наявних фахівців			
9	Потрібні значні фінансові ресурси, які відсутні. Джерела фінансування ідеї відсутні	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування відсутні	Потрібні значні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Потрібні незначні фінансові ресурси. Джерела фінансування є	Не потребує додаткового фінансування
Критерії оцінювання та бали (за 5-ти бальною шкалою)					
	0	1	2	3	4
10	Необхідна розробка нових матеріалів	Потрібні матеріали, що використовуються у військово-промисловому комплексі	Потрібні дорогі матеріали	Потрібні досяжні та дешеві матеріали	Всі матеріали для реалізації ідеї відомі та давно використовуються у виробництві
11	Термін реалізації ідеї більший за 10 років	Термін реалізації ідеї більший за 5 років. Термін окупності інвестицій більше 10-ти років	Термін реалізації ідеї від 3-х до 5-ти років. Термін окупності інвестицій більше 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій від 3-х до 5-ти років	Термін реалізації ідеї менше 3-х років. Термін окупності інвестицій менше 3-х років
12	Необхідна розробка регламентних документів та отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту	Необхідно отримання великої кількості дозвільних документів на виробництво та реалізацію продукту, що вимагає значних коштів та часу	Процедура отримання дозвільних документів для виробництва та реалізації продукту вимагає незначних коштів та часу	Необхідно тільки повідомлення відповідним органам про виробництво та реалізацію продукту	Відсутні будь-які регламентні обмеження на виробництво та реалізацію продукту

Запрошені експерти оцінили комерційний потенціал розробленої нами системи аналізу електрокардіограми та локалізації серцевих патологій за

рекомендованими критеріями так, як це пропонується в таблиці 4.1. Виставлені експертами оцінки у вигляді балів зведено в таблицю 4.2.

Після проведеного експертного оцінювання було встановлено рівень комерційного потенціалу розробленої нами системи аналізу електрокардіограми та локалізації серцевих патологій. Для цього були використані рекомендації, які наведено в таблиці 4.3 [31].

Таблиця 4.2 – Результати оцінювання комерційного потенціалу наукової розробки (за 5-ти бальною шкалою оцінювання: 0 -1 – 2 – 3 - 4)

Критерії	Ініціали, прізвище експертів		
	Л. Г. Коваль	С. В. Костішин	Р. І. Білий
	Бали, що їх виставили експерти:		
1	4	4	3
2	3	4	3
3	3	3	4
4	3	3	4
5	3	4	3
6	3	3	4
7	3	4	3
8	4	3	4
9	3	3	3
10	3	3	4
11	3	4	3
12	3	3	4
Сума балів	СБ ₂ = 38	СБ ₁ = 41	СБ ₃ = 42
Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$	$\overline{СБ} = \frac{\sum_{i=1}^3 СБ_i}{3} = \frac{41 + 38 + 42}{3} = \frac{121}{3} = 40,33$		

Таблиця 4.3 – Рівні комерційного потенціалу будь-якої наукової розробки

Середньоарифметична сума балів $\overline{СБ}$, розрахована на основі висновків експертів	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11 – 20	Нижче середнього
21 – 30	Середній
31 – 40	Вище середнього
41 – 48	Високий

Оскільки середньоарифметична сума балів, що їх виставили експерти, становить 40,33 бали (із максимально можливих 48-ми балів), то це свідчить, що розроблена нами система визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу має рівень комерційного потенціалу, який можна вважати «вище середнього». Це пояснюється значно ширшими функціональними можливостями розробленої системи, яка має стати важливим інструментом у практичній діяльності лікарів-кардіологів і сприяти зниженню смертності значної кількості пацієнтів.

4.2 Розрахунок витрат на розроблення системи визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу

При розробленні цієї системи аналізу були зроблені такі основні витрати:

а). Основна заробітна плата Z_o розробників, консультантів, фахівців тощо, величина якої визначається за формулою:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ грн,} \quad (4.1)$$

де M – місячний посадовий оклад розробника (дослідника), грн;

Для 2025 року приймемо, що:

$M = (8000 \dots 45000)$ грн/місяць;

T_p – число робочих днів в місяці; приймемо $T_p = 22$ дні;

t – число днів роботи розробників, дослідників, інших фахівців.

Зроблені розрахунки величини основної заробітної плати розробників зведемо до таблиці 4.4:

Таблиця 4.4 – Основна заробітна плата розробників (дослідників)

Найменування посади виконавця	Місячний посадовий оклад, грн	Оплата за робочий день, грн	Число днів (годин) роботи	Витрати на оплату праці, грн
1. Науковий керівник магістерської роботи, доцент	25500	≈ 1159	20 годин	$(1159 / 6) \times 20 = \approx 3863$ (при 6-годинному робочому дні)
2. Здобувач-магістрант (виконавець)	8000 грн	363,63 ≈ 364	75 днів	≈ 27300
3. Консультанти	45000	≈ 2045	4 дні	8180 грн (при 8-годинному робочому дні)
4. Консультант з економічної частини	20000	≈ 909	1,5 години	$(909 / 6) \times 1,5 = 227,2 \approx \approx 228$ грн (при 6-годинному робочому дні)
Загалом				$3_0 = 39571$ грн

Примітка. За заробітну плату магістранта приймемо мінімальну заробітну плату в країні

б). Додаткова заробітна плата $З_д$ розробників (дослідників), яка розраховується як (10...12)% від величини їх основної заробітної плати, тобто:

$$З_д = \alpha \cdot З_0 = (0,1...0,12) \cdot З_0. \quad (4.2)$$

Приймемо, що $\alpha = 0,1$. Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$З_д = 0,1 \times 39571 = 3957,10 \approx 3958 \text{ грн.}$$

в). Нарахування на заробітну плату $НЗП_{зп}$ розробників (дослідників) розраховуються за формулою:

$$НЗП_{зп} = (З_0 + З_д) \cdot \frac{\beta}{100}, \quad (4.3)$$

де β – ставка обов'язкового єдиного внеску на державне соціальне страхування, %. В 2025 році ставка $\beta = 22\%$. Тоді:

$$НЗН_{зп} = (39571 + 3958) \times 0,22 = 9576,38 \approx 9577 \text{ грн.}$$

г). Амортизація основних засобів A , які використовувались під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи:

$$A = \frac{Ц \cdot Н_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ грн,} \quad (4.4)$$

де $Ц$ – загальна балансова вартість основних засобів, грн;

$Н_a$ – річна норма амортизаційних відрахувань.

