

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломного проекту (роботи)

Магістр

(освітній (освітньо-кваліфікаційний) рівень)

на тему: **Методи та засоби побудови комп'ютерної системи оцінювання
характеристик фонокардіосигналів**

Виконав: студент (ка) _____ 6 курсу, групи СІм-61

напряму підготовки (спеціальності) _____

123 "Комп'ютерна інженерія"

(шифр і назва напряму підготовки, спеціальності)

Марущак О.О.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Лецишин Ю.З.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Луцик Н.С.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Кареліна О. В.

(прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет Комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Комп'ютерних систем та мереж
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Осухівська Г. М.
(прізвище та ініціали)

(підпис)

« »

2021 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

на здобуття освітнього ступеня Магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 123 «Комп'ютерна інженерія»
(шифр і назва спеціальності)

студенту Марущаку Олександр Олександровичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Методи та засоби побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонових сигналів

Керівник роботи Лецишин Юрій Зіновійович к. т. н.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 28 » жовтня 2021 року № 4/7-916

2. Термін подання студентом завершеної роботи 21.12.2021

3. Вихідні дані до роботи Комп'ютерна система для оцифрування біомедичних сигналів по багатьом каналам.

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

Аналіз методів та засобів оцінювання характеристик фонокардіосигналів.

Вибір методів та засобів побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів.

Тестування побудованої комп'ютерної системи та оцінювання характеристик фонокардіосигналів.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

Схема проєкції клапанів серця на передню грудну стінку. Схема ФКГ зображення серцевих шумів. Полікардіограма. Фонокардіограф у вигляді стетоскопа. Функціональна схема Фонокардіографа. Структурна схема фонокардіографічної приставкиж.

Алгоритм роботи ФКГ приставки. Структурна схема комп'ютерної системи оцінювання параметрів ФКС. Блок схема архітектури мікроконтролера STM32F378CC.

АНОТАЦІЯ

Методи та засоби побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів // Кваліфікаційна робота // Марущак Олександр Олександрович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет комп'ютерно-інформаційних систем і програмної інженерії, група СІм-61 // Тернопіль, 2021 // с. – 86, рис. – 34, табл. -4, аркушів А1 -10, додат. –3, бібліогр. – 31.

Ключові слова: STM32, DMA, фонокардіосигнал.

Кваліфікаційну роботу магістра присвячено розробленню методів та засобів побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів.

Проведено огляд методів та засобів оцінювання характеристик фонокардіосигналів для вибору напрямку дослідження.

Розроблено комп'ютерну систему, що дає можливість оцифрувати біомедичні сигнали по багатьох каналах і отримати синхронний запис одразу 4х сигналів, як однакової природи (багатоканальний запис ФКГ) так і різної природи, що уможливорює дослідження пов'язаних між собою біомедичних сигналів різноманітними методами.

Розроблено алгоритм роботи системи оцінювання характеристик ФКГ сигналів з використанням технології DMA забезпечує максимально можливу швидкість і синхронність АЦП перетворення сигналів.

ANNOTATION

Methods and means of the development of a phonocardiographic signals characteristics evaluation computer system // Master thesis // Marushchak Oleksandr Oleksandrovych // Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University, Faculty of Computer Information Systems and software engineering, group CIm – 61 // Ternopil, 2021// p. – 86, fig. – 34, tab. – 4, Sheets A1 – 10, Add. – 3, Ref. – 31.

Key words: STM32, DMA, phonocardiogram.

The master's thesis is devoted to the development of methods and means for phonocardiographic signals characteristics evaluation computer system.

A review of methods and tools for evaluating the characteristics of phonocardiographic signals to choose the direction of the study.

A computer system has been developed that makes it possible to digitize biomedical signals on many channels and obtain synchronous recording of 4 signals at once, both of the same nature (multi-channel FCG recording) and different in nature, which allows the study of related biomedical signals by various methods.

The algorithm of work of system of estimation of characteristics of FCG of signals with use of DMA technology is developed provides the maximum possible speed and synchrony of ADC of conversion of signals.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	7
РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ОЦІНЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ	10
1.1. Методи відбору фонокардіографічних сигналів	10
1.2. Характеристики фонокардіографічних сигналів	11
1.3. Аналіз фонокардіограми	14
1.4. Аналіз фонокардіограм та синхронно записаних сигналів	15
1.5. Засоби реєстрації фонокардіограми	18
1.6. Висновки до розділу 1	25
РОЗДІЛ 2. ВИБІР МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ПОБУДОВИ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ОЦІНЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ	26
2.1. Побудова системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів	26
2.2. Алгоритм роботи системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів	29
2.3. Налаштування та програмування мікроконтролера системи	32
2.4. Висновки до розділу 2	43
РОЗДІЛ 3. ТЕСТУВАННЯ ПОБУДОВАНОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ТА ОЦІНЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ.....	44
3.1. Запис біомедичних сигналів по кількох каналах	44
3.2. Тестування комп'ютерної системи і відбір сигналів	47
3.3. Застосування методів кореляційного аналізу	50
3.4. Застосування методів спектрального аналізу	54
3.5. Обчислення статистичних характеристик.....	57
3.6. Сучасні методи аналізу ФКГ	58
3.7. Висновки до розділу 3	60
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	61
4.1. Охорона праці	61
4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях	64
4.3. Висновки до розділу 4	67
ВИСНОВКИ	69

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	70
Додаток А. Опубліковані тези конференцій за напрямом дипломної роботи магістра	75
Додаток Б. Код програми для налаштування комп'ютерної системи	83

ВСТУП

Актуальність теми роботи. Хвороби серцево-судинної системи в сучасному суспільстві є одними із основних причин смертності (близько 64% за дослідженнями проведеними у 2019 р.) [1]. Причому значна частина з них припадає на ішемічну хворобу серця, яку виявляють шляхом виконання різних діагностичних заходів, одним із яких є фонокардіографія.

Історія фонокардіографії триває уже понад століття, а сучасне фонокардіографічне обладнання має можливість одночасного цифрового запису фонокардіосигналу (ФКС) та електрокардіосигналу (ЕКС) з наступним їх паралельним аналізом в частотній і частотній області для виявлення фаз серцевих скорочень у ФКС, які супроводжуються відповідними тонами і шумами. Також ФКС піддають спектральному або вейвлет аналізу для графічного представлення спектральних компонент шумів і тонів при роботі серця [2]. Оскільки ФКС та ЕКС є різними сигналами. Звідси виникає складність проведення такої процедури, яка полягає в потребі одночасного оцифрування і запису цих сигналів. Причому чим краща синхронність запису, тим точніше можна оцінити фазові характеристики ФКС.

Шлях для вирішення такої задачі полягає у використанні сучасної мікропроцесорної бази, зокрема можна використати мікроконтролери, які мають на кристалі кілька високоточних аналого-цифрових перетворювачів (АЦП) із можливістю прямого доступу до пам'яті DMA. Шляхом використання такої технології можна створити комп'ютерну систему, яка буде синхронно записувати ФКС та ЕКС, що забезпечить обчислення фазових параметрів ФКС з високою точністю.

Отже для вирішення завдання визначення параметрів ФКС необхідно розробити методи та засоби для побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів

Мета і задачі дослідження. Метою дослідження є розроблення методів та засобів побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати такі задачі:

- аналіз відомих методів та засобів оцінювання характеристик фонокардіосигналів для вибору напрямку дослідження;
- розроблення і обґрунтування методів та засобів побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів;
- побудова та налаштування комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів на базі вибраних методів і засобів;
- тестування функціональних можливостей комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів.

Об'єкт дослідження – процес оцінювання характеристик фонокардіосигналів.

Предмет дослідження – методи та засоби побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів.

Методи дослідження базуються на положеннях:

- теорії інформації для розроблення методів та засобів побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів.

Наукова новизна одержаних результатів.

1. Розроблено нову вбудовану комп'ютерну систему оцінювання характеристик фонокардіосигналів, яка використовує чотири АЦП на одному кристалі та технологію прямого доступу до пам'яті мікроконтролера DMA, що уможливорює синхронний запис до чотирьох біомедичних сигналів з високою точністю.

2. Розроблено алгоритм роботи системи оцінювання характеристик ФКГ сигналів, шляхом використання технології DMA при аналого-цифровому перетворенні, що забезпечує максимально можливу швидкість і синхронність цифрового запису сигналів.

Практичне значення одержаних результатів полягає в наступному: отримані результати уможливили розробку комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів, яка забезпечує максимально можливу швидкість і синхронність цифрового запису сигналів.

РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ОЦІНЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ

1.1. Методи відбору фонокардіографічних сигналів

Фонокардіографією (ФКГ) називається інструментальний метод графічної реєстрації звуків, що виникають при роботі серця. Безпосередньо сам графік (фонокардіограма) є коливаннями звукового тиску (вісь ординат) як функція часу (вісь абсцис).

Цей метод має переваги перед аускультациєю. Він дозволяє досліджувати звуки серця в частотних діапазонах, які не доступні слуховому сприйняттю (зокрема III і IV тони серця). Дослідження фази, форми й тривалості звуків при ФКГ дає можливість документально оцінити і спостерігати за змінами звуку при різних фазах скорочень серця хворого, у динаміці процесу.

Фонокардіограма відображає періоди виникнення й закінчення тонів і шумів серця у вигляді періодичних, розділених серцевими інтервалами коливань, які можуть бути оцінені за частотним спектром та амплітудою.

Відбір ФКГ сигналів проводять у місцях найкращого відтворення звукових феноменів, що виникають в області клапанів.

Фонокардіограма у нормі (рис. 1.1) у дорослих зазвичай представлена тільки двома основними тонами серця: I тон - систолічний; II тон – діастолічний. Рідше реєструються непостійні діастолічні III і IV тони, надзвичайно рідко - інші додаткові тони.

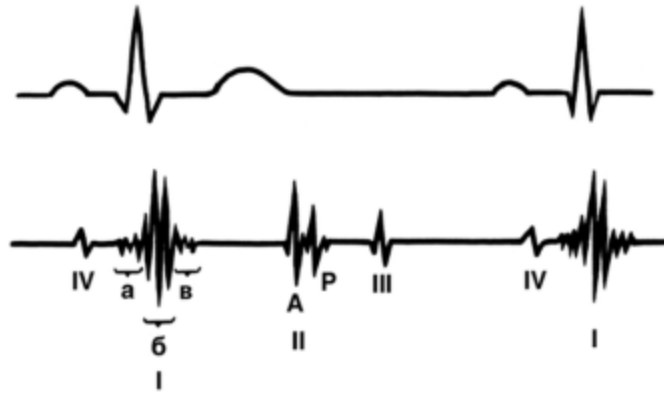


Рис. 1.1. Синхронний запис електрокардіограми (ЕКГ) (угорі) та фонокардіограми (унизу): цифрами I-IV позначені відповідно перший, другий, третій і четвертий тони серця; буквами а, б і в - початкова частина, головний сегмент і кінцева частина I тону, А і Р - аортальний і пульмональний компоненти І тону.

Відбір ФКГ виконується в декількох точках і по декількох каналах, однак для аналізу потрібно синхронно записувати кілька каналів з іншими серцевими сигналами, як правило з ЕКГ.

1.2. Характеристики фонокардіографічних сигналів

1.2.1. Характеристики тонів серця. Тонами серця називаються короткі, уривчасті звуки, що виникають при роботі серця:

1-й Тон серця (сistolічний) представлено трьома основними групами коливань (див. рис. 1.1): 1) початкова частина (а) - низкоамплітудні та низькочастотні звукові коливання, що виникають у період асинхронного скорочення шлуночків (тривалість 0,02-0,04 с); 2) центральна частина (б), або головний сегмент I тону, утворена високочастотними та високоамплітудними коливаннями, обумовленими коливаннями атріовентрикулярних клапанів у фазі скорочення шлуночків (тривалість 0,05 с); 3) кінцева частина (в) або судинний компонент I тону у вигляді невеликих по амплітуді коливань,

пов'язана з вібрацією стінок аорти та легеневої артерії на початку періоду вкачування крові (тривалість 0,02-0,04 с).

2-й Тон серця (діастолічний) виникає на початку діастолі в результаті коливань, що виникають при закриванні клапанів аорти та легеневої артерії і короткочасної вібрації стінок цих посудин.

Зазвичай виділяють такі дві основні компоненти другого тону, зазвичай добре помітних на ФКГ (див. рис. 1.1): 1) аортальна компонента (А), що відображає закриття стулок аортального клапана, і 2) пульмональна компонента (Р), викликана закриттям клапана легеневої артерії. На ФКГ у нормі аортальна компонента завжди має більшу амплітуду, ніж пульмональна.

Також досить часто (близько 80 % випадків), особливо в дітей і молодих здорових людей, на низькочастотному каналі ФКГ реєструється додатковий низкоамплітудний фізіологічний ІІІ тон серця. Він виникає в момент швидкого діастолічного наповнення шлуночків і зазвичай він відстає від другого тону на 0,15-0,19 с.

Гучність, тобто амплітуда тонів залежить від близькості розташування клапанів, які створюють ці звукові коливання, проходженню цих звуків за потоком крові та крізь м'язову тканину, а також від близькості прилягання мікрофона до грудної стінки.

1.2.2. Шуми серця. Серцеві шуми, в свою чергу, можна виявити на фонокардіограмах і вони відрізняються від тонів більшою тривалістю звучання, нечітким початком і періодом зникання. Серцеві шуми у нормі в дорослих зазвичай не реєструються ні у період систоли між I і II тонами (сistolічний шум), так і в період діастолі (діастолічний шум).

Шуми серця виникають, як результат турбулентного руху крові, що виникає при порушенні нормального співвідношення трьох гемодинамічних параметрів: 1) діаметра отвору клапана або просвіту посудини; 2) лінійної або об'ємної швидкості потоку крові; 3) в'язкості крові.

Умови виникнення вихрових потоків, а отже серцевих шумів виникають при патологічних змінах клапанів, а також при дефектах перегородок серця,

збільшенні його порожнин і ділянок легеневого стовбура або аорти (аневризми).

Органічні шуми у ФКГ з'являються при наявності анатомічних особливостей стінок, отворів або клапанів серця. Вони виникають при вроджених або придбаних пороках, запаленні ендокарда й перикарда, пошкодженні міокарда. На рис. 1.2 наведені приклади серцевих шумів, що виникають при органічних пошкодженнях серця.

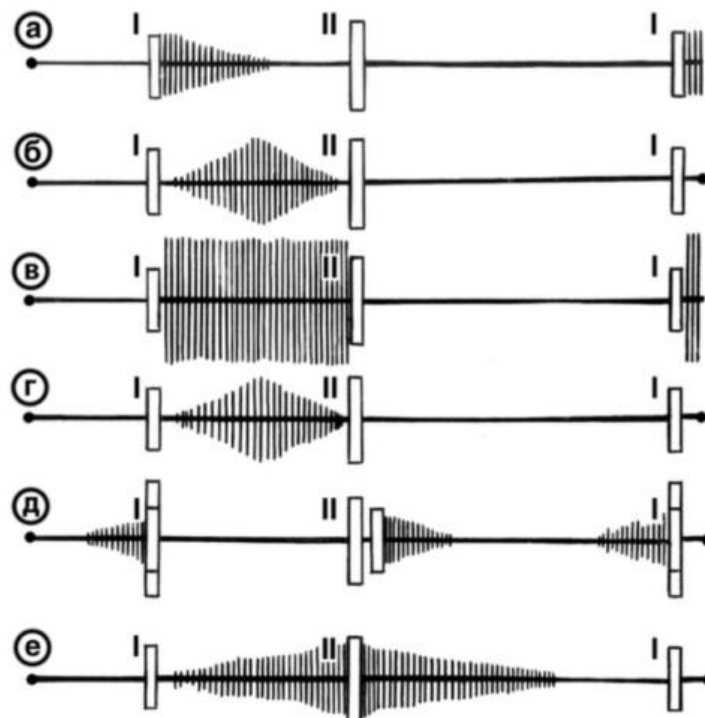


Рис. 1.2. Схема ФКГ зображення серцевих шумів (заштриховані ділянки) при деяких вадах серця в співвідношенні з I і II серцевими тонами: а - зникаючий протосистолічний шум що виникає при мітральній недостатності; б - ромбовидний мезосистолічний шум при аортальному стенозі; в - голосистолічний шум при дефекті міжшлунковочкої перегородки; г - веретеноподібний голосистолічний шум при стенозі легеневого стовбура; д - пресистолічний (пов'язаний з мітральним стенозом) і протодіастолічний (пов'язаний з аортальною недостатністю) шуми; е - систол про діастолічний шум при відкритій артеріальній протоці.

Для постановки діагнозу за ФКГ мають значення, як тони серця так і його шуми, які викликані різними фізіологічними факторами. Для їх відбору треба досить широкий частотний діапазон.

1.3. Аналіз фонокардіограми

Аналіз зареєстрованої ФКГ виконується за шумами та тонами та їх відношенні до періодів систоли або діастоли, а також за амплітудою, частотою, та інтервалам між ними або між зубцями синхронно записаної ЕКГ. Інтенсивність тонів і шумів серця оцінюють за амплітудою коливань. При аналізі серцевих тонів велике значення мають також взаємне порівняння їх амплітуд і вимірювання інтервалів між ними.

При записі ФКГ із точок 1, 2 і 3 на тілі пацієнта амплітуда найбільших коливань I тону серця в нормі коливається в межах 10- 25 мм, II тону - 6-15 мм (при підсиленні 10 мм/мВ); відношення амплітуд I і II тонів у максимумі може бути приблизно 3:2. У точках 4 і 5 амплітуда I і II тонів може бути однаковою, а в ряді випадків II тон має більшу амплітуду, ніж I тон.

Діагностичне значення мають тривалості інтервалу Q-I тон, які вимірюються від початку комплексу QRS (зубця Q або R) до перших високочастотних коливань центральної частини I тону. Він відображає час асинхронного скорочення шлуночків. Тривалість у нормі інтервалу Q -I тон не перевищує 0,04-0,06 с.

Частота коливань I тону знаходиться у межах 30... 120 Гц, II тону- 70-150 Гц. Загальна тривалість I тону може бути 0,07-0,15 с, II тону-0,04-0,12 с.

На ФКГ II тон це є інтервал між аортальним і легеневим компонентом, у нормі, його тривалість не перевищує 0,04 с. У підлітків він може збільшуватися до 0,05-0,06 с, що особливо під час глибокого вдиху і видиху. У цьому випадку на ФКГ можна виникнути фізіологічне розщеплення II тону.