Прийmemo, що $H_a = (2,5...25)\%$;

T – термін використання основних засобів, місяці.

Зроблені розрахунки зведено в таблицю 4.5.

Таблиця 4.5 – Розрахунок амортизаційних відрахувань

Найменування обладнання, приміщень тощо	Балансов а вартість, грн	Норма амортизац ії, %	Термін використан ня, місяців	Величина амортизаційних відрахувань, грн
1. Комп'ютерна техніка, обладнання, інші прилади тощо	120000	25	3,0 (при 70% використанні)	5250
2. Приміщення університету, факультету, кафедри	68000	2,5	3,0 (при 70% використанні)	297,50 \approx 298
Всього				A = 5548 грн

д). Витрати на матеріали M розраховуються за формулою:

$$M = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i - \sum_1^n V_i \cdot C_v \text{ грн,} \quad (4.5)$$

де H_i – витрати матеріалу i -го найменування, кг; C_i – вартість матеріалу i -го найменування; K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1,1...1,15)$; V_i – маса відходів матеріалу i -го найменування; C_v – ціна відходів матеріалу i -го найменування; n – кількість видів матеріалів.

е). Витрати на комплектуючі K розраховуються за формулою:

$$K = \sum_1^n H_i \cdot C_i \cdot K_i \text{ грн,} \quad (4.6)$$

де H_i – кількість комплектуючих i -го виду, шт.; C_i – ціна комплектуючих i -го виду; K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = (1,1...1,15)$; n – кількість видів комплектуючих.

Під час виконання магістерської кваліфікаційної роботи загальні витрати на матеріали та комплектуючі склали укрупнено приблизно 6500 грн.

ж). Витрати на силову електроенергію V_e розраховуються за формулою:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d}, \quad (4.7)$$

де V – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2025 р. $V \approx 6,0$ грн/кВт;

Π – установлена потужність обладнання, кВт; $\Pi = 1,4$ кВт;

Φ – фактична кількість годин роботи обладнання, годин.

Прийmemo, що $\Phi = 260$ годин;

K_{Π} – коефіцієнт використання потужності; $K_{\Pi} < 1 = 0,84$.

K_d – коефіцієнт корисної дії, $K_d = 0,75$.

Тоді витрати на силову електроенергію будуть дорівнювати:

$$V_e = \frac{V \cdot \Pi \cdot \Phi \cdot K_{\Pi}}{K_d} = \frac{6,0 \cdot 1,4 \cdot 260 \cdot 0,84}{0,75} = 2446,08 \approx 2446 \text{ грн.}$$

и). Інші витрати $V_{\text{інш}}$ можна прийняти як (50...300)% від основної заробітної плати розробників, тобто:

$$V_{\text{інш}} = (0,5 \dots 3) \times 3_o. \quad (4.8)$$

Для нашого випадку отримаємо:

$$V_{\text{інш}} = 1,5 \times 39571 = 59356,50 \approx 59357 \text{ грн.}$$

К). Сума всіх попередніх статей витрат становить витрати на виконання магістерської роботи безпосередньо розробником-магістрантом – V .

$$V = 39571 + 3958 + 9577 + 5548 + 6500 + 2446 + 59357 = 126957 \text{ грн.}$$

Л). Загальні витрати на розробку системи становитимуть:

$$V_{\text{заг}} = \frac{V}{\beta}, \quad (4.9)$$

де β – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання цієї роботи.

Оскільки наша розробка на цей момент часу має потребує деякого покращення, то можна умовно прийняти, що, $\beta \approx 0,78$ [31].

$$\text{Тоді: } V_{\text{заг}} = \frac{126957}{0,78} = 162765,38 \text{ грн або приблизно 163 тисячі грн.}$$

Тобто прогнозовані загальні витрати на розробку системи аналізу електрокардіограми та локалізації серцевих патологій можуть становити 163 тисячі грн.

4.3 Розрахунок економічного ефекту від можливого виведення на ринок розробленої системи визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу

Проведене дослідження ринку показало, що розроблена нами система визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу, навіть при наявності інших подібних систем, знайде широке застосування на ринку лікувальних послуг завдяки своїм кращим функціональним і вартісним характеристикам. Приблизний аналіз місткості ринку показав, що на сьогодні в Україні кількість реальних користувачів подібних систем може бути дуже великою. Тому для початку домовимося про 200 систем. Окрім того, можна очікувати зростання попиту на нашу розробку принаймні протягом 3-х років після її впровадження.

Тобто, якщо наша розробка буде впроваджена з 1 січня 2026 року, то її результати будуть виявлятися протягом 2026-го, 2027-го та 2028-го років.

Прогноз зростання попиту на нашу розробку може складати по роках:

- а) 2026 р. – приблизно + 10 шт. (відносно базового року);
- б) 2027 р. – + 25 шт. (відносно базового року);
- в) 2028 р. – +10 шт., оскільки можуть з'явитися нові, більш ефективні розробки, що будуть виконувати аналогічні функції.