Амплітуда коливань III тону зазвичай становить 2-3 мм. Інтервал між II і III тонами на верхівці серця у нормі не перевищує 0,15 с (у дітей в середньому

0,13 с). У при вимірюванні у основи серця — 0,18 с. IV тон починається через 0,06-0,12 с після початку зубця Р на ЕКГ, причому він змінюється за амплітудою (але амплітуда завжди менша II тону), виглядає як одне-два низькочастотні коливання загальною тривалістю близько 0,03 с. При вимірюванні інтервал між IV і I тонами в середньому становить 0,06 с. Тривалість ФКГ-ї систоли (інтервал між початками I і II тонів) залежить від частоти серцевих скорочень і в нормі при зіставленні з інтервалами Q-T на ЕКГ вона коротша на 0,04-0,05 с, а при порушеннях обміну речовин в міокарді може подовжуватися.

Шуми, оцінюють також по їх формі, утвореній кривими, що огинають коливання. За формою шуми бувають, зникаючими, ромбовидними, веретеноподібними, стрічкоподібними. Шуми можуть бути дотичними до тонів, знаходитись на деякому інтервалі, займати тільки середину систоли або всю систолу, виникати тільки на початку діастоли, або в її середині або лише наприкінці, тобто перед початком систоли.

1.4. Аналіз фонокардіограм та синхронно записаних сигналів

Детальний аналіз фазової структури серця проводиться за допомогою полікардіограми (рис. 1.3), тобто шляхом використання синхронно записаних ЕКГ, ФКГ і сфігмограми сонної артерії (СФГ).

Для оцінки параметрів фаз серця і проведення аналізу необхідно визначити тривалість серцевих інтервалів у такий спосіб:

1) фаза асинхронного скорочення (АС) триває від початку зубця Q ЕКГ до першого великого коливання I тону ФКГ;

2) фаза ізоволюметричного скорочення серця (ІС) триває від початку високочастотного коливання I тону до початку підйому кривої на сфігмограмі сонної артерії.

Період напруження (Т) визначають від початку Q зубця ЕКГ до початку підйому на сфігмограмі сонної артерії з відніманням інтервалу затримки пульсової хвилі від серця до сонної артерії.

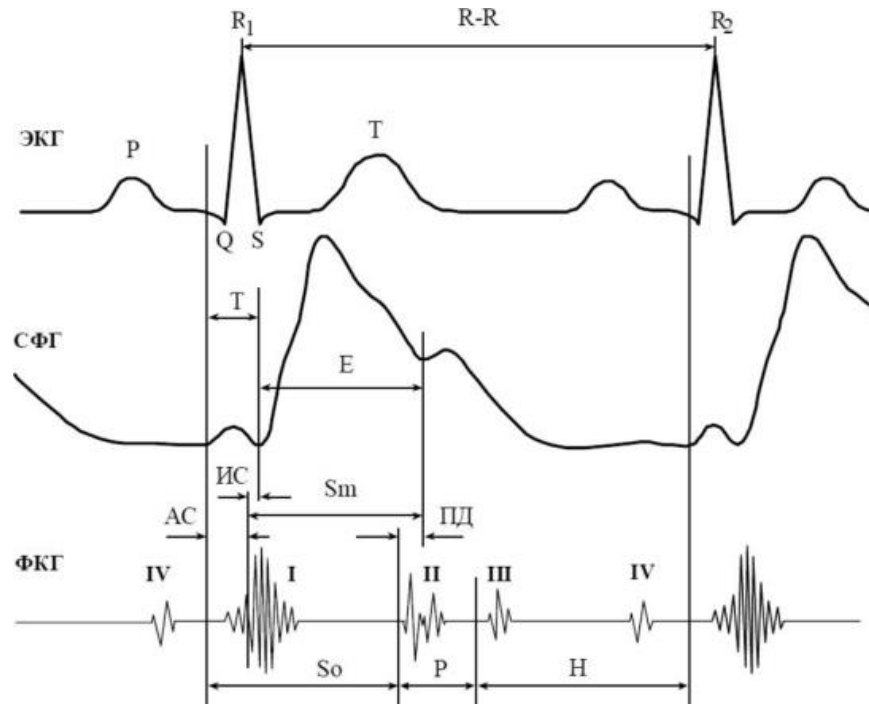


Рис. 1.3. Полікардіограма: АС - фаза асинхронного скорочення; ІС - фаза ізоволюметричного скорочення; Т - період напруження; Е - період виштовхування крові; Sm - механічна систола; So - загальна систола; ПД – протодіастолічний інтервал; RR - тривалість серцевого циклу між R зубцями; Р - період розслаблення шлуночків; Н - період наповнення шлуночків

Період виштовхування крові (Е) визначають від початку підйому на сфігмограмі до найглибшої точки її спадання.

Механічна систола (Sm) це сума фази ізометричного скорочення й періоду виштовхування.

Загальна систола (So) це сума часу періодів напруги та виштовхування. Вимірюється від початку Q зубця на ЕКГ до II тону на ФКГ.

Протодіастолічний інтервал (ПД) визначають від найбільшого коливання II тону ФКГ до найглибшої точки спадання сфігмограми.

Тривалість серцевого циклу (RR) визначають як відстань між вершинами зубців R на ЕКГ.

Також у практиці систолою називають період між першим і другим тонами серця, діастолою — між другим і першим тонами серця. Тривалість систоли постійна від періоду до періоду, а діастоли змінюється і залежить від ЧСС.

При безпосередньому аналізі ФКГ, ЕКГ та сфінгограми, визначають ще деякі параметри, зокрема:

1) індекс напруження міокарда (ІНМ) це є відношення часу напруження Т до тривалості електромеханічної систоли S_0 у відсотках;

2) внутрісistolічний показник (ВСП) це є відношення тривалості періоду виштовхування Е до тривалості механічної систоли у відсотках S_m ;

3) механічний коефіцієнт Блюм- Бергера (МК) це є відношення тривалості періоду виштовхування Е до тривалості періоду напруги Т;

4) внутріцикловий показник виштовхування це є відношення періоду виштовхування Е до тривалості серцевого циклу у відсотках RR;

5) внутріцикловий показник напруження це є відношення тривалості періоду напруження Т до тривалості серцевого циклу RR у відсотках.

У таблиці 1.1 наведено показники аналізу ФКГ, ЕКГ та сфінгограми в нормі.

Показники аналізу ФКГ, ЕКГ та сфігмограми в нормі

Показник	Величини	Показник	Величини
RR, с	0,87+0,036	ІНМ, %	25,47+ 0,48
АС, с	0,054+ 0,0008	Sm, с	0,291+0,0022
ІС, с	0,034+ 0,0005	So, с	0,345+ 0,0025
T, с	0,088+ 0,0011	ВСП %	88,51+0,22
E,з	0,25+ 0,0014	МК, ед	2,92+ 0,045

За цими показниками проводиться діагностування серцевих захворювань та пошук патологічних станів.

1.5. Засоби реєстрації фонокардіограми

1.5.1. Загальна структура та характеристики. Засобами реєстрації фонокардіограм є фонокардіографи — технічні засоби, призначені для реєстрації фонокардіограм, рис.1.4. Вони бувають різних конструкцій і можуть використовувати різні способи відображення інформації (екран, папір та ін.).



Рис. 1.4. Фонокардіограф у вигляді стетоскопа

Незважаючи на різні конструкції, фонокардіограф будь-якого типу складається з мікрофона, підсилювача, смугового фільтра та реєстратора.

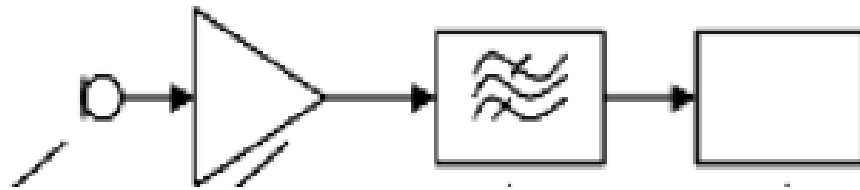


Рис. 1.5. Функціональна схема фонокардіографа (мікрофон, підсилювач, смуговий фільтр та реєстратор)

Мікрофон перетворює звукову енергію в електричні сигнали. Найбільша частина звукової енергії коливань серця знаходиться в межах від 100 до 200 Гц. Фонокардіограф повинен мати максимальну чутливість до ФКГ сигналів, і не вносити спотворень у сигнали та бути стійким до зовнішніх шумів. ФКГ сигнал подається на підсилювач, завданням якого є не лише підсилити сигнали, а підсилити слабкі високочастотні коливання, що відповідають серцевим шумам, і низькочастотні коливання, що відповідають серцевим тонам. Тому весь спектр ФКГ ділиться на діапазони низьких, середніх і високих частот. У кожному з діапазонів забезпечується необхідне підсилення сигналу. Загальну картину звуків серця одержують при аналізі ФКГ, отриманих у кожному діапазоні частот.

У типових фонокардіографах можуть використовувати такі частотні канали при записі сигналів:

А - аускультативний 100-400 Гц

Н –низько частотний 3-70 Гц

Сч1 – середньо частотний-1 60-120 Гц

Сч2 – середньо частотний-2 120-240 Гц

В1 – високо частотний-1 240-480 Гц

В2 – високо частотний-2 480-1000 Гц

Це дозволяє селективно записувати низькі, середні й високі частоти звуків. Основна частина звукової енергії ФКГ сигналів припадає на діапазон

від 100 до 200 Гц. Однак часто шуми серця мають більш високочастотні коливання.

Вибір каналів з різною смугою пропускання залежить від мети дослідження ФКГ. Основне значення має канал з аускультативною характеристикою, що забезпечує запис основних ФКГ звуків. Його частотні характеристики подібні до характеристик вуха людини, на ньому ослаблюються низькочастотні (до 35 Гц) і виділяються високочастотні коливання. Усі висновки лікаря про наявність або відсутність шумів повинні робитися саме за аускультативним каналом.

Канал з низькочастотною характеристикою використовують для реєстрації III, IV тонів серця, а I і II тони на цих каналах реєструють лише у тих випадках, якщо вони замасковані шумом на аускультативному каналі. Під час систоли та діастоли при відсутності коливань на аускультативному каналі низькочастотні коливання не можна розглядати як шуми. У цих випадках шум не помітний і при аускультативній. На високочастотному каналі добре реєструються високочастотні компоненти тонів і високочастотні шуми. Для аналізу, одночасно з ФКГ реєструється ЕКГ, що дозволяє чітко визначити систолічний і діастолічний інтервали.

Основним компонентом фонокардіографа є мікрофон, який перетворює звукові сигнали в електричні сигнали. За конструкцією та способом перетворення звукової енергії в електричні сигнали мікрофони фонокардіографів розділяються на п'єзоелектричні та динамічні.

Принцип дії п'єзоелектричного мікрофона ґрунтується на п'єзоелектричному ефекті — виникненні різниці потенціалів при механічній деформації деяких кристалів (зазвичай сегнетової солі).

Зазвичай у фонокардіографах використовують динамічні мікрофони, які працюють на явищі електромагнітної індукції, тобто при коливанні провідника в полі постійного магніту в ньому виникає ЕРС, яка пропорційна швидкості руху провідника. На поверхні мікрофона є кільце з еластичної гуми, завдяки чому він щільно прикладається до поверхні грудної клітки. Звуки

серця впливають на мембрану, яка з'єднана з котушкою і коливається в кільцевому зазорі магніту мікрофона, внаслідок чого з'являється ЕРС.

Отриманий з мікрофона сигнал звуків серця підсилюється, причому рівень підсилення для даного приладу встановлюється один раз, і надалі ФКГ усім пацієнтам знімають із однаковим підсиленням. Це дозволяє стежити за динамікою змін звуків серця в одного пацієнта в різні періоди часу та порівнювати ФКГ для різних пацієнтів.

1.5.2. Особливості ФКГ приставки. Відповідно структурній схемі ФКГ приставка складається з таких основних блоків, див. рис.1.6:

- електретний мікрофон;
- підсилювач ФКГ;
- темброблок (блок фільтрів для корекції характеристик мікрофона);
- Аналого-цифровий перетворювач (АЦП);
- блок керування на мікроконтролері (МК);
- USB-UART інтерфейс.

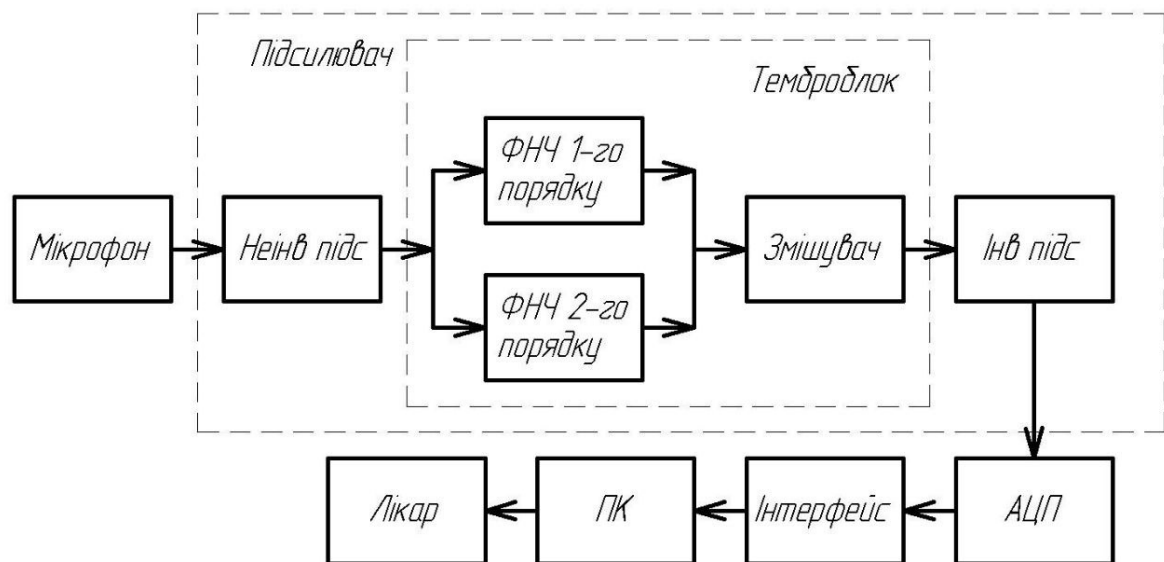


Рис.1.6. Структурна схема фонокардіографічної приставки

В конструкції був обраний електретний мікрофон фірми BESTAR ВСМ9767, що має наступні технічні характеристики, таблиця 1.2:

Технічні характеристики мікрофона фірми BESTAR BCM9767

Параметр	Значення
Діапазон частот	20-20000 Гц
Чутливість	-40±3 дБ (0 дБ=1 В/Па, 1 кГц)
Вихідний імпеданс	1 кОм при 1 кГц
Струм споживання	0.5 мА
Напруга живлення	1.1-10 В
Нелінійність АЧХ	-3 дБ

Підсилювач і темброблок, тобто блок фільтрів, що забезпечує корекцію АЧХ мікрофона, побудований на основі операційного підсилювача (ОП) TL074. Це недорогий ОП з непоганими характеристиками: він має 4 незалежних канали з високим входним опором 10^{12} Ом. Напруга дрейфу нуля 3 мВ при нарузі живлення $\pm 3,5 \div 18$ В. Також цей ОП має коефіцієнт гармонійних спотворень 0,01% і коефіцієнт ослаблення синфазних завад -86 db.

Управління роботою ФКГ приставки, оцифрування сигналів і первинна обробка сигналу виконує мікроконтролер фірми ATMEL Atmega48 із вбудованим 10-бітним АЦП. АЦП має не високу погрішність при швидкодії перетворення у 15 тис. вибірок за секунду.

Передача даних на персональний комп'ютер відбувається за допомогою перетворювача інтерфейсів CP2102. Програмне забезпечення для мікроконтролера Atmega48 було розроблено в середовищі «AVR Studio».

Для управління з ПК роботою ФКГ приставки та проведення досліджень була розроблена комп'ютерна програма, мовою C++ у середовищі Borland C++ Builder 6.0 і дозволяє працювати з операційними системами Windows XP, Windows 7.

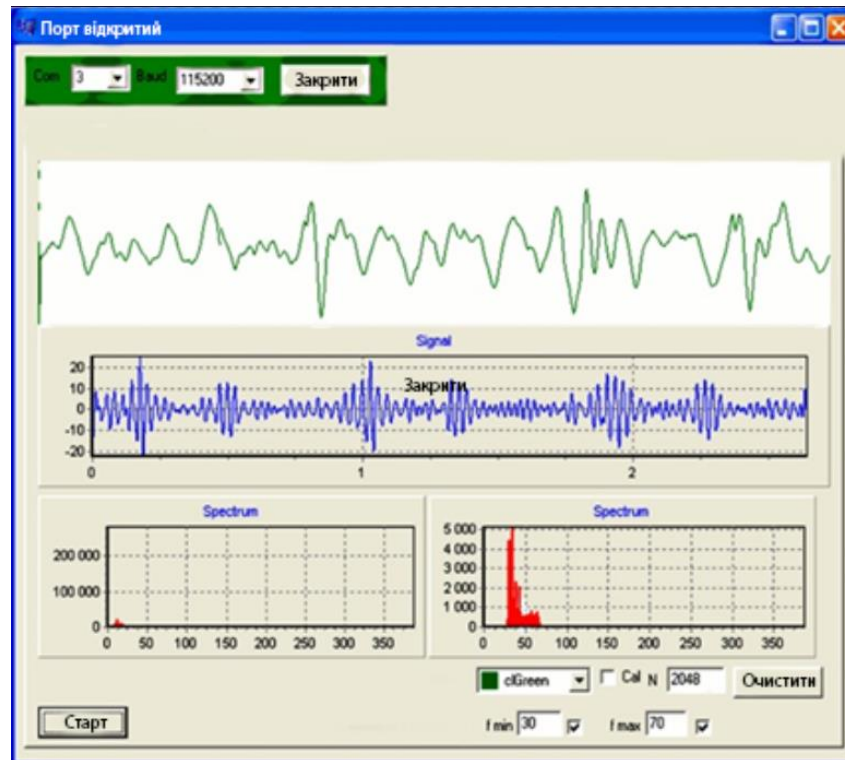


Рис. 1.7. Комп'ютерна програма для управління з ПК роботою ФКГ приставки

Алгоритм роботи ФКГ приставки представлений на наступній блок-схемі, рис.1.8:

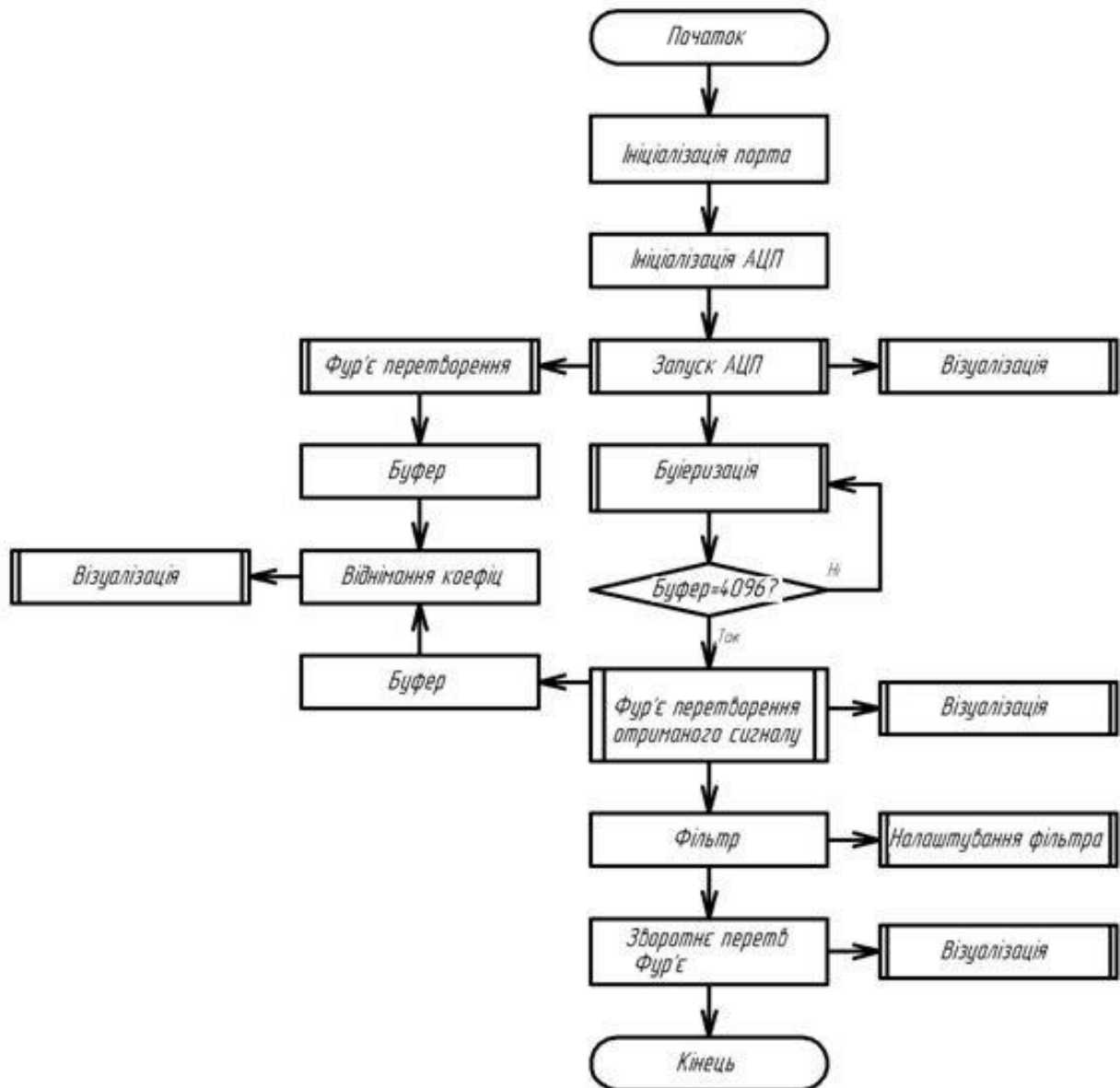


Рис. 1.8. Алгоритм роботи ФКГ приставки

Зовнішній вигляд ФКГ приставки наведено на рис. 1.9.



Рис.1.9. Зовнішній вигляд ФКГ приставки

ФКГ приставка має обмежені можливості в силу використання мікроконтролера Atmega48 з лише одним 10 розрядним АЦП на борту, що унеможлиблює синхронний запис кількох каналів або кількох серцевих сигналів.

1.6. Висновки до розділу 1

Відбір ФКГ виконується в декількох точках і по декількох каналах, однак для аналізу потрібно синхронно записувати кілька каналів з іншими серцевими сигналами, як правило з ЕКГ.

Для постановки діагнозу за ФКГ мають значення, як тони серця так і його шуми, які викликані різними фізіологічними факторами. Для їх відбору треба досить широкий частотний діапазон.

Розглянута ФКГ приставка має обмежені можливості в силу використання мікроконтролера Atmega48 з лише одним 10 розрядним АЦП на борту, що унеможлиблює синхронний запис кількох каналів або кількох серцевих сигналів.

РОЗДІЛ 2. ВИБІР МЕТОДІВ ТА ЗАСОБІВ ПОБУДОВИ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ОЦІНЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ

2.1. Побудова системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів

Задача одночасного запису ФКГ та ЕКГ є складною задачею оскільки для забезпечення високої точності необхідно спеціальні інструменти з високим рівнем синхронності та незначними затримками при роботі оцифруванні аналогових сигналів. Для вирішення цієї задачі було запропоновано побудувати комп'ютерну систему вимірювання параметрів ФКС з одночасним записом ЕКГ на мікроконтролері STM32F378CC. Цей мікроконтролер має три 16 розрядних сигма-дельта АЦП з високою швидкістю оцифрування, до 16 ksps при незалежній роботі кожного АЦП. Оцифровані дані сигналів ЕКГ та ФКГ шляхом використання прямого доступу до пам'яті DMA миттєво передаються в пам'ять мікроконтролера. Це пришвидшує роботу оскільки не витрачається машинний час на опрацювання запитів від ядра мікроконтролера.

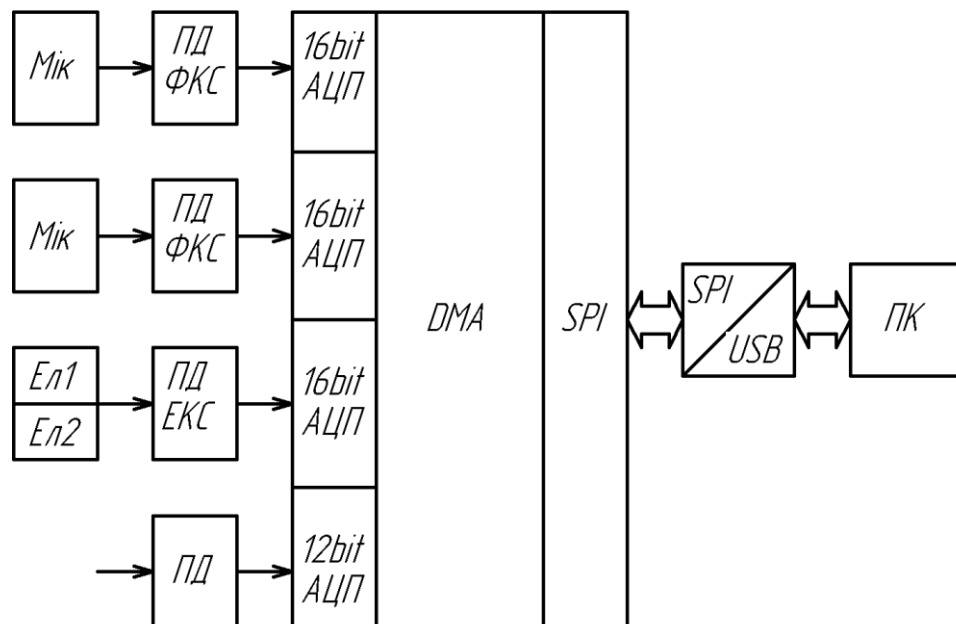


Рис.2.1 Структурна схема комп'ютерної системи оцінювання параметрів ФКС.

Такий принцип роботи забезпечує високу синхронність запису сигналів при мінімальних затримках. Обмін даними між мікроконтролером і ПК відбувається через шину SPI-USB.

Вибір мікроконтролера STM32F378CC зумовлений в основному тим, що це єдиний мікроконтролер з лінійки STM32 який має 16 розрядні сигма-дельта АЦП і якщо проводити пошук по інших мікроконтролерах до далі йдуть сигнальні процесори, ціна яких у кілька разів вища за STM32F378CC.

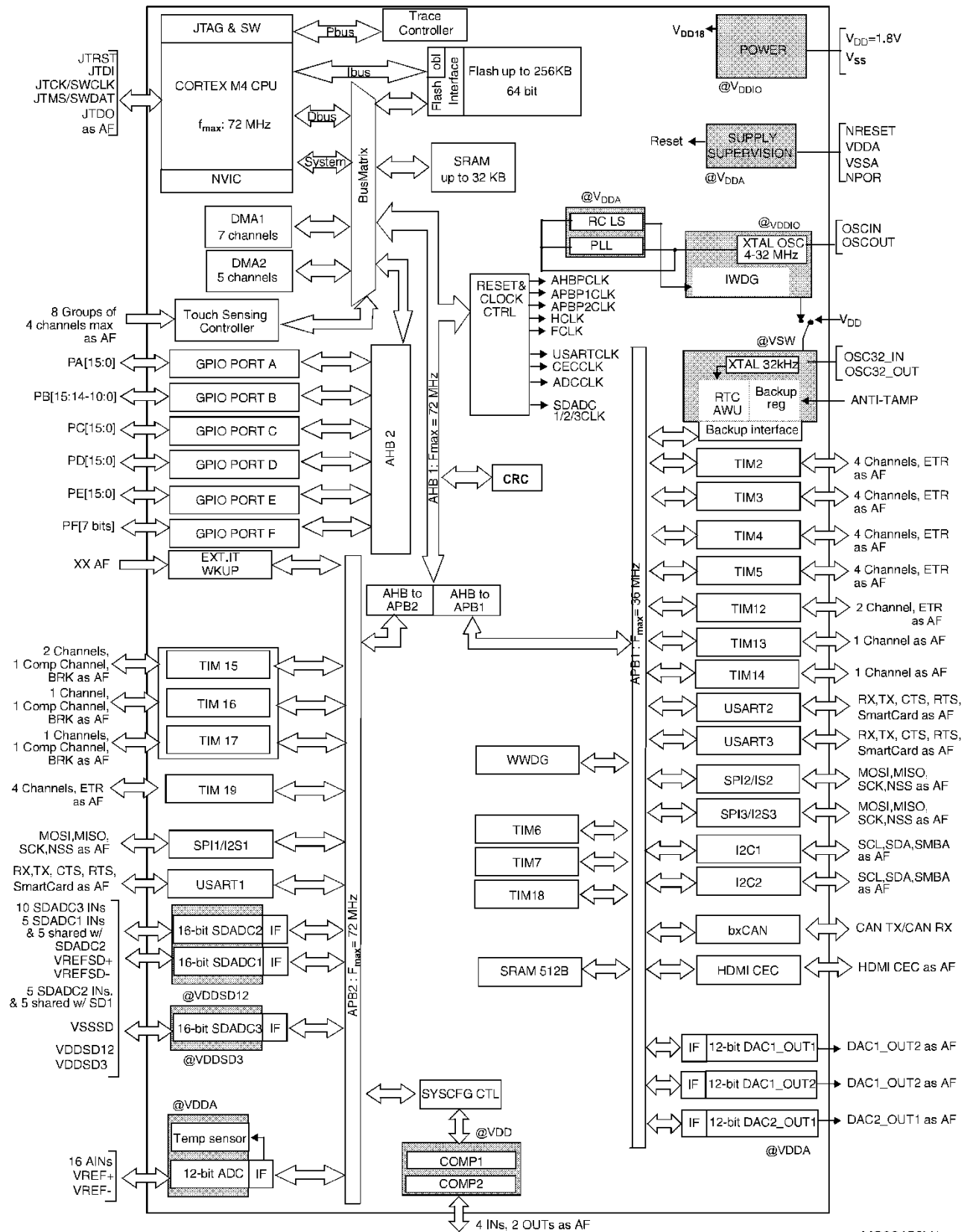
Отже використовуючи прямий доступ до пам'яті DMA мікроконтролера є можливість синхронного запису кількох сигналів одночасно. Їх кількість визначається кількістю вбудованих АЦП в мікроконтролері. Саме через наявність трьох 16 розрядних сигма-дельта АЦП з швидкістю оцифрування 16,6 ksp/s зумовило вибір мікроконтролера STM32F378CC для побудови комп'ютерної системи оцінювання параметрів ФКС, див. рис.2.2. Крім того даний мікроконтролер має ще один 12 розрядний швидкісний АЦП для відбору медичних сигналів із ширшою смугою частот.

Синхронний запис ФКГ та ЕКГ сигналів відбувається наступним чином. Отримані ФКГ сигнали з мікрофонів (Мік) подаються на підсилювачі фонокардіосигналів (ПД ФКС) які мають високий коефіцієнт підсилення та смугу пропускання від 1Гц. до 1000 Гц. За їх допомогою відбувається підсилення ФКГ сигналу і виділення його із загального запису із шумами. Підсилення ФКГ можливе до максимального значення що дорівнює напрузі живлення аналогової частини мікроконтролера, тобто до +3,3В.

Запис ЕКГ є трішки іншим, оскільки отриманий з електродів електричний потенціал подається на інструментальний підсилювач, що входить до складу блоку підсилювача електрокардіосигналів ПД ЕКС. Крім цього цей підсилювач містить фільтри, які пропускають сигнали із максимальною частотою до 1000 Гц., що відповідає смузі ЕКГ сигналів.

Як додатковий канал може використовуватись 12 розрядний АЦП, сигнали для якого підсилює підсилювач з змінним коефіцієнтом підсилення

(ПД). Це уможливило його гнучке використання для запису інших медичних сигналів, які можуть бути потрібні при додаткових дослідженнях.



MS32158V1

Рис.2.2 Блок схема архітектури мікроконтролера STM32F378CC

З блок схеми архітектури мікроконтролера STM32F378CC видно, що три 16 розрядні сигма-дельта АЦП (SDADC), один 12 розрядний АЦП (ADC) та шина SPI мають незалежні виходи на шину APB2 та APB1, які в свою чергу входять до матриці шин (BusMutrix) і управляються модулями DMA1 та DMA1 (7 та 5 каналів відповідно). Саме така архітектура мікроконтролера забезпечує незалежну та синхронну роботу наявних АЦП та шин SPI.

Прямий доступ до пам'яті мікроконтролера має також шина SPI, яка має можливість через перехідник SPI/USB передавати дані на ПК на швидкості до 18Мбіт/с.

Подальше опрацювання синхронно записаних ФКГ та ЕКГ проводиться на ПК. Тобто фільтрація і виділення тонів і шумів, визначення їх часових моментів виконуватиметься за допомогою спеціалізованого ПЗ та під управлінням кваліфікованого лікаря кардіолога.

2.2. Алгоритм роботи системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів

Алгоритм роботи системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів базується на використанні трьох 16 розрядних сигма-дельта АЦП та одного 12 розрядного АЦП послідовного наближення які розміщені на кристалі мікроконтролера STM32F378CC. Особливістю роботи системи є те що всі ці АЦП передають дані використовуючи DMA одразу в пам'ять мікроконтролера, а звідти вони також через DMA передаються на шину SPI і далі на ПК. Блок схема алгоритму роботи системи оцінювання характеристик ФКГ сигналів наведена на рис.2.3.

Після включення живлення мікроконтролер STM32F378CC має виконати ініціалізацію всіх чотирьох АЦП, шини SPI3 та шести каналів DMA, які будуть використовуватись при обміні даними між АЦП та SPI3 та ПК.

Для підвищення точності АЦП перетворень виробником мікроконтролерів рекомендується виконати калібрування АЦП, при якому

визначаються поправочні коефіцієнти, які будуть використовуватись для подальшого опрацювання сигналів. Ця процедура проводиться однократно при кожному ввімкненні напруги живлення мікроконтролера.

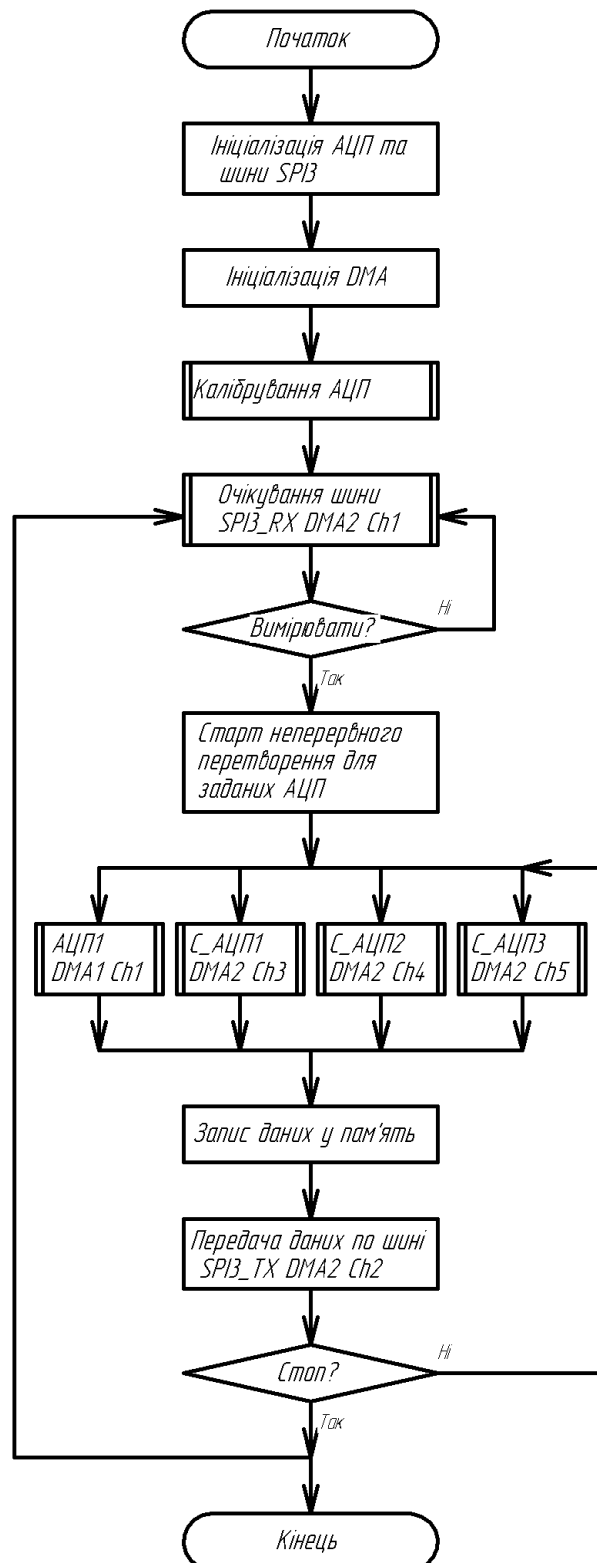


Рис.2.3 Блок схема алгоритму роботи системи оцінювання характеристик ФКГ сигналів.

Після калібрування мікроконтролер очікує команду початку роботи від ПК по шині SPI3_RX DMA2 Ch1, тобто по прийомній шині SPI3 яка приєднана до другого DMA канал один. Після отримання команди, виконується старт неперервного перетворення для тих АЦП які задані в команді від АЦП. Кожен АЦП використовує свій, окремий канал DMA, що гарантує їх швидку і незалежну роботу, а оскільки всі АЦП тактуються від одного генератора, то вони опрацьовуватимуть дані синхронно, що необхідно для аналізу ФКГ та ЕКГ.

Канали DMA вибираються згідно технічного опису виробника мікроконтролерів STM32F378CC. Ці рекомендації наведені в таблицях 2.1 та 2.2.