Аналіз ринку також показує, що на сьогодні базові системи ЕКГ-апаратів (наприклад, 3-6 каналів, без великої аналітики) можуть коштувати приблизно \$(100-600); а 12-канальні системи з автоматичним аналізом та інтеграцією можуть коштувати \$(1000-5000) або вище. Прийmemo за базову ціну 1000 доларів США або приблизно 450 тисяч грн. А оскільки розроблена нами система аналізу електрокардіограми та локалізації серцевих патологій має значно кращі

функціональні можливості, то її можна буде реалізовувати на ринку дещо дорожче, ніж аналогічні розробки, наприклад, в середньому за 500 тисяч грн, тобто на 50 тисяч грн дорожче.

Тоді можливе збільшення чистого прибутку $\Delta\Pi_1$, що його може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, тобто виведення її на ринок, становитиме:

$$\Delta\Pi_1 = \sum_1^n (\Delta\Pi_0 \cdot N + \Pi_0 \cdot \Delta N)_i \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{\nu}{100}\right), \quad (4.10)$$

де $\Delta\Pi_0$ – збільшення ціни реалізації розробки $\Delta\Pi_0 = 500 - 450 = + 50$ тисяч грн;

N – обсяг діяльності у році до впровадження розробки; $N = 200$ шт.;

ΔN – покращення основного кількісного показника від впровадження розробки: у 2026 році – + 10 шт., у 2027 році + 25 шт., у 2028 році + 10 шт. (відносно базового 2025 року);

Π_0 – ціна реалізації нашої розробки після її виведення на ринок, $\Pi_0 = 500$ тисяч грн;

n – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки; для нашого випадку $n = 3$;

λ – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість; $\lambda = 0,8333$;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту. Рекомендується приймати $\rho = (0,2 \dots 0,5)$; візьмемо $\rho = 0,25$;

ν – ставка податку на прибуток. У 2025 році $\nu = 18\%$.

Тоді можливе зростання чистого прибутку $\Delta\Pi_1$ для потенційного інвестора протягом першого року від можливої комерціалізації нашої розробки (2026 р.) становитиме:

$$\Delta\Pi_1 = [50 \cdot 200 + 500 \cdot 10] \cdot 0,8333 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 2562,39 \approx 2563 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta\Pi_2$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом другого (2027 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_2 = [50 \cdot 200 + 500 \cdot 20] \cdot 0,8333 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 3416,53 \approx 3417 \text{ тисяч грн.}$$

Можливе зростання чистого прибутку $\Delta\Pi_3$ для потенційного інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки протягом третього (2028 р.) року становитиме:

$$\Delta\Pi_3 = [50 \cdot 200 + 500 \cdot 10] \cdot 0,8333 \cdot 0,25 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 2562,39 \approx 2563 \text{ тис. грн.}$$

Приведена вартість зростання для потенційного інвестора всіх чистих прибутків від можливої комерціалізації нашої розробки становитиме:

$$ПП = \sum_1^t \frac{\Delta\Pi_i}{(1 + \tau)^t}, \quad (4.11)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої роботи, грн;

t – період часу, протягом якого виявляються результати впровадженої роботи, роки. Для нашого випадку $t = 3$ роки;

τ – ставка дисконтування (або рівень інфляції). Для 2025 р. приймемо, що $\tau = 0,20$ (20%);

t – період часу (в роках) від моменту початку розробки системи аналізу електрокардіограми та локалізації серцевих патологій до моменту отримання можливих чистих прибутків від її виведення на ринок і впровадження (в кожному із років).

Тоді приведена вартість зростання всіх можливих чистих прибутків ПП, що їх може отримати потенційний інвестор від комерціалізації нашої розробки, складе:

$$ПП = \frac{2563}{(1 + 0,2)^2} + \frac{3417}{(1 + 0,2)^3} + \frac{2563}{(1 + 0,2)^4} \approx 1780 + 1977 + 1236 = 4993 \text{ тисяч грн.}$$

Теперішня вартість інвестицій PV (або можлива вартість придбання нашої розробки інвестором для її комерціалізації): $PV = K \times V_{\text{заг}} = (1,0 \dots 5,0) \times V_{\text{заг}}$,

де $V_{\text{заг}} = 163$ тисяч грн (див. підрозділ 4.1).

Для нашого випадку приймемо, що:

$$PV = (1,0...5,0) \times 163 = 5,0 \times 163 = 815 \text{ тисяч грн.}$$

Абсолютний економічний ефект для інвестора від можливої комерціалізації нашої розробки за три роки (2026, 2027, 2028) складе:

$$E_{\text{абс}} = \text{ПП} - PV = 4993 - 815 = 4178 \text{ тисяч грн.}$$

Оскільки $E_{\text{абс}} > 0$, то комерціалізація нашої розробки може бути доцільною.

Далі розрахуємо внутрішню дохідність $E_{\text{в}}$ вкладених інвестицій (коштів):

$$E_{\text{в}} = T_{\text{ж}} \sqrt[4]{1 + \frac{E_{\text{абс}}}{PV}} - 1, \quad (4.12)$$

де $E_{\text{абс}}$ – абсолютний ефект вкладених інвестицій; $E_{\text{абс}} = 4178$ тисяч грн;

PV – теперішня вартість початкових інвестицій $PV = 815$ тисяч грн;

$T_{\text{ж}}$ – життєвий цикл розробки, роки.

$T_{\text{ж}} = 4$ роки (2025-й, 2026-й, 2027-й, 2028-й роки)

Для нашого випадку отримаємо:

$$E_{\text{в}} = \sqrt[4]{1 + \frac{4178}{815}} - 1 = \sqrt[4]{1 + 5,1264} - 1 = \sqrt[4]{6,1264} - 1 = 1,573 - 1 = 0,573 \approx 57,3\%.$$

Далі визначимо ту мінімальну дохідність, нижче за яку потенційному інвестору не вигідно буде займатися комерціалізацією нашої розробки.

Мінімальна дохідність $\tau_{\text{мін}}$ визначається за формулою:

$$\tau_{\text{мін}} = d + f, \quad (4.13)$$

де d – середньозважена ставка за депозитними операціями в комерційних банках; в 2025 році в Україні $d = (0,10...0,18)$. Прийmemo, що $\tau = 15\%$.

f – показник, що характеризує ризикованість вкладень; $f = (0,05...0,30)$.

Прийmemo, що $f = 30\%$, тобто $f = 0,3$.

Тоді для нашого випадку отримаємо:

$$\tau_{\text{мін}} = 0,15 + 0,30 = 0,45 \text{ або } \tau_{\text{мін}} = 45\%.$$

Оскільки величина $E_{\text{в}} = 57,3\% > \tau_{\text{мін}} = 45\%$, то потенційний інвестор у принципі може бути зацікавлений у виведенні на ринок розробленої нами системи визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу для її подальшої комерціалізації.

Далі розраховуємо термін окупності коштів, вкладених у можливу комерціалізацію розробленої нами системи аналізу електрокардіограми та локалізації серцевих патологій.

Термін окупності $T_{ок}$ розраховується за формулою:

$$T_{ок} = \frac{1}{E_v} = \frac{1}{0,573} \approx 1,75 \text{ років} < 3 \text{ років}, \quad (4.14)$$

що свідчить про потенційну економічну доцільність комерціалізації розробленої нами системи визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу.

Результати виконаної економічної частини магістерської кваліфікаційної роботи зведено у таблицю 4.6.

Таблиця 4.6 – Результати техніко-економічних розрахунків

Показники	Задані у ТЗ	Досягнуті у магістерській кваліфікаційній роботі	Висновок
1. Витрати на розробку	Не більше 180 тисяч грн	≈ 163 тисяч грн	Досягнуто
2. Абсолютний ефект від впровадження розробки, тисяч грн	Не менше 4000 тисяч грн (за три роки)	4178 тисячі грн (при 20% інфляції)	Виконано
3. Внутрішня дохідність інвестицій (коштів), %	не менше 50,0%	57,3%	Виконано
4. Термін окупності інвестицій (коштів), роки	до 3-ти років	1,75 років	Виконано

Таким чином, основні техніко-економічні показники розробленої нами системи визначення артеріального тиску при голтерівському моніторингу, визначені у технічному завданні, повністю виконані.

ВИСНОВКИ

У результаті виконання даної науково-дослідної роботи було проведено комплексний аналіз, розрахунок та проектування апаратної частини пристрою для тривалого моніторингу стану серцево-судинної системи. На основі отриманих даних можна зробити наступні розширені висновки.

Встановлено, що традиційне разове вимірювання АТ за Коротковим залишається основним у практиці, проте воно не дозволяє оцінити динаміку тиску протягом доби. Виявлено, що фотоплетизмографія (ФПГ) є перспективним високочутливим методом реєстрації об'ємного пульсу, який дозволяє досліджувати судинний тонус та швидкість кровотоку без стискання судин. Доведено перевагу холтерівського моніторингу, яке забезпечує запис близько 100 000 комплексів QRS за добу, що у 1500 разів перевищує інформативність звичайної ЕКГ.

Теоретично та практично підтверджено можливість визначення артеріального тиску через час приходу пульсової хвилі, що розраховується як затримка між R-піком ЕКГ та характерною точкою на ФПГ. Визначено, що для підвищення точності оцінки АТ необхідно враховувати індивідуальні параметри еластичності судин пацієнта, оскільки швидкість пульсової хвилі залежить від модуля Юнга стінки артерії.

Запропоновано структурну схему двоканального реєстратора на базі мікроконтролера MAX28200 архітектури MAXQ, що оптимізований для медичних пристроїв. Для забезпечення якісного сигналу розраховано двокаскадний підсилювач із загальним коефіцієнтом підсилення 2000. Це дозволяє оцифровувати ЕКГ-сигнали амплітудою від 1,5 мВ з роздільною здатністю 1,45 мкВ. Реалізовано систему активної фільтрації: ФВЧ з частотою зрізу 0,5 Гц для усунення дрейфу ізоляції та ФНЧ Баттерворта (50 Гц для ЕКГ, 20 Гц для ФПГ) для придушення мережевих завад.

Розраховано сумарний струм споживання пристрою, який становить приблизно 9,0 мА. Встановлено, що використання Li-Po акумулятора ємністю

500 мАг забезпечить безперервну роботу реєстратора протягом 48 годин, що повністю задовольняє вимоги до голтерівського моніторингу. Визначено оптимальну частоту дискретизації АЦП на рівні 500 Гц, що забезпечує часову роздільну здатність 2 мс, необхідну для мінімізації похибки обчислення АТ.

Забезпечено повну електробезпеку пацієнта через використання гальванічної розв'язки між аналоговими електродами та цифровою частиною пристрою. Розроблено систему звукової індикації на базі п'єзовипромінювача для сповіщення користувача про критичні стани (аритмію, від'єднання електродів або низький заряд батареї). Обрано систему зберігання на microSD-карті з файловою системою FAT32, що дозволяє накопичувати великі масиви даних для подальшого аналізу методами машинного навчання на ПК.