Таблиця 2.1

Використання каналів DMA1

Peripheral	Channel 1	Channel 2	Channel 3	Channel 4	Channel 5	Channel 6	Channel 7
ADC1	ADC1	-	-	-	-	-	-
SPI	-	SPI1_RX	SP1_TX	SPI2_RX	SPI2_TX	-	-
USART	-	USART3_TX	USART3_RX	USART1_TX	USART1_RX	USART2_RX	USART2_TX
I2C	-	-	-	I2C2_TX	I2C2_RX	I2C1_TX	I2C1_RX

Таблиця 2.1.

Використання каналів DMA2

Peripheral	Channel 1	Channel 2	Channel 3	Channel 4	Channel 5
SDADC	-	-	SDADC1	SDADC2	SDADC3
SPI	SPI3_RX	SPI3_TX	-	-	-
TIM5	TIM5_CH4 TIM5_TRIG	TIM5_CH3 TIM5_UP	-	TIM5_CH2	TIM5_CH1
TIM6/DAC channel 1	-	-	TIM6_UP DAC1_CH1	-	-
TIM7/DAC channel 2	-	-	-	TIM7_UP DAC1_CH2	-
TIM18/DAC channel 3	-	-	-	-	TIM18_UP DAC2_CH1

Після АЦП перетворення дані поміщаються і накопичуються до моменту їх передачі по шині SPI3_TX на ПК, яка використовує DMA2 канал 2.

Такий обмін даними відбуватиметься доти поки від ПК не прийде команда стоп для неперервного перетворення і обміну.

Такий алгоритм роботи системи оцінювання характеристик ФКГ сигналів з використанням технології DMA забезпечує максимально можливу швидкість і синхронність АЦП перетворення сигналів.

2.3. Налаштування та програмування мікроконтролера системи

2.3.1 Налаштування та програмування АЦП. Технологія прямого доступу до пам'яті DMA дає можливість забезпечити пряму передачу даних від блоку, що приєднаний на певний порт, відразу в пам'ять контролера, без використання ресурсів ядра процесора.

Стосовно підготовки апаратного забезпечення то необхідно одержувати дані з чотирьох каналів АЦП відразу після перетворення, а також передача даних через SPI інтерфейс. Тому в CubeMX необхідно підключити всі чотири АЦП до відповідних каналів DMA

На першій вкладці, Pinout, включаємо відповідні канали АЦП. Також відразу налаштовуємо SPI3 на прийом і на передачу по різних каналах DMA. Результат налаштувань відображено на рис. 2.4.

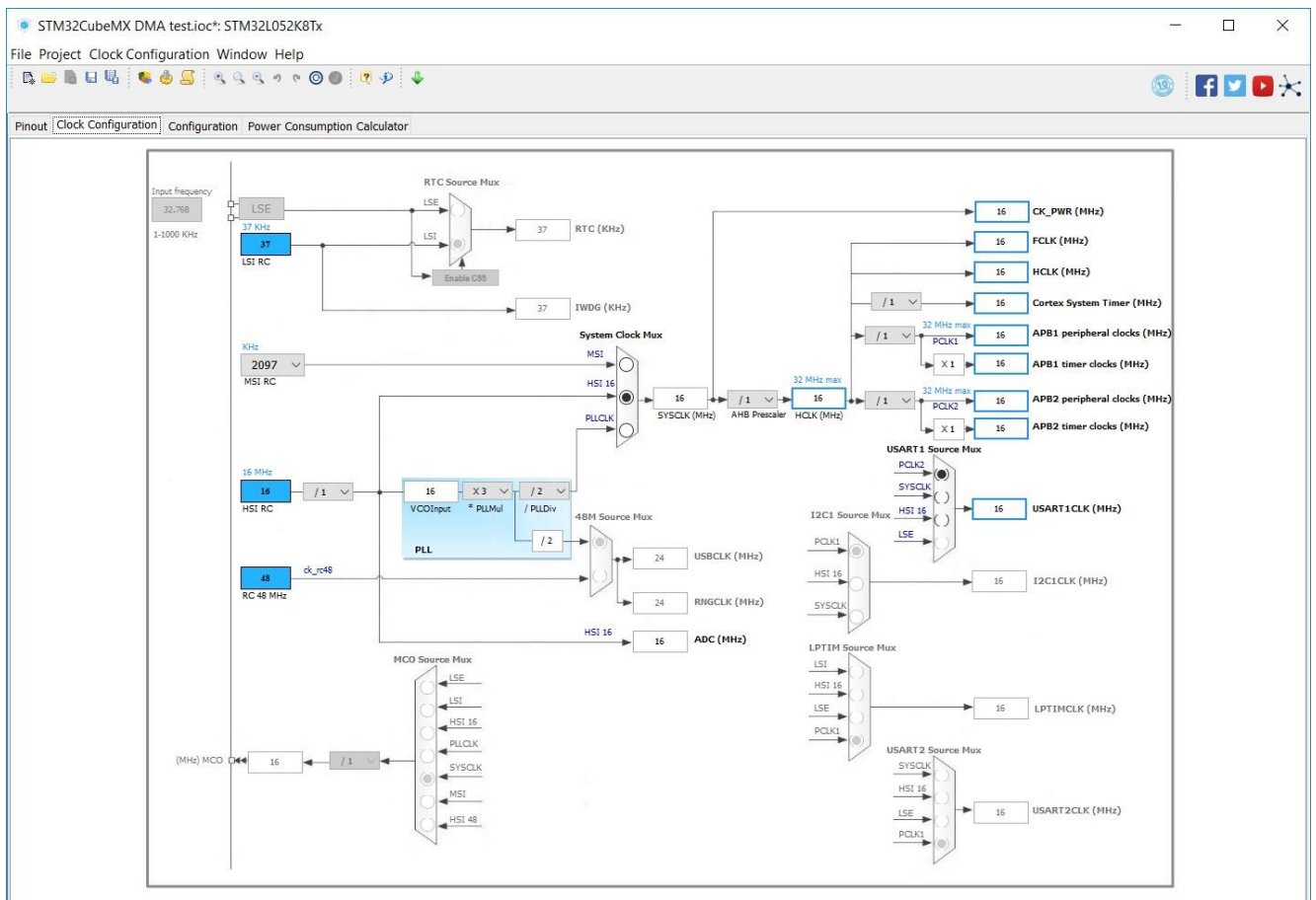


Рис.2.5 Вибір та налаштування тактування мікроконтролера

Далі необхідно на вкладці Configuration налаштувати всі включені модулі та DMA.

У параметрах АЦП налаштовуємо розрядність, неперервне перетворення та інші параметри які відображено на рис.2.6. Як джерело тактування виберемо (Clock Prescaler), встановлюємо режим безперервного перетворення (Continuous Conversion Mode) а також дозвіл на запити від DMA (DMA Continuous Requests).

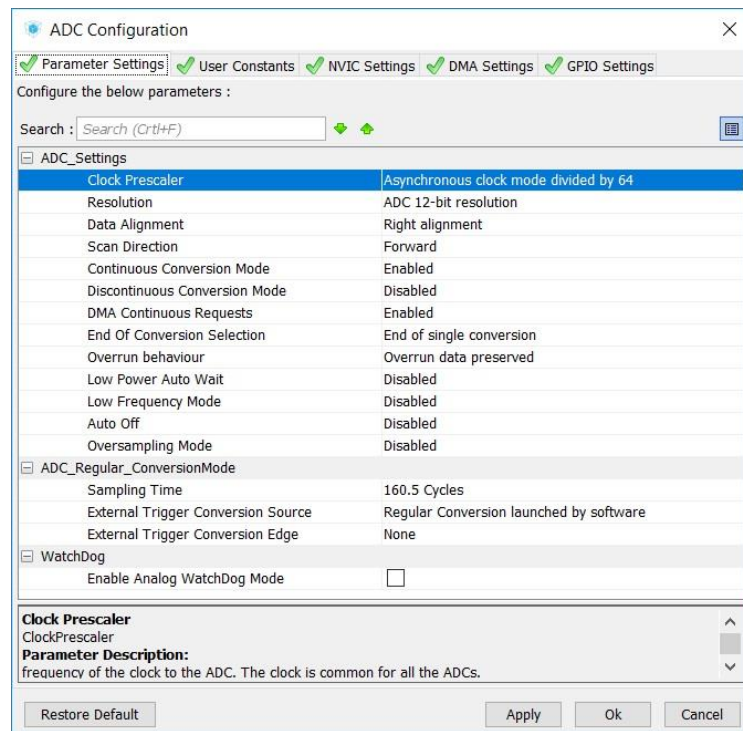


Рис.2.6. Вибір параметрів та налаштування АЦП мікроконтролера

Далі налаштовуємо меню конфігурації DMA і відповідно додаємо новий потік (кнопка Add). У списку з'явиться новий пункт з відповідним потоком. У випадяючому меню вибираємо пункт, Select і як джерело даних вибираємо модуль АЦП (ADC). Відразу встановлюємо циклічний режим запитів (Circular), та інкремент для адреси пам'яті і для слова. Все налаштовується так, як показано на рис.2.7.

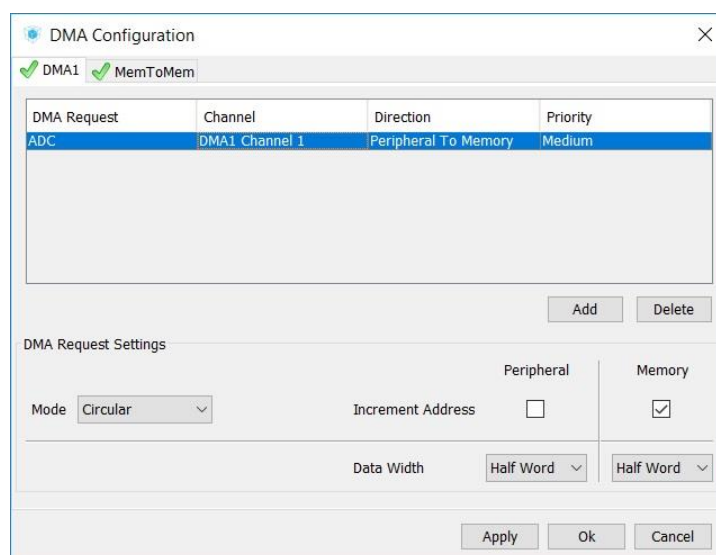


Рис.2.7 Вибір та налаштування параметрів DMA

Необхідно звернути увагу на пункт налаштування переривань NVIC. Програма Cube автоматично включила переривання від DMA, див. рис.2.8.

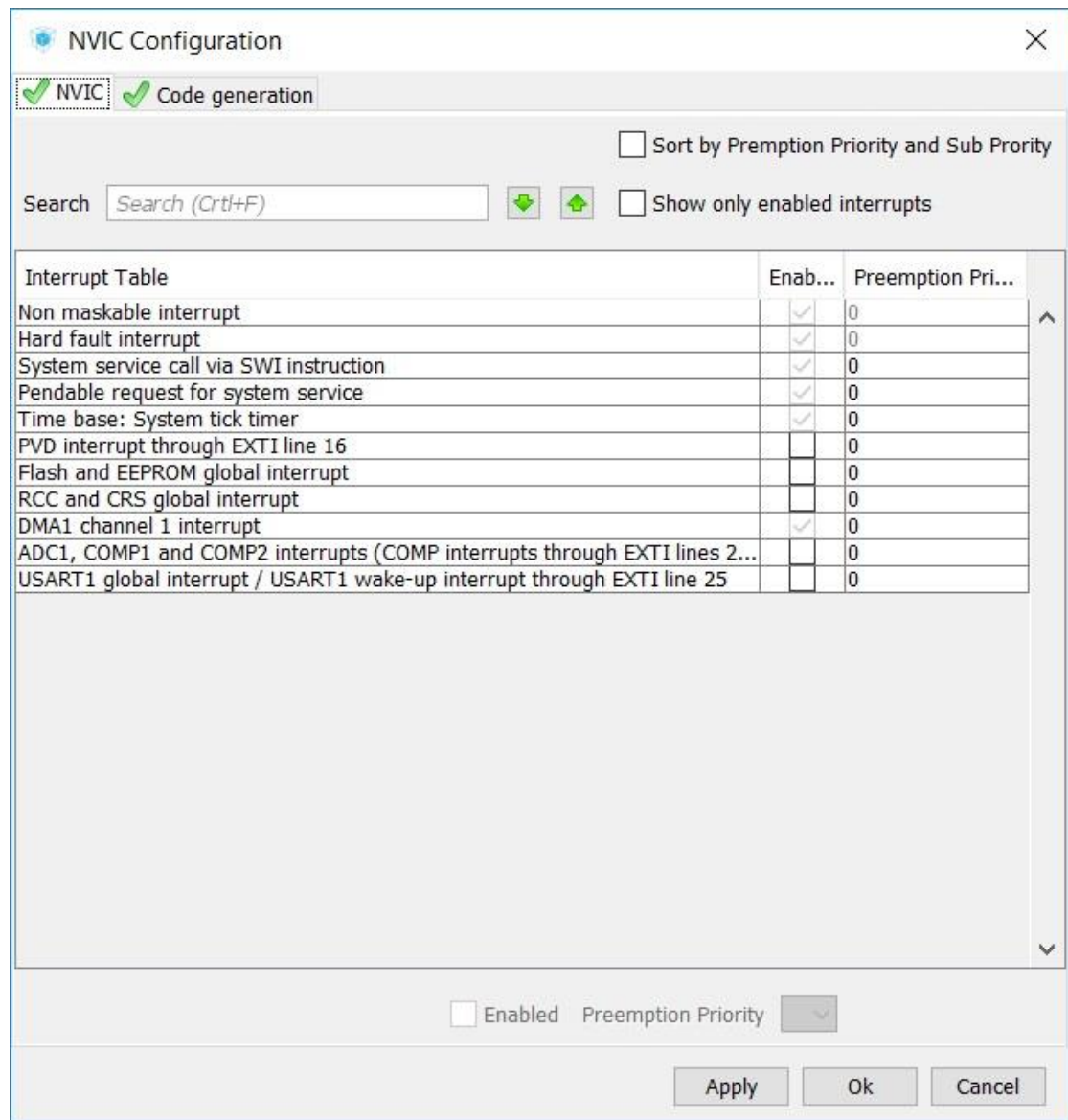


Рис.2.8 Вибір та налаштування переривань мікроконтролера

На цьому налаштування апаратної частини мікроконтролера завершена. Далі необхідно згенерувати код і відкрити проєкт в Keil.

Написання коду програми в Keil. Загалом, CubeMX виконав основну роботу з написання програми (ініціалізація модулів АЦП та шин, обмін даними). Далі необхідно запустити АЦП у режимі обміну з DMA і вказати область пам'яті мікроконтролера, в яку будуть записуватися результати перетворень. Для

отримання результату на ПК, необхідно відправляти дані в такому ж сирому виді в SPI кілька разів в секунду, див. рис.2.9.

```

104 MX_ADC_Init();
105 MX_USART1_UART_Init();
106 /* USER CODE BEGIN 2 */
107
108 /* USER CODE END 2 */
109
110 /* Infinite loop */
111 /* USER CODE BEGIN WHILE */
112 struct {
113     uint16_t ch1;
114     uint16_t ch2;
115 }adc;
116
117 HAL_ADC_Start_DMA(&hadc, (uint32_t*)&adc, 2);
118 char buf[20];
119 while (1)
120 {
121     HAL_UART_Transmit(&huart1, (uint8_t*)buf, sprintf(buf, "ch2 = %d\n", adc.ch1), 1000);
122     HAL_UART_Transmit(&huart1, (uint8_t*)buf, sprintf(buf, "ch1 = %d\n\n", adc.ch2), 1000);
123     HAL_Delay(500);
124 }
125 /* USER CODE END WHILE */
126

```

Build Output

```

Build target 'DMA test'
compiling main.c...
linking...
Program Size: Code=12012 RO-data=260 RW-data=8 ZI-data=1296
FromELF: creating hex file...
'DMA test\DMA test.axf' - 0 Error(s), 0 Warning(s).
Build Time Elapsed: 00:00:13

```

Рис.2.9 Код згенерований в Keil

В програмі структура *adc* містить два поля даних які виділяють область пам'яті. Це можна було реалізувати використовуючи масив, або звичайну змінну, в коді використано саме другий спосіб виділення пам'яті.

Далі, викликається вбудована в бібліотеку функція драйвера *HAL_ADC_Start_DMA()*. Для роботи вона вимагає вказати:

- *&hadc* – покажчик на структуру даних, що описує настроювання параметрів модуля АЦП. Cube згенерував це автоматично;
- *(uint32_t*)&adc* – покажчик на область пам'яті в якій зберігатимуться результати АЦП перетворення із перетворенням типів даних в 32 х-бітний формат;
- *2* – кількість даних для передачі.

Далі необхідно завести буфер, в якому формувати повідомлення для відправлення, і відправляти їх щоб спостерігати в реальному часі, як змінюються дані на різних каналах.

З коду помітно, що при цьому обміні даними майже не навантажується ні процесор, ні система переривань. Тобто це найпростіший спосіб одержання даних з декількох каналів АЦП в мікроконтролерах.

2.3.2 Налаштування та програмування шини SPI3. Для обміну даними з ПК задіємо модуль SPI3, та відповідні каналу DMA, по одному з напрямків обміну з модулем SPI3 (див. рис. 2.10).

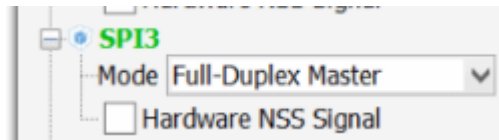


Рис.2.10 Вибір каналу шини SPI

При налаштування Cube відразу ж зайняв відповідні 3 виводи контролера для сигналів SPI:

- SPI3_SCK
- SPI3_MOSI
- SPI3_MISO

Далі переходимо на вкладку Configuration (див. рис. 2.11):



Рис.2.11 Конфігурування каналу шини SPI

І на цій вкладці вибираємо SPI3. У вікні, що з'явилося, необхідно вибрати пункт DMA Settings. У ньому, нажавши на кнопку Add, додаємо використання DMA для приймання і передачі даних по SPI (див. рис. 2.12).

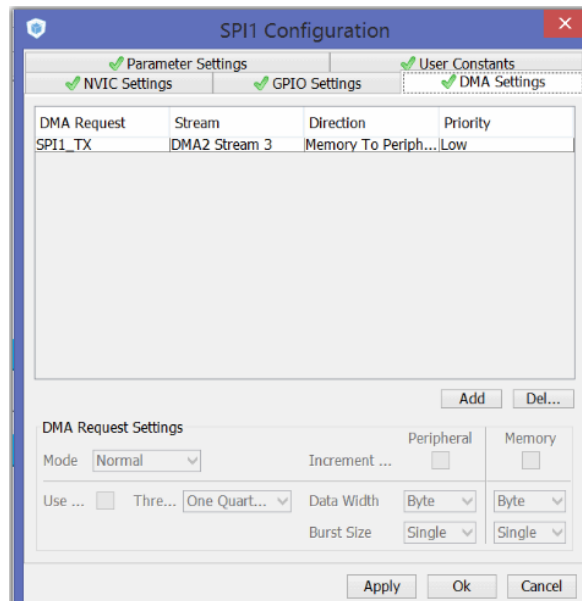


Рис.2.12 Налаштування параметрів шини SPI

Також необхідно включити глобальне переривання DMA, це буде потрібно для того, щоб розуміти, коли можна запускати нове відправлення (див. рис. 2.13):

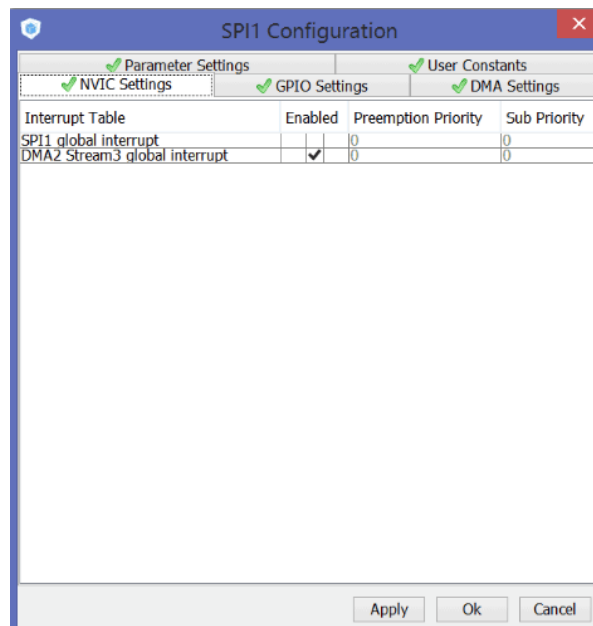


Рис.2.13 Налаштування переривання шини SPI

Інші налаштування для SPI3 змінювати не потрібно. Для всіх інших АЦП та пристроїв, з яким має бути обмін по DMA, необхідно також налаштувати параметри передачі.

На прикладі модуля SPI3 можна розглянути як виглядає ініціалізація і робота з шиною SPI:

```
void MX_SPI1_Init(void)
{
    hspi1.Instance = SPI3;
    hspi1.Init.Mode = SPI_MODE_MASTER;
    hspi1.Init.Direction = SPI_DIRECTION_2LINES;
    hspi1.Init.Datasize = SPI_DATASIZE_8BIT;
    hspi1.Init.Clkpolarity = SPI_POLARITY_LOW;
    hspi1.Init.Clkphase = SPI_PHASE_1EDGE;
    hspi1.Init.NSS = SPI_NSS_SOFT;
    hspi1.Init.Baudrateprescaler = SPI_BAUDRATEPRESCALER_8;
    hspi1.Init.Firstbit = SPI_FIRSTBIT_MSB;
    hspi1.Init.Timode = SPI_TIMODE_DISABLED;
    hspi1.Init.Crccalculation = SPI_CRCCALCULATION_DISABLED;
    HAL_SPI_Init(&hspi1);
}
```

Налаштування потрібного каналу DMA здійснюється у функції з бібліотеки

```

HAL_SPI_Mspinit():
hdma_spi1_tx.Instance = DMA2_Stream3;
hdma_spi1_tx.Init.Channel = DMA_CHANNEL_3;
hdma_spi1_tx.Init.Direction = DMA_MEMORY_TO_PERIPH;
hdma_spi1_tx.Init.Periphinc = DMA_PINC_DISABLE;
hdma_spi1_tx.Init.Meminc = DMA_MINC_ENABLE;
hdma_spi1_tx.Init.Periphdataalignment = DMA_PDATAALIGN_BYTE;
hdma_spi1_tx.Init.Memdataalignment = DMA_MDATAALIGN_BYTE;
hdma_spi1_tx.Init.Mode = DMA_NORMAL;

hdma_spi1_tx.Init.Priority = DMA_PRIORITY_VERY_HIGH;
hdma_spi1_tx.Init.Fifomode = DMA_FIFOMODE_DISABLE;
HAL_DMA_Init(&hdma_spi1_tx);
__HAL_LINKDMA(hspi, hdmatx, hdma_spi3_tx);

```

Переривання які використовуються записані у файлі *stm32f3xx_it.c*. Для відстеження відправлення по SPI додамо в програму 4 змінні — прапора, які будуть відображати статус поточного відправлення для кожного з використовуваних модулів АЦП. І додамо в *main.c*:

```

uint8_t completed1 = 1;
uint8_t completed2 = 1;
uint8_t completed3 = 1;
uint8_t completed4 = 1;

```

Тобто якщо значення змінної рівне 1, то передача завершена, якщо 0, то передача в цей момент триває. Тому перед відправленням необхідно обнуляти прапор, а в перериванні після завершення передачі ставити його рівним 1.

```

/**
 * @brief This function handles DMA2 Stream3 global interrupt.
 */
void DMA2_Stream3_IRQHandler(void)
{
  /* USER CODE BEGIN DMA2_Stream3_IRQn 0 */
  completed1 = 1;
  /* USER CODE END DMA2_Stream3_IRQn 0 */
  HAL_DMA_IRQHandler(&hdma_spi1_tx);
  /* USER CODE BEGIN DMA2_Stream3_IRQn 1 */
  /* USER CODE END DMA2_Stream3_IRQn 1 */
}

```

Основні налаштування виконано тому перевіримо роботу і отримаємо масив тестових даних:

```
uint8_t testdatatosend[128];
```

Заповнюємо масив даними:

```

for (uint8_t i = 0; i < 128; i++)
{
  testdatatosend[i] = i + 1;
}

```

Спочатку викликаємо функцію відправлення, однак необхідно перед цим обнулити прапор готовності передачі:

```

completed1 = 0;
HAL_SPI_Transmit_DMA(&hspi3, testdatatosend, 128);

```

Загалом при роботі необхідно перевіряти прапор закінчення передачі даних по SPI та у випадку, якщо він став рівним одиниці, при потребі можемо запустити повторну передачу, або почати передавати вже інші дані.

Середовище розробки STM32CubeMX згенерувало основний потрібний для проекту код ініціалізації всіх периферійних модулів, а в Keil було дописано верхній рівень програми який відслідковує обмін даними.

2.4. Висновки до розділу 2

Система оцінювання характеристик ФКГ сигналів побудована на мікроконтролері STM32F378CC який має три 16 розрядних сигма-дельта АЦП та один 12 розрядний швидкісний АЦП. А також шину SPI по якій можна передавати дані на ПК на швидкості до 18Мбіт/с. Всі ці модулі мікроконтролера можуть працювати в режимі DMA, що забезпечує високу точність і синхронність запису ФКГ сигналів.

Розроблений алгоритм роботи системи оцінювання характеристик ФКГ сигналів з використанням технології DMA забезпечує максимально можливу швидкість і синхронність АЦП перетворення сигналів.

Використовуючи середовище розробки STM32CubeMX яке допомогло згенерувати основний потрібний для проекту код ініціалізації всіх периферійних модулів (АЦП та SPI), а в Keil було дописано верхній рівень програми який відслідковує обмін даними цими пристроями.

РОЗДІЛ 3. ТЕСТУВАННЯ ПОБУДОВАНОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ТА ОЦІНЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ

Оскільки ФКГ та ЕКГ сигнали, а також багато інших біомедичних сигналів в наукових працях описують, як випадкові сигнали з періодичними або циклічними закономірностями то для їх опрацювання застосовують методи теорії випадкових сигналів. Тобто це кореляційні та спектральні методи оцінки параметрів цих сигналів. В залежності від конкретного сигналу та його моделі вибирають саме такі методи які адекватні саме цій вибраній моделі.

3.1. Запис біомедичних сигналів по кількох каналах

3.1.1 Запис ФКГ по кількох каналах. Запис ФКГ по кількох каналах проводиться шляхом розміщення мікрофонів на поверхні тіла згідно рисунку 3.1. В нульовій точці розміщується перший — опорний або еталонний мікрофон, а по решті точок переставляється другий мікрофон, за допомогою якого відбирається ФКГ з тими звуками які генерується серцево судинною системою пацієнта.

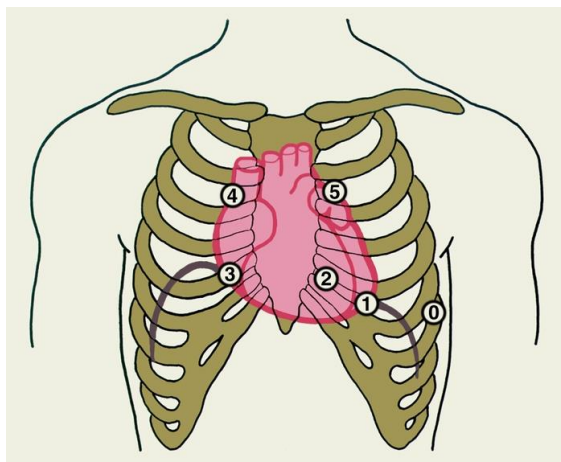


Рис. 3.1. Схема розміщення мікрофонів на поверхні тіла для одночасного запису кількох каналів ФКГ

Отримані таким чином ФКГ можуть дещо відрізнятися як по амплітуді так і по спектру тонів і шумів. Оскільки відбір ФКГ від різних точок передбачає розміщення мікрофона близько до різних відділів серця які генерують різні шуми. Отримані таким чином ФКГ наведені на рисунку 3.2.

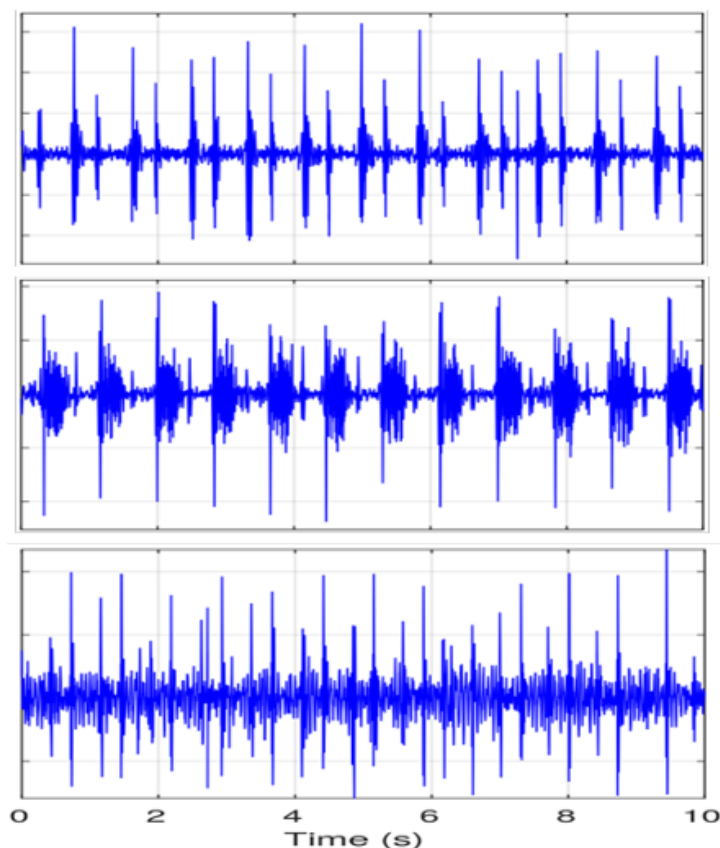


Рис. 3.2. ФКГ отримані від різних точок на тілі пацієнта, відрізняються між собою але синхронні за часом.

Загалом записані ФКГ по кількох каналах відрізняються між собою але синхронні за часом і потребують відповідних методів аналізу для виявлення подібностей, повторюваностей і взаємо зв'язку. Тому для їх аналізу необхідно використовувати спектральні і кореляційні методи аналізу, які базуються на стохастичній моделі сигналів.

3.1.2 Запис кількох біомедичних сигналів по кількох каналах. Розроблена комп'ютерна система має можливість синхронного відбору до чотирьох біомедичних сигналів. Три з них за допомогою 16 розрядного АЦП

та одного за допомогою 12 розрядного АЦП з швидкістю оцифрування 16,6 ksp/s, тобто за теоремою відліків Віттакера — Найквіста — Котельникова — Шеннона, максимальна частота біомедичних сигналів які можна досліджувати визначається з формули:

$$F_{\max} = f_d / 2, \quad (3.1)$$

де f_d — частота дискретизації сигналу або ж швидкістю оцифрування 16,6 ksp/s, тобто:

$$F_{\max} = 16,6 \text{ ksp/s} / 2 = 8,3 \text{ кГц},$$

При такій максимальній частоті біомедичних сигналів можна з високою точністю (за допомогою 16 розрядного АЦП) оцифрувати ФКГ, ЕКГ, сфігмограму та (за допомогою 12 розрядного АЦП) оцифрувати зміну артеріального тиску див. рис. 3.3.

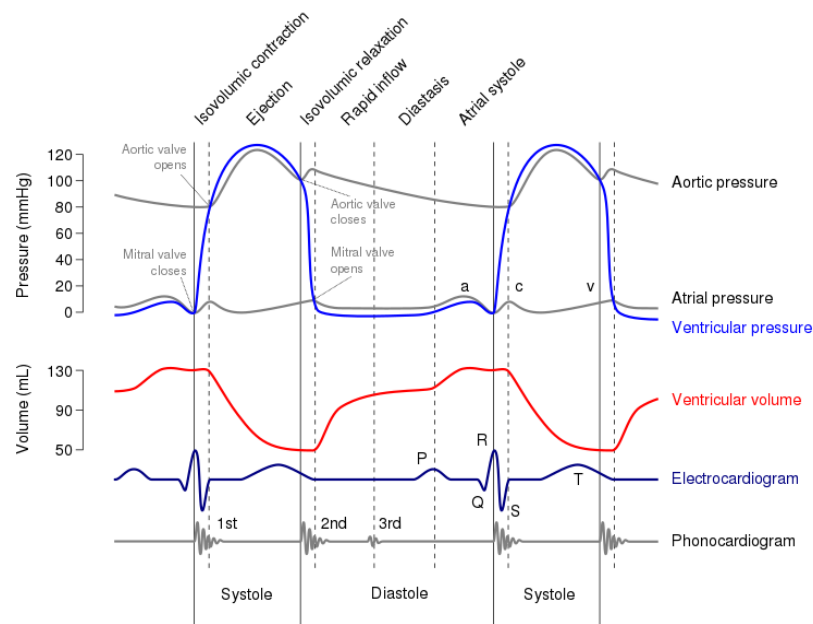


Рис. 3.3. Отримані подібною багатоканальною комп'ютерною системою біомедичні сигнали.

Розроблена комп'ютерна система дає можливість оцифрувати біомедичні сигнали по багатьох каналах і отримати синхронний запис одразу 4х сигналів як однакової природи (багатоканальний запис ФКГ) так і різної

природи що уможлиблює дослідження пов'язаних між собою біомедичних сигналів різноманітними методами.

3.2. Тестування комп'ютерної системи і відбір сигналів

Для тестування розробленої системи необхідно відібрати ФКГ за її допомогою див. рис. 3.4. Отриманий ФКГ характеризується тим, що його значення в будь-який момент часу є випадковими величинами. Причому випадковими є як корисні тони і шуми (тобто інформаційні сигнали), так і шкідливі сигнали – завади, що виникають при відборі сигналу внаслідок зовнішніх та внутрішніх факторів. Ці шкідливі шуми перешкоджають сприйняттю інформаційних сигналів, вони можуть бути техногенного походження, наприклад 50Гц від промислової мережі, так і шуми від розмов поруч з кабінетом лікаря.

Наведений на рисунку 3.4 ФКГ містить багато шумів, які перед аналізом необхідно відфільтрувати за допомогою цифрових фільтрів та підготувати ФКГ для подальшого аналізу.

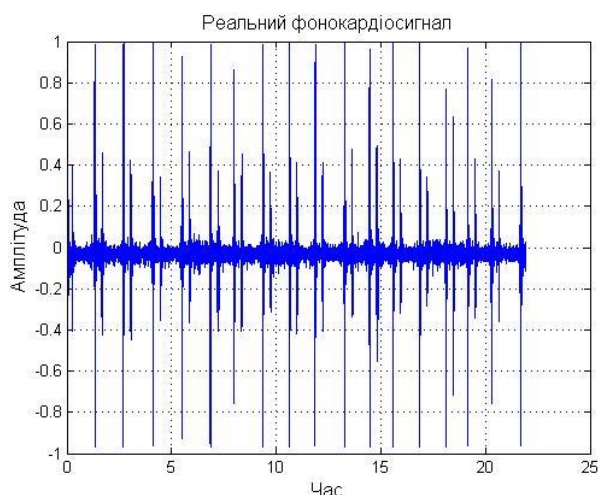


Рис.3.4. ФКГ відібраний за допомогою комп'ютерної системи

Для наочного відображення всіх шумів сигналу скористаємось перетворенням Фур'є, за допомогою якого отримаємо сукупність простих гармонічних коливань, які можна отримати шляхом розкладання складного

біомедичного сигналу, тобто отримаємо його спектр. На рисунку 3.5 відображено спектр отриманого сигналу.

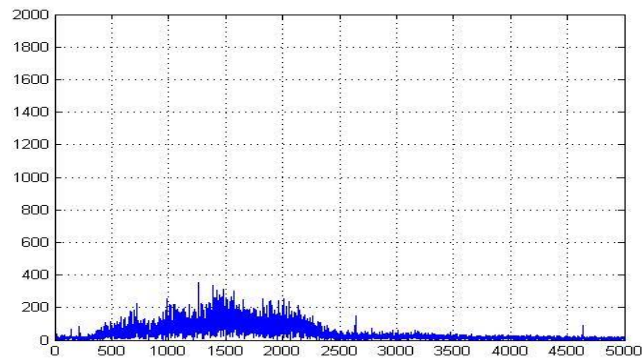


Рис.3.5 Амплітудний спектр сигналу

Якщо відобразити кілька записаних ФКГ на одному графіку то отримаємо досить складне зображення на якому присутні два ФКГ сигнали та один ЕКГ див. рис. 3.6.

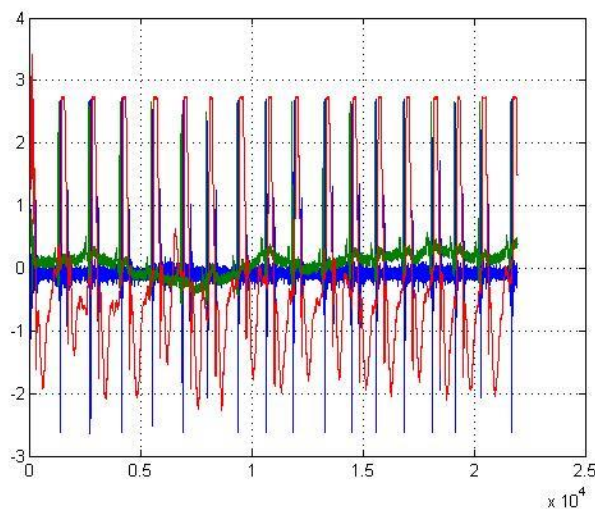


Рис.3.6. Графік двох ФКГ сигналів та один ЕКГ сигналу.