Загалом, розроблений пристрій є сучасною діагностичною платформою, яка поєднує комфорт безманжетного вимірювання АТ із високою точністю голтерівського аналізу ЕКГ.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Антоненко Є. О., Штода Дм. О., Серета Дм. В. Комп'ютерний фотоплетизмограф. Кафедра фізичної і біомедичної електроніки та комплексних інформаційних технологій ХНУ імені В.Н. Каразіна. Вільний доступ. Дата оновлення: 03.02.2017 – Режим доступу: <http://fbme.univer.kharkov.ua/2017/02/4206/> (дата звернення: 18.05.2024).
2. Теоретичні передумови до вивчення серцево-судинної системи. Анатомофункціональні особливості будови серця. Кровообіг та інервація. Клінічні аспекти //Лекція, ПДМУ 09.2024
3. Амбулаторне моніторування ЕКГ / В.О. Бобров, О.Й. Жарінов, В.О. Куць та ін. – Київ: «Медицина світу», 2004р. – 68 с.
4. МОЗ. Про затвердження та впровадження медико-технологічних документів зі стандартизації медичної допомоги при артеріальній гіпертензії. Наказ від 24.05.2012 № 384 – Режим доступу: <https://zakon.rada.gov.ua/rada/show/v0384282-12> (дата звернення: 03.06.2024)
5. Основи реєстрації та аналізу біосигналів. Навчальний посібник / О.Г. Аврунін, В.В. Семенець, В.Г. Абакумов, З.Ю. Готра, С.М. Злепко, А.В. Кіпенський, С.В. Павлов. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – 400 с.
6. Опанасенко О.О. Пристрій для вимірювання кров'яного тиску // Дипломний проєкт. КПІ, червень 2021.
7. Амбулаторне моніторування артеріального тиску. Підг. Олег Жарінов. Медицина світу Том XXI Номер 2 08.2006 - Режим доступу: <http://msvitu.com/archive/2006/august/article-6.php> (дата звернення: 05.06.2024)
8. Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Колісник П. Ф. та ін. Фізичні основи біомедичної оптики: монографія Вінниця: ВНТУ, 2010. – 155 с.
9. Comparing Different Settings of Parameters Needed for Pre-processing of ECG Signals used for Blood Pressure Classification / M. Simjanoska, G. Papa, B. Korousic-Seljak, T. Eftimov // BIOSIGNALS, 2019

10.Sharma, Manuja, Karinne Barbosa, Victor Ho, Devon Griggs, Tadesse Ghirmai, Sandeep K. Krishnan, Tzung K. Hsiai, Jung-Chih Chiao, and Hung Cao. 2017. "Cuff-Less and Continuous Blood Pressure Monitoring: A Methodological Review" *Technologies* 5, no. 2: 21. <https://doi.org/10.3390/technologies5020021>

11. Kovalchuk, Oleksii, Oleksandr Barmak, Pavlo Radiuk, Liliana Klymenko, and Iurii Krak. 2025. "Towards Transparent AI in Medicine: ECG-Based Arrhythmia Detection with Explainable Deep Learning" *Technologies* 13, no. 1: 34. <https://doi.org/10.3390/technologies13010034>

12. Шульгін, В. І., В'юницький, О. Г., Тоцький, О. В., & Шаронов, В. Б. Безманжетний вимір артеріального тиску з використанням алгоритмів на основі машинного навчання. 2019.

13.Kazuyuki Shimada, Yutaka Imai, Kazuomi Kario, Yuhei Kawano, Genjiro Kimura, Iwao Kuwajima, Yasumasa Yamamoto. Guidelines for the Clinical Use of 24 Hour Ambulatory Blood Pressure Monitoring (ABPM). // *Circ J.* 2012;76:508–519. <https://doi:10.1253/circj.CJ-88-0020>

14. Ремінь-фіксатор холтерівського монітора ЕКГ-АТ: пат.141270 Україна. №2019 10555; заявл.: 23.10.2019; опубл. 25.03.2020, Бюл. №6.

15. Wagner, P., Strodtzoff, N., Bousseljot, R., Samek, W., & Schaeffter, T. (2022). PTB-XL, a large publicly available electrocardiography dataset (version 1.0.3). *PhysioNet*. RRID:SCR_007345. <https://doi.org/10.13026/kfzx-aw45>

16. Wagner, P., Strodtzoff, N., Bousseljot, R.-D., Kreiseler, D., Lunze, F.I., Samek, W., Schaeffter, T. (2020), PTB-XL: A Large Publicly Available ECG Dataset. *Scientific Data*. <https://doi.org/10.1038/s41597-020-0495-6>

17. Goldberger, A., L. Amaral, L. Glass, J. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. Mark, J. E. Mietus, G. B. Moody, C. K. Peng, and H. E. Stanley. "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* [Online]. 101 (23), pp. e215–e220." (2000). RRID:SCR_007345.

17. Zheng, J., Chu, H., Struppa, D., Zhang, J., Yacoub, S.M., El-Askary, H., Chang, A., Ehwerhemuepha, L., Abudayyeh, I., Barrett, A.S., Fu, G., Yao, H., Li, D.,

Guo, H., & Rakovski, C. (2020). Optimal Multi-Stage Arrhythmia Classification Approach. *Scientific Reports*, 10.

18. Ribeiro, A.H. (2021) "CODE-15%: a large scale annotated dataset of 12-lead ECGs". Zenodo. doi:<https://doi.org/10.5281/zenodo.4916206>

19. J. Zheng, C. Rakovski, S. Danioko, J. Zhang, H. Yao, and G. Hangyuan, "A 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia research covering more than 10,000 patients," *PhysioNet, MIT Lab. Comput. Physiol., Tech. Rep. Version 1.0.0*, 2019, doi: <https://doi.org/10.13026/wgex-er52>

20. Zheng, J., Guo, H., & Chu, H. (2022). A large scale 12-lead electrocardiogram database for arrhythmia study (version 1.0.0). *PhysioNet*. RRID:SCR_007345. <https://doi.org/10.13026/wgex-er52>

21. Zheng, J., Chu, H., Struppa, D., Zhang, J., Yacoub, S.M., El-Askary, H., Chang, A., Ehwerhemuepha, L., Abudayyeh, I., Barrett, A.S., Fu, G., Yao, H., Li, D., Guo, H., & Rakovski, C. (2020). Optimal Multi-Stage Arrhythmia Classification Approach. *Scientific Reports*, 10.