Якщо до отриманого ФКГ сигналу, згідно рекомендацій застосувати фільтр низьких частот, який має частоту зрізу в 1кГц. Та режекторний фільтр для подавлення завад на частоті 50Гц то отримаємо ФКГ без цих завад, спектр такого ФКГ наведено на рисунку 3.7.

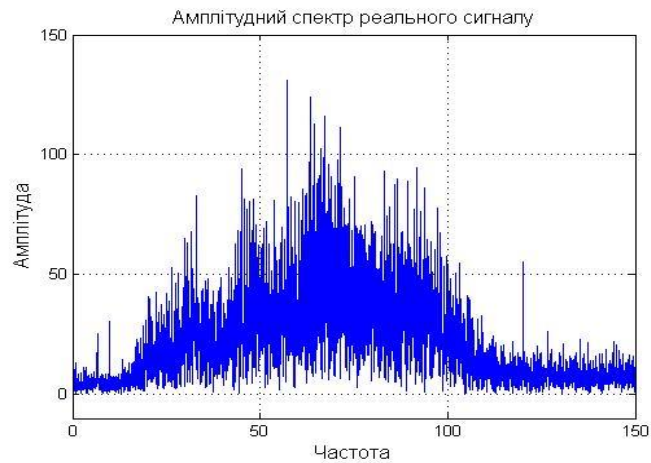


Рис.3.7 Амплітудний спектр відфільтрованого ФКГ.

Однак сам спектр відфільтрованого ФКГ є малоінформативним, необхідно виділити по спектру різні тони і шуми ФКГ, а також їх синхронізувати з ЕКГ по часу, щоб було чітко зрозуміло фази роботи серця і звуки які при цьому виникають. Для виділення 1-го, 2-го та 3-го тонів використано відповідні смугові фільтри а спектри отриманих сигналів наведено на рисунках 3.8-3.10.

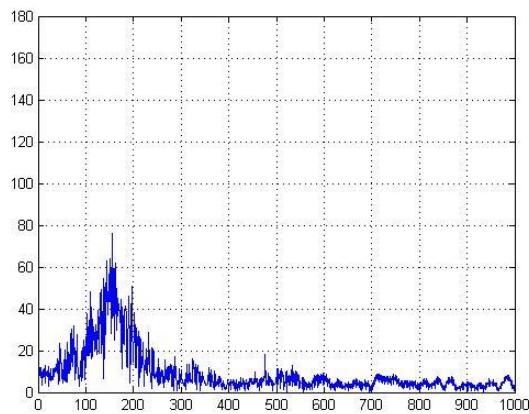


Рис.3.8. Амплітудний спектр 1-го тону

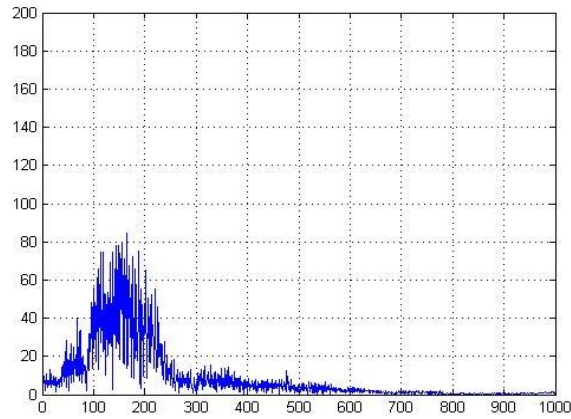


Рис.3.9. Амплітудний спектр 2-го тону

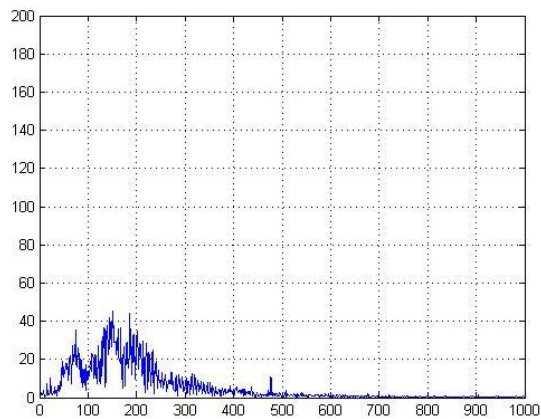


Рис.3.10. Амплітудний спектр 3-го тону

Розглянувши дані графіки амплітудних спектрів 1-го, 2-го та 3-го тонів помітно, що без прив'язки до ЕКГ не зрозуміло що відбувається у відповідний момент часу.

3.3. Застосування методів кореляційного аналізу

Кореляційне опрацювання сигналів згідно теорії дає можливість виявити в біомедичних сигналах наявність закономірності або певного зв'язку зміни значень біомедичних сигналів по незалежній змінній. Це означає, що коли великі значення одного біомедичного сигналу пов'язані з великими значеннями іншого біомедичного сигналу (позитивна кореляція). Якщо ж,

малі значення одного біомедичного сигналу пов'язані з великими значеннями іншого сигналу то буде негативна кореляція. Або ж якщо два біомедичні сигнали або частини одного сигналу, ніяк не зв'язані то будемо мати нульову кореляцію.

Величина взаємної залежності, корельованості, випадкових біомедичних сигналів в різні моменти визначають за автокореляційною функцією. Фізичний зміст кореляційної функції зручно пояснити для випадку детермінованих сигналів коли два однакових сигнали перемножаються між собою то в момент піків вони будуть показувати дуже високе зростання, таким же чином якщо два випадкових сигнали будуть мати подібність то на кореляційній функції виникатимуть піки.

Якщо розглядати автокореляцію (autocorrelation) то аналогічно до кореляції вона визначається як скалярний добуток біомедичного сигналу $f(t)$ з власною копією, але зміщеною по аргументу на величину τ . Автокореляція використовується для оцінки статистичної залежності поточного біомедичного сигналу від його попереднього і подальшого значення, а також виявити в біомедичному сигналі відрізків, елементів або артефактів, що періодично повторюються.

Автокореляційна функція біомедичного сигналу $f(t)$ обчислюється за формулою:

$$B(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^{+T} f(t)f(t + \tau)dt, \quad (3.2)$$

де τ - величина зсуву в часі сигналу.

При значній тривалості відрізка біомедичного сигналу $f(t)$ автокореляційну функцію можна обчислити по формулі:

$$B(\tau) = \sum_z x_t \cdot x_{t-z} P(x_t \cdot x_{t+\tau}), \quad (3.3)$$

Тобто величина $B(\tau)$ охарактеризує величину взаємо зв'язку біомедичного сигналу $f(t)$ зі своєю копією, яка зміщена на величину τ по осі часу. Ця автокореляційна функція досягає максимуму при $\tau=0$, коли:

$$B(0) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^{+T} f^2(t) dt = f^2(t), \quad (3.4)$$

тобто, з електричної точки зору, коли автокореляційна функція перетворюється в середню потужність електричного сигналу, що виділяється на опорі рівному 1 Ом.

Автокореляційну функцію випадкової флуктуації можна обчислити за формулою:

$$\begin{aligned} B_\phi(\tau) &= \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{2T} \int_{-T}^{+T} [f(t) - \bar{f}][f(t + \tau) - \bar{f}] dt \\ &= B(\tau) - I\bar{f}I^2, \end{aligned} \quad (3.5)$$

Тобто при зсуві $\tau=0$ автокореляційна функція випадкової флуктуації повертає середню потужність біомедичного сигналу $f(t)$ за мінусом постійної складової у цьому сигналі, тобто отримаємо дисперсію біомедичного сигналу $f(t)$:

$$B_\phi(0) = B(0) - I\bar{f}I^2 = \sigma^2 \quad (3.6)$$

З наведених формул випливає, що автокореляційна функція біомедичного сигналу $f(t)$ є парною функцією часового зсуву τ . Цю

особливість використовують для означення поняття нормованої автокореляційної функції, яка визначається за співвідношенням величин:

$$R(\tau) = \frac{B_{\Phi}(\tau)}{B_{\Phi}(0)} = \frac{B_{\Phi}(\tau)}{\sigma^2}, \quad (3.7)$$

Суть цього полягає в тому що, чим більш плавно змінюється в часі біомедичний сигнал $f(t)$ тим більшим буде інтервал часу t , у межах якого виражається статистичний зв'язок між значеннями біомедичного сигналу $f(t)$ і його зсунутими значеннями $f(t+\tau)$. Саме тому для періодичного біомедичного сигналу $f(t)$ його автокореляційна функція також буде періодична, причому періоди сигналу і його автокореляційної функції збігаються.

Використовуючи зворотне перетворення Фур'є, отримуємо зв'язок автокореляційної функції з спектральною щільністю:

$$B_{\Phi}(\tau) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{-\infty} \Phi_1(\Omega) e^{j\Omega\tau} d\Omega, \quad (3.8)$$

Наведений вираз, базуючись на властивості парності автокореляційної функції, можна перетворити в рівність:

$$B_{\Phi}(\tau) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{-\infty} \Phi_1(\Omega) \cos \tau\Omega d\Omega, \quad (3.9)$$

Використовуючи автокореляційну функцію можна досліджувати синхронно записані ФКГ та ЕКГ для пошуку синхронних явищ та взаємно пов'язаних процесів.

При аналізі сигналів кореляційна функція визначається саме для центрованих біомедичних сигналів, тобто тих у яких математичне сподівання

зведено до нуля. Для таких випадків майже завжди передбачається присутність ергодичності.

Зазвичай кореляційна функція використовується для оцінки внутрішньої структури біомедичних сигналів, тобто пошуку зв'язку між їх значеннями у різні моменти часу це для того щоб, визначити величину мінливості біомедичних сигналів. Саме для цього обчислено автокореляційну функцію ФКГ, яка наведена на рисунку 3.11.

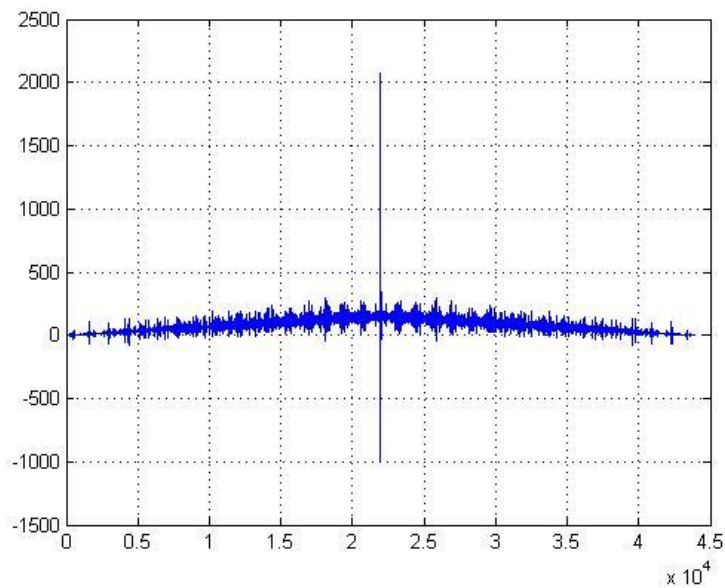


Рис.3.11. Кореляційна функція ФКГ

З наведеної автокореляційної функції помітні періодичності однак вони є невеликими і нечіткими, це пов'язано з складною і нерегулярною структурою ФКГ сигналу.

3.4. Застосування методів спектрального аналізу

Спектральне представлення сигналів використовується для відображення та виявлення частотних характеристик цих сигналів і базується розкладі сигнальних функцій на періодичні компоненти.

Спектральне представлення стосовно випадкових процесів переходить в поняття спектральної щільності автокореляційної функції, або енергетичний

спектр функції $V_{\Phi}(t)$, який з фізичної точки зору можна розглядати, як спектральну щільність дисперсії, або як середньою електричну потужністю, що виділяється на опорі в 1 Ом. Отримана таким чином потужність сигналу розподіляється по деякій смузі частот, що залежить від властивостей сигналу або механізму його формування. Одиницями вимірювання енергетичного спектру є відношення потужності до смуги частот тобто Вт/Гц.

Енергетичний спектр біомедичного сигналу можна оцінити за параметрами коливань, які його утворюють. Оцінювання зводиться до додавання середніх квадратів окремих гармонічних компонент коливань сигналу, тобто енергетичний спектр сигналу оцінюється за квадратом модуля спектральної густини коливань і середньою величиною цих коливань за 1 секунду.

Тобто за формулою енергії сигналу:

$$\int_{-\infty}^{\infty} f^2(t) dt = \frac{1}{\pi} \int_0^{\infty} |F(\Omega)|^2 d\Omega, \quad (3.10)$$

Де ліва частина цього виразу – це формула енергії сигналу, що отримується на резисторі в 1 Ом. Тому, якщо припустити, що $f(t)$ є сумою двох сигналів, і кожен має зображення при Фур'є перетворенню. Тоді можна записати:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} [f_1(t) + f_2(t)]^2 dt = \frac{1}{\pi} \int_0^{\infty} |\Phi_1(\Omega) + \Phi_2(\Omega)|^2 d\Omega, \quad (3.11)$$

Розписуючи обидві частини цього виразу по формулах квадрату суми і використовуючи рівність складових при подвоєних похідних, одержуємо:

$$\int_{-\infty}^{+\infty} f_1(t)f_2(t)dt = \frac{1}{\pi} \int_0^{\infty} \Phi_1(\Omega)\Phi_{II}(\Omega) d\Omega, \quad (3.12)$$

Якщо припустити наступне, що $f_2(t)=f_1(t+t)$ запишемо:

$$B_{\Phi}(\tau) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\infty} |\Phi(\Omega)|^2 \cos \Omega \tau d\Omega, \quad (3.13)$$

При величині часу $t=0$, одержуємо:

$$B_{\Phi}(0) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\infty} |\Phi(\Omega)|^2 d\Omega, \quad (3.14)$$

З отриманого виразу, спектральне перетворення сигналу, є представленням цього сигналу в новій системі координат, тобто це є представлення сигналу у новому координатному базисі. Вибір способу аналізу та представлення сигналу, в більшості випадків залежить від мети дослідження сигналу і використовується для максимального спрощення математичного апарату який буде використовуватися для аналізу, перетворень сигналів і обробки даних.

Згідно теорії випадкових процесів, для стохастичного біомедичного сигналу з постійною спектральною густиною в обмеженій смузі частот, ця потужність є скінченною величиною тобто її можна визначити.

Для загального випадку складного періодичного сигналу спектральну густина потужності необхідно усереднювати за множиною реалізацій або за циклічними відрізками, але для ергодичних процесів та сигналів зазвичай допустимо усереднювати за однією реалізацією, але яка є тривалою в часі. Отриманий спектр потужності ФКГ сигналу наведено на рисунку 3.12.

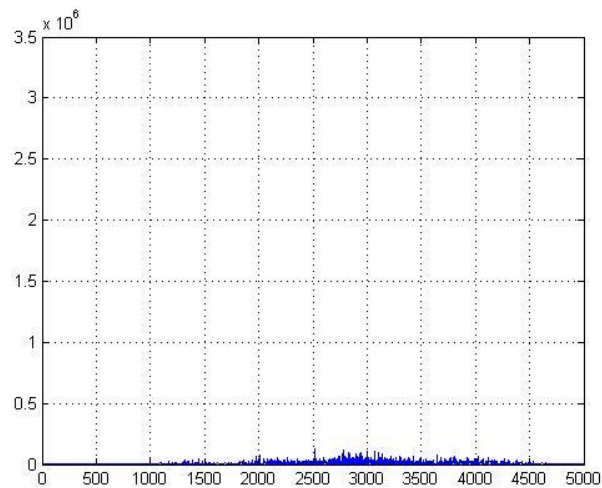


Рис.3.12. Спектр потужності ФКГ сигналу

Досліджуючи сигнал шуму серця людини використано уявлення що він являється стаціонарним, тобто можна отримати оцінки статистичних характеристик сигналу, однак він є періодичним і кореляційні і спектральні методи аналізу необхідно застосовувати на цих періодичних відрізках.

3.5. Обчислення статистичних характеристик

3.5.1. Обчислення математичного сподівання. В багатьох випадках біомедичний сигнал розглядають як стаціонарний, тобто він має властивість коли його параметри можна оцінити в будь-який момент часу шляхом усереднення тобто обчислення математичного сподівання за сукупністю окремих вибірових функцій, які утворюють біомедичний сигнал:

$$m_{\xi}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi_k(t), \quad (3.15)$$

де k – номер періоду (повтору) біосигналу;

N – кількість відліків сигналу з врахуванням циклів, періодів (або повторів) в реалізації біосигналу.

Математичне сподівання використовується для дослідження біомедичних сигналів, центрування цих сигналів, та подальшого опрацювання та аналізу сигналів.

3.5.2. Обчислення дисперсії. Дисперсію біомедичного сигналу можна визначити як середньоквадратичне відхилення коливань від обчисленого математичного сподівання. Тобто дисперсія це степінь або міра відхилення значень стохастичного біомедичного сигналу від середнього значення. За дисперсією можемо оцінити ступінь хаотичності, розкиду миттєвих значень, зафіксованих окремими реалізаціями сигналу на заданому відрізку, по відношенню до середнього значення:

$$D_{\xi}(t) = \frac{1}{N-1} \sum_{t=1}^N [\xi_k(t) - m_{\xi}(t)]^2, \quad (3.16)$$

Дисперсія використовується для дослідження біомедичних сигналів, масштабування цих сигналів, та їх подальшого опрацювання та аналізу сигналів.

3.6. Сучасні методи аналізу ФКГ

Оскільки ФКГ є періодичним сигналом його неможливо оцінювати та аналізувати на всьому відрізку, як це було показано на попередніх графіках. Тому його необхідно аналізувати у прив'язці з ЕКГ виділяючи частотні компоненти тонів і шумів цифровими фільтрами та прив'язувати до циклів роботи серця які визначають за ЕКГ, див рис.3.13. Саме для цього і було розроблено запропоновану комп'ютерну систему.

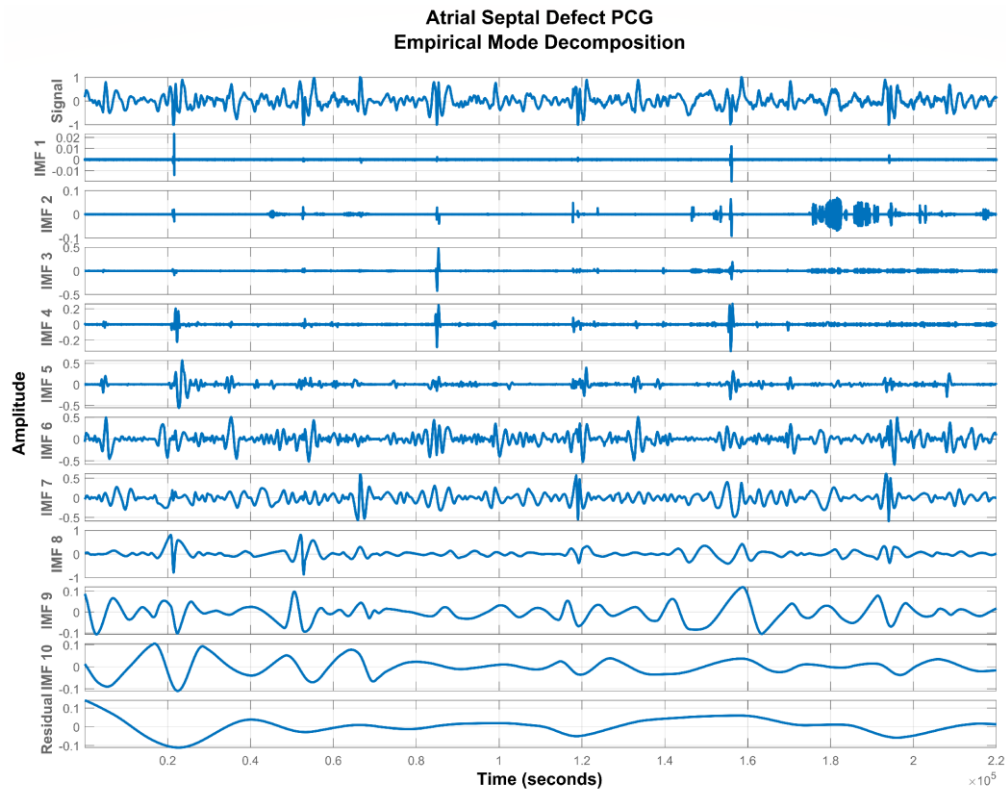


Рис. 3.13. Декомпозиція ФКГ, виділені частотні компоненти тонів і шумів цифровими фільтрами

Ще одним сучасним методом аналізу ФКГ є часово частотний з отриманням спектрограми сигналу за допомогою ковзного вікна в якому обчислюється спектр, див. рис. 3.14.

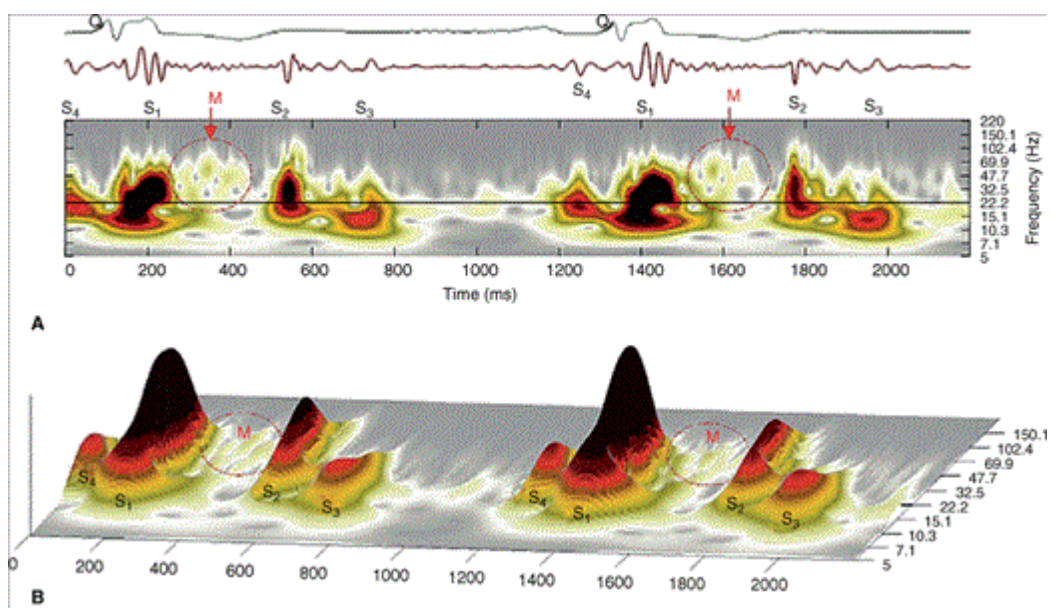


Рис.3.14 Спектрограма ФКГ сигналу

Ці сучасні методи краще підходять для аналізу ФКГ оскільки вони явно відображають часову і спектральну зміну ФКГ по серцевих циклах і можуть документально підтвердити наявність певних артефактів які вказують на патологію та захворювання.

3.7. Висновки до розділу 3

Оскільки ФКГ та ЕКГ сигнали, а також багато інших біомедичних сигналів в наукових працях описують, як випадкові сигнали з періодичними або циклічними закономірностями то для їх опрацювання застосовують методи теорії випадкових сигналів.

Розроблена комп'ютерна система дає можливість оцифрувати біомедичні сигнали по багатьох каналах і отримати синхронний запис одразу 4х сигналів як однакової природи (багатоканальний запис ФКГ) так і різної природи що уможлиблює дослідження пов'язаних між собою біомедичних сигналів різноманітними методами.

Сучасні методи краще підходять для аналізу ФКГ оскільки вони явно відображають часову і спектральну зміну ФКГ по серцевих циклах і можуть документально підтвердити наявність певних артефактів які вказують на патологію та захворювання.

РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1. Охорона праці

Оскільки в даній дипломній роботі магістра розглядаються Методи та засоби побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів, тому важливим є дотримання правил охорони праці, техніки безпеки та протипожежної безпеки працюючих в установах охорони здоров'я. На таких працівників впливають досить часто такі самі фактори, що і в багатьох інших галузях, але, поряд з тим, необхідно враховувати ще й особливості професійної діяльності, зокрема, використання, крім суто біомедичних приладів та апаратів, ще й комп'ютерної техніки.

Необхідно враховувати той факт, що деякі групи медичних працівників у процесі виконання своїх професійних обов'язків можуть піддаватися впливу багатьох факторів, небезпечних для здоров'я, наприклад, іонізуюче випромінювання рентгенівського випромінювання та ін. Згідно з Гігієнічною класифікацією праці за показниками шкідливості та небезпечності факторів виробничого середовища, важкості та напруженості трудового процесу, затвердженою наказом МОЗ від 08.04.2014 р. № 248, зареєстрованим в Мін'юсті 06.05.2014 р. за № 472/25249, шкідливі умови праці це умови, що характеризуються такими рівнями шкідливих виробничих факторів, які перевищують гігієнічні нормативи та здатні чинити несприятливий вплив на організм працівника та/або його нащадків.

Тому, при формуванні інструкцій з охорони праці, техніки безпеки та протипожежної безпеки при роботі з використанням медичного обладнання необхідно враховувати специфіку кожного відділу, приміщення, а також особливості впливу виробничих факторів на виконання професійних обов'язків. Така інструкція розробляється на основі ДНАОП 0.00-8.03-93 "Порядок опрацювання та затвердження власником нормативних актів про

охорону праці, що діють на підприємстві", ДНАОП 0.00-4.15-98 "Положення про розробку інструкцій з охорони праці", ДНАОП 0.00-4.12-99 "Типове положення про навчання з питань охорони праці", НПАОП 85.11-1.10-84 "Правила з техніки безпеки при експлуатації виробів медичної техніки в установах охорони здоров'я. Загальні вимоги", також обов'язковим є проведення атестації робочих місць [18].

Атестація робочих місць за умовами праці проводиться згідно з Порядком проведення атестації робочих місць за умовами праці, затвердженим постановою Кабінету міністрів України від 01.08.92 №442 (зі змінами) та Методичними рекомендаціями, затвердженими постановою Мінпраці України від 1.09.92 р. №41 та Головним державним санітарним лікарем України 1.09.92р. [18].

Відповідно до листа Міністерства соціальної політики України від 12 серпня 2014 року № 356/13/116-14, враховуючи особливий характер праці медичних працівників установ охорони здоров'я, при проведенні атестації робочих місць у таких установах застосовується «Інструкція проведення атестації робочих місць в установах охорони здоров'я і соціального забезпечення», згідно з якою атестація відповідних робочих місць (для робочих місць розділу XIX Списку №1 і розділу XXIV Списку №2) проводиться комісійно, без проведення санітарно-гігієнічних досліджень [36]. При цьому наказом по установі затверджується склад і повноваження атестаційної комісії згідно пункту 4 Порядку №442. До складу комісії включається уповноважений представник виборного органу первинної профспілкової організації, а в разі відсутності профспілкової організації – уповноважена найманими працівниками особа.

Атестаційна комісія, на кожне робоче місце або на групу аналогічних робочих місць визначає характерні шкідливі фактори, які впливають на працюючого, час роботи в цих умовах (тривалість дії факторів на протязі робочого часу) та складає протокол.

Для визначення характеру виконуваних робіт використовують Довідник кваліфікаційних характеристик професій працівників, випуск 78 «Охорона здоров'я», затверджений наказом МОЗ України від 29.03.2002 р. №117 а також посадові інструкції [18].

Отже, на підставі складеного протоколу атестаційна комісія приймає рішення про підтвердження або не підтвердження права на пільгове пенсійне забезпечення згідно вимог списків №1 і №2, затверджених постановою Кабінету Міністрів України від 24.06.2016 №461 «Про затвердження списків виробництв, робіт, професій, посад і показників, зайнятість в яких дає право на пенсію за віком на пільгових умовах» (із змінами) [18].

Атестаційна комісія повинна обов'язково враховувати наявність робіт, посад і показників у Списках №1 і №2 та зайнятість працівників повний робочий день на роботах, визначених Списками №1 і №2.

Так, основним критерієм для вирішення питання щодо пільгового пенсійного забезпечення медичних працівників, професії (посади) яких передбачені розділом XXIV. «Охорона здоров'я та соціальна допомога» Списку №2, є безпосереднє обслуговування хворих впродовж повного робочого дня (не менше ніж 80%) , устанвленого для таких професій, посад.

Відповідальність за своєчасне та якісне проведення атестації покладається на керівника підприємства, організації (абзац 2 п .4 Порядку №442).

Необхідно зауважити, що за невиконання вимог інструкції з охорони праці, техніки безпеки та протипожежної безпеки працівник несе дисциплінарну, матеріальну, адміністративну та кримінальну відповідальність.

4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

Організація цивільного захисту на об'єктах промисловості та виконання заходів щодо запобігання виникненню надзвичайних ситуацій техногенного походження.

Відповідно до законодавства, керівництво підприємств, установ і організацій незалежно від форм власності і підпорядкування забезпечує своїх працівників засобами індивідуального та колективного захисту, організовує евакуації, створює сили для ліквідації наслідків НС та забезпечує їх готовність, виконує інші заходи з ЦЗ і несе пов'язані з цим матеріальні та фінансові витрати. Власники потенційно небезпечних об'єктів відповідають також за оповіщення і захист населення, що проживає в зонах можливого ураження від наслідків аварій на цих об'єктах [19].

Начальником ЦЗ об'єкта є керівник об'єкта. Він відповідає за організацію і стан ЦЗ об'єкта, керує діями органів і сил ЦЗ під час проведення рятувальних робіт на ньому. Заступники начальника ЦЗ об'єкта допомагають йому з питань евакуації, матеріально-технічного постачання, тощо.

Органом повсякденного управління ЦЗ є відділ (сектор) з питань НС та ЦЗ, який організовує повсякденне керівництво ЦЗ на об'єкті.

Керівники створюють служби зв'язку та оповіщення, сховищ і укриттів, протипожежної охорони, охорони громадського порядку, медичної допомоги, протирадіаційного і протихімічного захисту, тощо. Начальниками служб призначають начальників відділів, на базі яких вони утворюються.

Службу зв'язку та оповіщення створюють на базі вузла зв'язку об'єкта. Головне завдання служби – забезпечити своєчасне оповіщення керівного складу та службовців про загрозу аварії, катастрофи, стихійного лиха, нападу противника; організувати зв'язок і підтримувати його в стані постійної готовності.

Протипожежну службу створюють на базі підрозділів відомчої пожежної охорони. Служба розробляє протипожежні профілактичні заходи і контролює їх виконання; організовує локалізацію і гасіння пожежі.

Медичну службу формують на базі медичного пункту, поліклініки об'єкта. На неї покладають організацію проведення санітарно-гігієнічних та профілактичних заходів, надання медичної допомоги потерпілим та евакуацію їх у лікувальні установи, медичне обслуговування робітників, службовців і членів їхніх сімей у місцях розосередження.

Службу охорони громадського порядку створюють на базі підрозділів відомчої охорони. Її завдання – організувати і забезпечити надійну охорону об'єкта, громадського порядку в умовах НС, під час ліквідації наслідків аварії, стихійного лиха, а також у воєнний час.

Службу протирадіаційного і протихімічного захисту організовують на базі хімічної лабораторії чи цеху. На неї покладають розробку та здійснення заходів щодо захисту робітників і службовців, джерел водозабезпечення, радіаційного і хімічного спостереження, проведення заходів з ліквідації радіаційного і хімічного зараження та здійснення дозиметричного контролю.

Службу сховищ та укриттів організовують на базі відділу капітального будівництва, житлово-комунального відділу. Вона розробляє план захисту робітників, службовців та їх сімей з використанням сховищ та укриттів, забезпечує їх готовність та правильну експлуатацію.

Аварійно-технічну службу створюють на базі виробничо-технічного відділу або відділу головного механіка. Служба розробляє та здійснює попереджувальні заходи, що підвищують стійкість основних споруд, інженерних мереж та комунікацій у НС, організовує проведення робіт з ліквідації і локалізації аварії на комунально-енергетичних мережах.

Службу матеріально-технічного забезпечення створюють на базі відділу матеріально-технічного постачання об'єкта. Вона організовує своєчасне забезпечення формувань усіма засобами оснащення, постачання продуктів

харчування і предметів першої необхідності робітників та службовців на об'єкті та у місцях розосередження, ремонт техніки і майна.

Транспортну службу організують на базі транспортного відділу, гаражу об'єкта. вона розробляє та здійснює заходи із розосередження працівників, забезпечення перевезень, проведення рятувальних робіт тощо.

Кожна служба створює, забезпечує, готує формування служби (команди, групи, ланки) і керує ними під час виконання робіт.

Формування загального призначення – рятувальні загони (команди, групи, ланки), зведені рятувальні загони (команди), підпорядковані безпосередньо начальнику ЦЗ об'єкта. кожне з них має свою структуру і можливості. Наприклад, зведена рятувальна команда (ЗРК) у своєму складі має підрозділи різного призначення, такі як ланка зв'язку і розвідки, дві рятувальні групи, група механізації, санітарна дружина тощо.

Запобігання виникненню НС передбачає підготовку та реалізацію заходів, спрямованих на регулювання техногенної та природної безпеки, проведення оцінювання ступенів ризику, завчасне реагування на події, що становлять загрозу виникнення НС для запобігання лиху або пом'якшення його можливих наслідків [19].

Заходи, що здійснюються на потенційно небезпечних об'єктах [19]:

- створення об'єктових і локальних систем оповіщення персоналу і населення, яке мешкає поруч з потенційно небезпечними об'єктами;
- створення систем раннього виявлення витоку небезпечних речовин;
- запровадження систем автоматичного контролю і сигналізації про ймовірність витоку шкідливих речовин, а також блокуючих пристроїв для аварійного відключення технологічного і енергетичного обладнання;
- підтримання у робочому стані і модернізація технологічного та іншого виробничого обладнання;
- створення запасів нейтралізуючих речовин;

- підсилення конструкцій ємностей і комунікацій з небезпечними хімічними речовинами або обладнання над ними спеціальних ізолюючих кожухів для захисту при пошкодженнях;
- виконання інженерно-технічних заходів і робіт з попередження розповсюдження агресивних речовин (обвалування, обладнання піддонів, створення резервних ємностей для зливу і т.п.);
- удосконалення технологічних процесів з метою забезпечення безаварійної експлуатації;
- обладнання і реконструкція наявних вентиляційних систем, аспірацій них, пило- і газуловлюючих установок;
- обладнання на об'єктах аварійних систем забезпечення електроенергією, водою, паливом, тощо;
- створення необхідного запасу ремонтних засобів, обладнання, ПММ;
- максимально зменшення запасів небезпечних хімічних речовин;
- переміщення за межі забудови міст і населених пунктів складів з хімічними, вибухо- та пожежонебезпечними речовинами;
- розроблення планів локалізації і ліквідації аварійних ситуацій.

4.3. Висновки до розділу 4

За результатами атестації робочих місць в установах охорони здоров'я, зокрема, можуть бути встановлені пільги і компенсації за роботу із шкідливими та важкими умовами праці, а також обґрунтована необхідність вживання заходів, щоб поліпшення умов праці/

Відповідальність за безпеку на підприємствах несуть його керівники. Всі організаційні заходи і матеріальні витрати з попередження НС несе підприємство і його працівники. Якщо на підприємстві є потенційно небезпечні технологічні процеси, вини мають відповідати відповідним нормам

по безпеці, а у разі виникнення НС працівники і громадськість мають бути повідомлені по це.

ВИСНОВКИ

В дипломній роботі магістра розроблено методи та засоби побудови комп'ютерної системи оцінювання характеристик фонокардіосигналів

1. Відбір ФКГ виконується в декількох точках і по декількох каналах, однак для аналізу потрібно синхронно записувати кілька каналів з іншими серцевими сигналами, як правило з ЕКГ. Для постановки діагнозу за ФКГ мають значення, як тони серця так і його шуми, які викликані різними фізіологічними факторами. Для їх відбору треба досить широкий частотний діапазон.

2. Система оцінювання характеристик ФКГ сигналів побудована на мікроконтролері STM32F378CC який має три 16 розрядних сигма-дельта АЦП та один 12 розрядний швидкісний АЦП. А також шину SPI по якій можна передавати дані на ПК на швидкості до 18Мбіт/с. Всі ці модулі мікроконтролера можуть працювати в режимі DMA, що забезпечує високу точність і синхронність запису ФКГ сигналів.

3. Розроблено алгоритм роботи системи оцінювання характеристик ФКГ сигналів з використанням технології DMA забезпечує максимально можливу швидкість і синхронність АЦП перетворення сигналів.

4. Розроблена комп'ютерна система дає можливість оцифрувати біомедичні сигнали по багатьох каналах і отримати синхронний запис одразу 4х сигналів як однакової природи (багатоканальний запис ФКГ) так і різної природи що уможливорює дослідження пов'язаних між собою біомедичних сигналів різноманітними методами.