22. Виборнова А. та ін. Артеріальний тиск з оптичного браслета Aktiia: 1-місячне перевіряюче дослідження з використанням розширеного протоколу ISO81060-2, адаптованого для зап'ястя без манжети // *Blood Press. Monit.* Aug 2021; 26(4): p.305–311.

23. Simjanoska, M., Gjoreski, M., Gams, M. & Bogdanova, A. M. Non-invasive blood pressure estimation from ECG using machine learning techniques. *Sensors (Switzerland)* 18, 1160. <https://doi.org/10.3390/s18041160> (2018)

24. Мещанінов, С. К., Співак, В. М., & Орлов, А. Т. (2016). Електронні методи і засоби біомедичних вимірювань. 212 с.

25. Офіційна web-сторінка фірми AudioMaster. APart PR1000R професійний AM/FM RDS тюнер. [Електронний ресурс]. URL: <http://www.audiomaster.kiev.ua/catalog/detail/1739>

26. P. Wagner, N. Strodthoff, R.-D. Bousseljot, W. Samek, and T. Schaeffter, "PTB-XL, a large publicly available electrocardiography dataset," *PhysioNet, MIT*

27. Stefan Kochev, Neven Stevchev, Svetlana Kocheva, Tome Eftimov and Monika Simjanoska. A Novel Approach for Modelling the Relationship between Blood Pressure and ECG by using Time-series Feature Extraction. / Proceedings of the 13th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2020) – vol.4, p.228-235 DOI: 10.5220/0008967202280235 ISBN: 978-989-758-398-8; ISSN: 2184-4305

28. Рябенський, В. М. (2023). Основи електроніки, мікропроцесорної техніки.

29. Методичні вказівки до самостійної роботи студентів з вивчення дисципліни «Основи біофізики та біомеханіки людини» для студентів напряму підготовки «Радіоелектронні апарати» / Уклад. Д. Х. Штофель. – Вінниця : ВНТУ, 2017. – 20 с.

30. Євтушенко Т.С. Мікроконтролерний вимірювач артеріального тиску // Курсовий проєкт. ВНТУ, лютий 2024.

31. Методичні вказівки до виконання економічної частини магістерських кваліфікаційних робіт. / Укладачі В.О. Козловський, О.Й. Лесько, В.В.Кавецький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 42 с.

Додаток А
(обов'язковий)

Ілюстративна частина

Визначення артеріального тиску в процесі голтерівського моніторингу

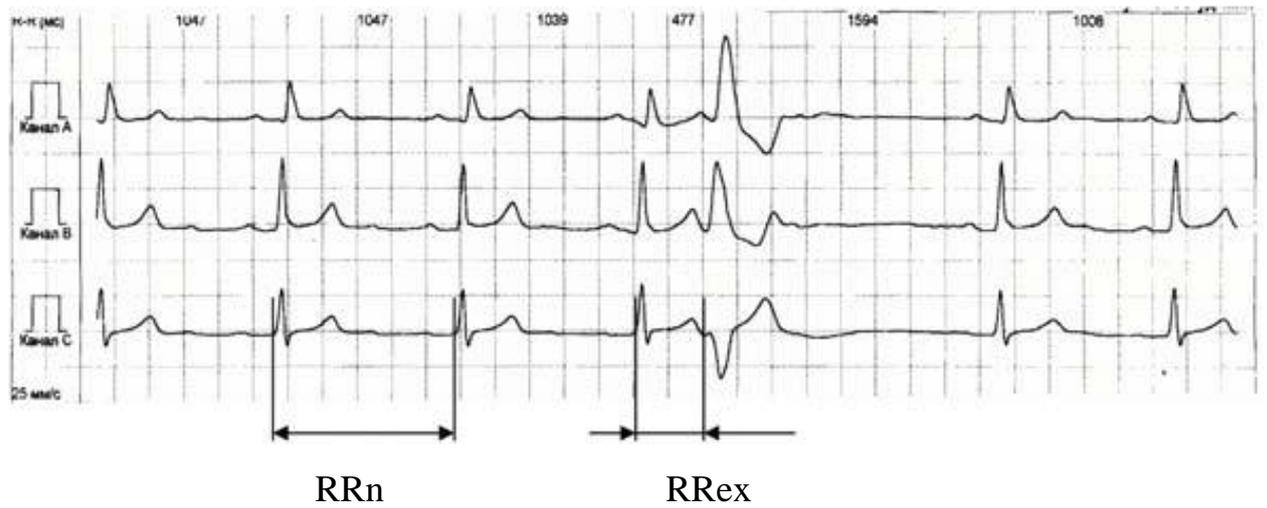


Рисунок А.1 – Визначення коефіцієнта передчасності

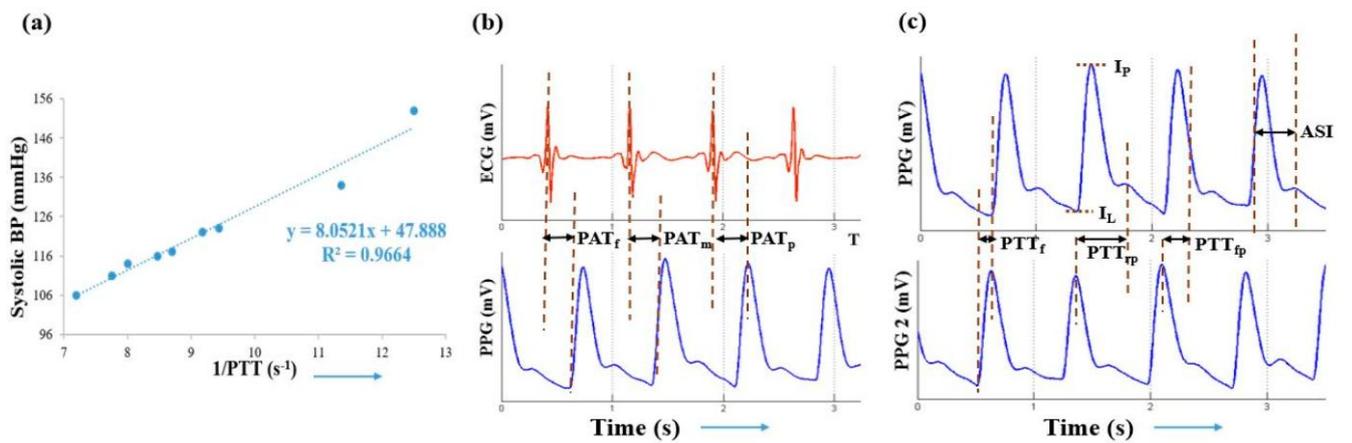


Рисунок А.2 – Ідеальна форма хвилі ЕКГ та ФПГ

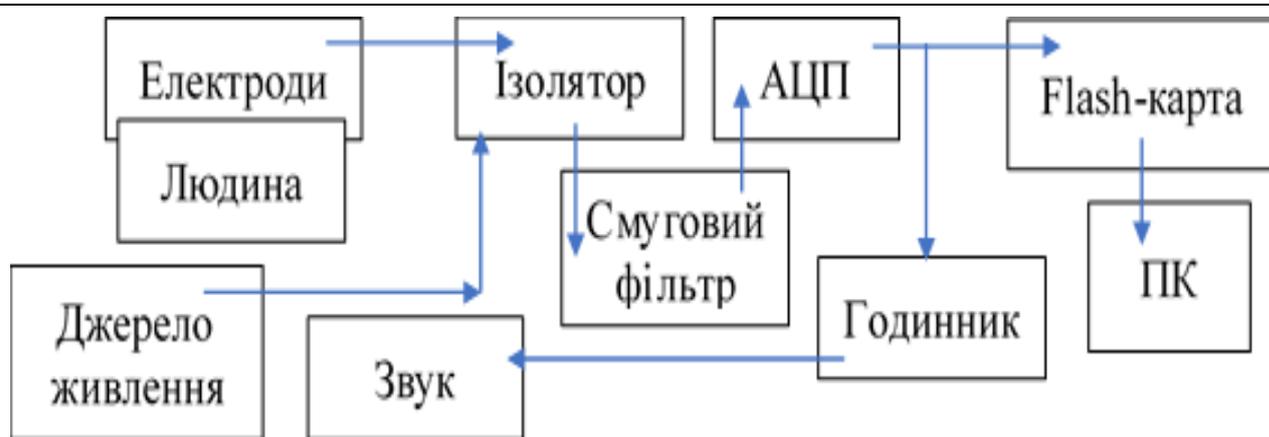


Рисунок А.3 – Структурна схема монітору ЕКГ та АТ

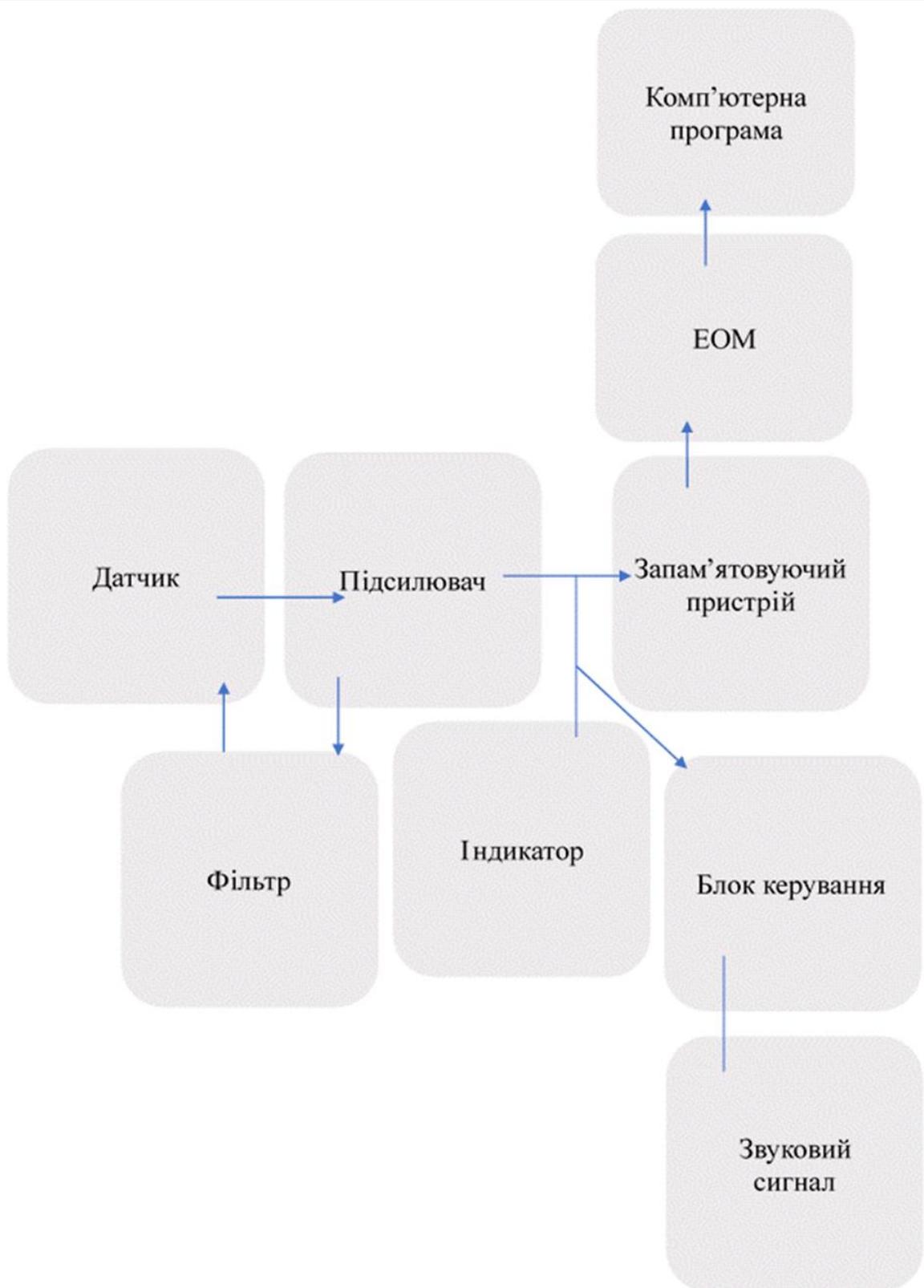


Рисунок А.4 – Перша функціональна схема пристрою оцінки АТ

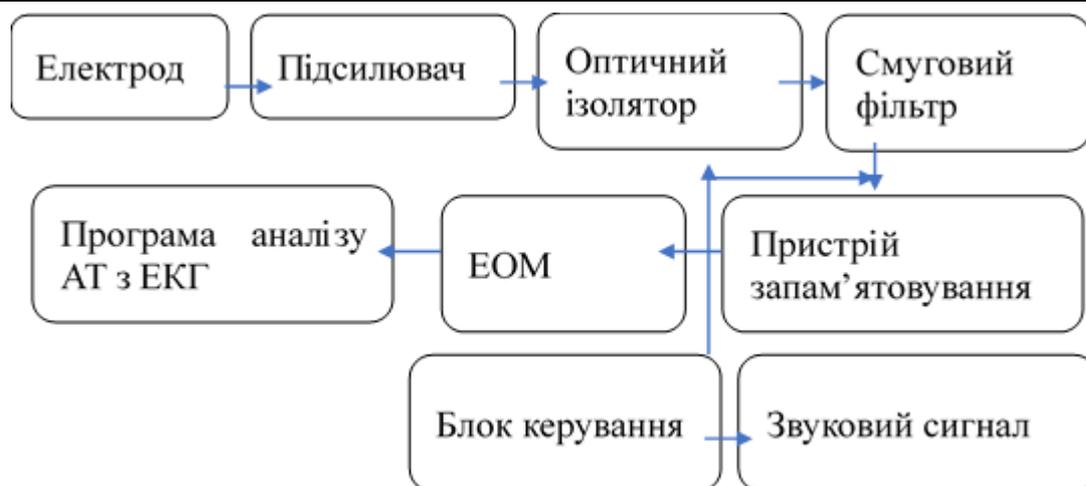


Рисунок А.5 – Друга функціональна схема пристрою оцінки артеріального тиску

ПРОТОКОЛ ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ

Назва роботи: Визначення артеріального тиску в процесі голтерівського моніторингу

Тип роботи: магістерська кваліфікаційна робота

(бакалаврська кваліфікаційна робота / магістерська кваліфікаційна робота)

Підрозділ кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
(кафедра, факультет, навчальна група)

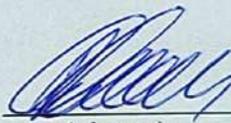
Коефіцієнт подібності текстових запозичень, виявлених у роботі системою StrikePlagiarism (КПІ) 0,24 %

Висновок щодо перевірки кваліфікаційної роботи (відмітити потрібне)

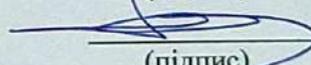
- Запозичення, виявлені у роботі, оформлені коректно і не містять ознак академічного плагіату, фабрикації, фальсифікації. Роботу прийняти до захисту.
- У роботі не виявлено ознак плагіату, фабрикації, фальсифікації, але надмірна кількість текстових запозичень та/або наявність типових розрахунків не дозволяють прийняти рішення про оригінальність та самостійність її виконання. Роботу направити на доопрацювання.
- У роботі виявлено ознаки академічного плагіату та/або в ній містяться навмисні спотворення тексту, що вказують на спроби приховування недобросовісних запозичень. Робота до захисту не приймається.

Експертна комісія:

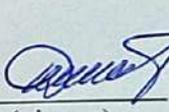
Коваль Л. Г., к.т.н., доц., зав. каф. БМІОЕС, гарант ОП
(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

Павлов С. В., д.т.н., проф., професор каф. БМІОЕС
(прізвище, ініціали, посада)


(підпис)

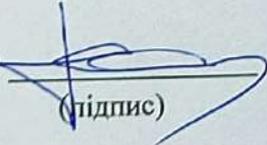
Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Штофель Д. Х.
(прізвище, ініціали)

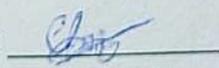
З висновком експертної комісії ознайомлений(-на)

Керівник


(підпис)

Павлов С. В., д.т.н., професор каф. БМІОЕС
(прізвище, ініціали, посада)

Здобувач


(підпис)

Свтушенко Т. С.
(прізвище, ініціали)