5. Сучасні методи краще підходять для аналізу ФКГ оскільки вони явно відображають часову і спектральну зміну ФКГ по серцевих циклах і можуть документально підтвердити наявність певних артефактів які вказують на патологію та захворювання.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Краснов Л. А. Фонокардиография. Технические средства электронной и компьютерной диагностики в медицине [Текст] : учеб. пособие / Л. А. Краснов, В. П. Олейник. // Х. : Нац. аэрокосм. ун-т им. Н.Е. Жуковского «Харьк. авиац. ин-т».2013– 64 с.
2. Остроухов В.Д., Медицинская аппаратура для функциональной диагностики и ортопедии / Остроухов В.Д., Карпинский М.Ю. // Учебное пособие по курсу «Теория, расчет, проектирование медицинской аппаратуры».-Харьков: Крокус, 2003.-204 с.
3. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов / Сергиенко А.Б. - СПб.: Питер, 2002. - 608 с.
4. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов : учебное пособие / Сергиенко А.Б. – СПб.: БХВ-Петербург, 2011. – 603 с.
5. Sava, H. Application of matching pursuit method for structural decomposition and averaging of phonocardiographic signals/ Sava H., Pibarot P., Durand L.// In Medical and Biological Engineering and Computing. 1998. V.36. No.3 P.302-308.
6. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. - М.: ФИЗМАТЛИТ. 2007. - 440 с.
7. Комп'ютерний фонокардіограф [Електронний ресурс] // Режим доступу до ресурсу: <http://fbme.univer.kharkov.ua/2014/10/kompyuternyj-fonokardiograf/>.
8. STMicroelectronics. Low & medium-density value line, advanced ARMbased 32-bit MCU with 16 to 128 kb flash, 12 timers, ADC, DAC & 8 comm interfaces, 2011. Doc ID 16455.
9. ARM Limited. Procedure call standard for the ARM® architecture, October 2009. IHI 0042D.

10. STMicroelectronics. User manual STM32 value line discovery, 2010. UM0919.
11. STM32F378xx [Електронний ресурс] // STMicroelectronics. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/stm32f378cc.pdf>.
12. STM32F378xx Reference manual [Електронний ресурс] // STMicroelectronics. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: https://www.st.com/resource/en/reference_manual/rm0313-stm32f37xxx-advanced-armbased-32bit-mcus-stmicroelectronics.pdf.
13. STM32F378xx Programming manual [Електронний ресурс] // STMicroelectronics. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: https://www.st.com/resource/en/programming_manual/pm0214-stm32-cortexm4-mcus-and-mpus-programming-manual-stmicroelectronics.pdf.
14. Микроконтроллеры [Електронний ресурс] // Сайт паяльник. – 2021. Режим доступу до ресурсу: <https://сhem.net/mc/mc.php>.
15. Монк С. Raspberry Pi. Сборник рецептов. Решение программных и аппаратных задач / Саймон Монк., 2017. – 528 с. – (O'Reilly).
16. Датчики та модулі [Ел. ресурс] / Режим доступу: <https://raspberrypi.in.ua/product/nabordatchikov-i-modulej-dlya-raspberry-pi-16-sht/>.
17. Розподілені мікропроцесорні системи: конспект лекцій [Електронний ресурс]: для підготовки докторів філософії в галузі знань 17 Електроніка та телекомунікація за спеціальністю 171 Електроніка за спеціалізацією «Електронні системи» / КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: Т. О. Терещенко – Електронні текстові данні (1 файл:5544 кбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018. – 192 с.
18. UART и USART. COM-порт. Часть 1. - режим доступу до ресурсу: http://www.rotr.info/electronics/mcu/arm_usart.htm.
19. Universal serial bus режим доступу до ресурсу: <http://www.usb.org>.

20. Последовательный интерфейс SPI (3-wire) - режим доступа до ресурсу: <http://www.gaw.ru/html.cgi/txt/interface/spi/index.htm>.

21. Welch P.D. "The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method Based on Time Averaging Over Short, Modified Periodograms." IEEE Trans. AudioElectroacoust. Vol. AU-15 (June 1967). Pgs. 70-73. "

22. Oppenheim A. V. and Schaffer R. W. Discrete time Signal Processing. - Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1989. - 856 с.

23. Leschyshyn Y., Semchyshyn O. Periodically correlated heart rate variability detection by Neyman - Pearson criterion / Y. Leschyshyn, O. Semchyshyn. // 2007 9th International Conference - The Experience of Designing and Applications of CAD Systems in Microelectronics. – 2007. – P. 139–140.

24. Лецишин Ю. З. Розробка системи зв'язку як інтегрованого елементу роботизованих систем / Ю. З. Лецишин, Н.Р. Романишин, В. В. Наконечний, А.О. Паламарчук// 36. тез доповідей XXI Всеукр. наук.-пр. конф. – Житомир, 2016. – С. 102.

25. Leschyshyn Y. Multicomponent Model of the Heart Rate Variability Change-point / Y. Leschyshyn, L. Scherbak, O. Nazarevych, V. Gotovych, P. Tymkiv, G. Shymchuk. // 2019 IEEE XVth International Conference on the Perspective Technologies and Methods in MEMS Design (MEMSTECH). – 2019. – P. 110–113.

26. Tymkiv P. Algorithm Reliability of Kalman Filter Coefficients Determination for Low-Intensity Electroretinosignal / P. Tymkiv, Y. Leshchyshyn // 2019 IEEE 15th International Conference on the Experience of Designing and Application of CAD Systems (CADSM).— 2019. – P.1-5.

27. Осухівська Г.М. Обґрунтування вибору фільтру для статистичного аналізу тональних сигналів / Осухівська Г.М.. // Вісник Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя.. – 1997. – С. 57–62.

28. Dragan Yaroslav P. Description of Sound Cardiosignals by Periodically Correlated Random Process Model / Yaroslav P. Dragan, G.M. Osukhivskaya. // Journal of Automation and Information Sciences. – 1999. – №31. – С. 7–9.

29. Osuhivs'ka H. Random processes statistic application for cardiosignals characteristics determination / H. Osuhivs' ka, I. Kyslak. // MMET'96. Vith International Conference on Mathematical Methods in Electromagnetic Theory. Proceedings. – 1996. – С. 264–266.

30. Осухівська Г.М. Математична модель тонового сигналу для діагностики стану клапанів серця людини: автореф. дис. ... канд. тех. наук : 01.05.02. Тернопіль, 1999. 24с.

31. Драган Я.П., Осухивская Г.М. Описание тональных кардиосигналов с помощью модели периодически коррелированных процессов // Проблемы управления и информатики, 1999 №1-С. С. 78-83.

Додатки

Додаток А. Опубліковані тези конференцій за напрямом дипломної роботи
магістра

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя (Україна)
Університет імені Г'єра і Марії К'юрі (Франція)
Маріборський університет (Словенія)
Технічний університет у Кошице (Словаччина)
Вільнюський технічний університет імені Гедимінаса (Литва)
Білоруський національний технічний університет (Республіка Білорусь)
Міжнародний університет цивільної авіації (Марокко)
Наукове товариство імені Т.Шевченка

АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Збірник
тез доповідей
Том I

**X Міжнародної науково-практичної
конференції молодих учених та студентів**
24-25 листопада 2021 року



УКРАЇНА
ТЕРНОПІЛЬ – 2021

УДК 001
А 43

Актуальні задачі сучасних технологій : зб. тез доповідей X міжнар. наук.-практ. конф. Молодих учених та студентів, (Тернопіль, 24–25 листоп. 2021.) / М-во освіти і науки України, Терн. націон. техн. ун-т ім. І. Пулюя [та ін.]. – Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2021. Т. 1. – 155.

ISBN 978-617-7875-25-2

ПРОГРАМНИЙ КОМІТЕТ

Голова: Ясній Петро Володимирович – д.т.н., проф., ректор ТНТУ ім. І. Пулюя (Україна).

Заступник голови: Марущак Павло Орестович – д.т.н., проф. ТНТУ ім. І. Пулюя. (Україна)

Вчений секретар: Маркович Ірина Богданівна – к.е.н., доц. ТНТУ ім. І. Пулюя. (Україна)

Члени: Вухерер Т. – професор факультету інженерної механіки Маріборського університету (Словенія); Вінаш Я. – професор кафедри технології металів Технічного університету у Кошице (Словаччина); Прентковскіс О. – декан факультету Вільнюського технічного університету ім. Гедимінаса (Литва); Стахович Ф. – завідувач кафедри обробки матеріалів тиском Жешувського політехнічного університету ім. Лукасевича (Польща); Богданович А. – професор кафедри механіки Білоруського національного технічного університету (Республіка Білорусь); Мену А. – д.т.н., професор Міжнародного університету цивільної авіації (Марокко); Андрейків О. – д.т.н., професор кафедри механіки Львівського національного університету ім. І. Франка, член-корр. НАН України.

Адреса оргкомітету:

ТНТУ ім. І. Пулюя, м. Тернопіль, вул. Руська, 56, 46001,

тел. **0506689327**, факс (0352) 255798

E-mail: konfmol@gmail.com

Редагування, оформлення, верстка: Мартиняк І.О.

СЕКЦІЇ КОНФЕРЕНЦІЇ, ЯКІ ПРЕДСТВЛЕНІ В ЗБІРНИКУ

- фізико-технічні основи розвитку нових технологій;
- нові матеріали, міцність і довговічність елементів конструкцій;
- сучасні технології в будівництві, машино- та приладобудуванні;
- сучасні технології на транспорті.
- компютерно-інформаційні технології та системи зв'язку

Матеріали X Міжнародної науково-практичної конференції молодих учених та студентів

«АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ» – Тернопіль 24-25 листопада 2021 року

УДК 004.031.6: 616.12-071.6

Ю.З. Лещишин к.т.н., О.О. Марущак

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА ОБЧИСЛЕННЯ ФАЗОВИХ ПАРАМЕТРІВ ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ

Yu. Leshchyshyn Ph.D., O. Marushchak

COMPUTER SYSTEM FOR EVALUATION PHASE PARAMETERS OF PHONOCARDIO SIGNALS

Захворювання серцево-судинної системи є одними із основних причин смертності у світі (64,3% за дослідженнями на 2019 р.) [1]. Значна частина цих захворювань припадає на ішемічну хворобу серця яку діагностують за допомогою різноманітних діагностичних процедур, однією з яких є фонокардіографія.

Сучасна фонокардіографія використовує одночасний цифровий запис електрокардіосигналу (ЕКС) та фонокардіосигналу (ФКС) з подальшим їх спільним аналізом для виявлення фаз серцевих скорочень у ФКС. А ФКС піддають спектральному або вейвлет аналізу для оцінки спектральних компонент та виявлення фаз серця [2]. Складність реалізації такої процедури полягає в необхідності одночасного оцифрування і запису ФКС. І чим вища синхронність тим краще можна визначити фазові характеристики ФКС.

Для вирішення такої задачі доцільно використати сучасну елементну базу, зокрема мікроконтролери, які мають кілька аналого-цифрових перетворювачів (АЦП) із режимом прямого доступу до пам'яті DMA. Саме використання такої технології уможливило побудову комп'ютерної системи обчислення фазових параметрів ФКС. Зокрема для побудови такої системи доцільно використати мікроконтролер STM32F378CC. Який має три 16 розрядних сигма-дельта АЦП з швидкістю оцифрування 16,6 ksps на один АЦП. Отримані дані після оцифрування ЕКС та ФКС при використанні DMA миттєво передаються в пам'ять і не потребують відповідного опрацювання запитів від ядра мікроконтролера, що гарантує високу синхронність запису сигналів. Отримані таким чином дані надсилаються до персонального комп'ютера (ПК), для подальшого опрацювання, використовуючи USB шину. Все наступне опрацювання і аналіз виконується на ПК засобами Matlab Simulink.

Наявність 3-х 16 розрядних сигма-дельта АЦП уможливило запис 2-х каналів ФКС або іншого серцевого сигналу, та одного каналу ЕКС. Крім того мікроконтролер має ще один 12 розрядний швидкісний АЦП, який можна використати для синхронного запису медичних сигналів з вищою смугою частот. Тому така комп'ютерна система є гнучкою та універсальною для відбору і аналізу ФКС та інших медичних сигналів.

Література:

1. Серцево-судинні захворювання — головна причина смерті українців. Висновки з глобального дослідження у 2019 році. [Електронний ресурс] // Центр громадського здоров'я МОЗ України. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: <https://phc.org.ua/news/sercevo-sudinni-zakhvoryuvannya-golovna-prichina-smerti-ukrainciv-visnovki-z-doslidzhennya>.

2. Leschyshyn Y., Semchyshyn O. Periodically correlated heart rate variability detection by Neyman - Pearson criterion / Y. Leschyshyn, O. Semchyshyn. // 2007 9th International Conference - The Experience of Designing and Applications of CAD Systems in Microelectronics. – 2007. – P. 139–140.

Матеріали X Міжнародної науково-практичної конференції молодих учених та студентів

«АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ» – Тернопіль 24-25 листопада 2021 року

14.	Ю.З. Лещинин, О.О. Марущак КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА ОБЧИСЛЕННЯ ФАЗОВИХ ПАРАМЕТРІВ ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ	102
15.	Ю.З. Лещинин, В.Є. Петрусь МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ПОБУДОВИ МУЛЬТИКАНАЛЬНОГО СЕРВЕРА В СИСТЕМІ «РОЗУМНИЙ БУДИНОК»	103
16.	А.М. Луцків, А.В. Волощук, Ю.Р. Мельник ПРИНЦИПИ ОРГАНІЗАЦІЇ РОЗУМНИХ ЕЛЕКТРИЧНИХ МЕРЕЖ	104
17.	І.А. Ляпандра, В.В. Івахів, В.С. Білоус МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ОБРОБКИ ВЕЛИКИХ ДАНИХ	105
18.	Є. В. Мاستалярчук СИСТЕМИ РОЗВІДКИ КІБЕРЗАГРОЗ У СЬОГОДЕННІ	107
19.	М.В. Оконський, С.А. Лупенко, А.М. Паламар КОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА ДЛЯ МОНИТОРИНГУ МЕТЕОРОЛОГІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ НА ОСНОВІ ІОТ	109
20.	А.Я. Осадца, Є.В. Тиш МЕТОДИ ТА КОМП'ЮТЕРИЗОВАНІ ЗАСОБИ РОЗРОБКИ БЛОКУ КЕРУВАННЯ ТА ІНДИКАЦІЇ ДВОДЗЕРКАЛЬНОЇ АНТЕНИ	110
21.	О.А. Пастух, В.І. Васишин, Х.М. Демида АНАЛІЗ РІВНІВ ЗРІЛОСТІ ВИМОГ ПРИ РОЗРОБЦІ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ	111
22.	О.А. Пастух, Х.М. Демида, В.І. Васишин ХАРАКТЕРИСТИКИ ЯКОСТІ ДАНИХ ПРИ ФУНКЦІОНУВАННІ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ З БАЗАМИ ДАНИХ І ЗНАНЬ	112
23.	Т.В. Попко, Л.П. Яцишин, І.Р. Козбур, В.Р. Медвідь ДОСЛІДЖЕННЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ ОПТИМАЛЬНИХ РІШЕНЬ ЗА ДОПОМОГОЮ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ІЄРАРХІЙ	113
24.	Р. Ремез, Ю. Околіта, Р. Трембач ВИКОРИСТАННЯ ІМІТАЦІЙНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ДЛЯ УДОСКОНАЛЕННЯ РОБОТИ ТОРГІВЕЛЬНОГО ЦЕНТРУ	115
25.	Д.В. Романов, Г.М. Осухівська, А.М. Паламар СИСТЕМА УПРАВЛІННЯ ЗОВНІШНІМ ОСВІТЛЕННЯМ НА ОСНОВІ ІНТЕРНЕТУ РЕЧЕЙ	117
26.	В. І. Саламандра, В. А. Готович ВИКОРИСТАННЯ ТЕХНОЛОГІЇ КОМП'ЮТЕРНОГО ЗОРУ ДЛЯ СПРОЩЕННЯ АНІМАЦІЇ ПЕРСОНАЖІВ	118
27.	Ю. М. Сеньків ЛЮДСТВО – МАЛА ЧАСТИНА ВЕЛИКОГО ПРОЦЕСУ	119
28.	І.І. Сех, М.Б. Герович, Л.В. Федисів, О.А. Пелещак БАЗИ ДАНИХ АТАК ДЛЯ НАВЧАННЯ ТА ТЕСТУВАННЯ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ СИСТЕМ ВИЯВЛЕННЯ ВТОРГНЕНЬ	121
29.	А.В. Скренкович, І.В. Струтинська ВЕБ АНАЛІТИКА – ЕФЕКТИВНИЙ ІНСТРУМЕНТ ЦИФРОВОЇ АДАПТАЦІЇ БІЗНЕСУ	123
30.	М. В. Солтис ГНУЧКІ НАВИЧКИ ЯК ВАЖЛИВА ЧАСТИНА ІТ	124
31.	І.В. Струтинська, Р.П. Зозуля РЕОРГАНІЗАЦІЯ НАЦІОНАЛЬНОЇ СИСТЕМИ СТАТИСТИКИ – ГАРМОНІЗАЦІЯ ЦИФРОВОГО РИНКУ УКРАЇНИ З РИНКАМИ ЄС	126

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
ТЕРНОПІЛЬСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ІВАНА ПУЛЮЯ**

МАТЕРІАЛИ

ІХ НАУКОВО-ТЕХНІЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ

**«ІНФОРМАЦІЙНІ МОДЕЛІ,
СИСТЕМИ ТА ТЕХНОЛОГІЇ»**



8–9 грудня 2021 року

**ТЕРНОПІЛЬ
2021**

УДК 001
МЗ4

ПРОГРАМНИЙ КОМІТЕТ

Голова: Лупенко Сергій Анатолійович – докт. техн. наук, професор.

Співголови: Марущак Павло Орестовиц – проректор з наукової роботи, докт. техн. наук, професор.

Баран Ігор Олегович – канд. техн. наук, доцент, декан факультету ФІС.

Науковий секретар: Семенишин Галина Мирославівна – старший викладач.

Члени: докт. фіз.-мат. наук, професор В. Кривень; професор кафедри комп'ютерних наук, докт. тех.наук Я. Литвиненко; канд. техн. наук, доцент, Г. Осухівська; докт. техн. наук, професор М. Карпінський; канд. пед. наук, доцент Ж. Баб'як; докт. фіз.-мат. наук, професор М. Петрик; канд. техн. наук, доцент Н. Загородна.

ОРГАНІЗАЦІЙНИЙ КОМІТЕТ

Голова: Скоренький Юрій Любомирович – канд. техн. наук, доцент.

Члени: доцент кафедри комп'ютерних наук, к.т.н. В. Никитюк; доцент кафедри програмної інженерії, к.т.н. Д. Михалик; асистент М. Стадник; асистент Н. Шаблій; ст. викладач Л. Джджора.

Матеріали ІХ науково-технічної конфіції «Інформаційні моделі, системи та технології» Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя, (Тернопіль, 8 – 9 грудня 2021 р.). – Тернопіль: Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2021. – 210 с.

Адреса оргкомітету: ТНТУ ім. І. Пулюя, м. Тернопіль, вул. Руська, 56, 46001, тел. (0352) 52-41-33, факс (0352) 254983.

E-mail: conffis2021@gmail.com

Редагування, оформлення, верстка: Семенишин Г.М.

СЕКЦІЇ КОНФЕРЕНЦІЇ, ЯКІ ПРЕДСТВЛЕНІ В ЗБІРНИКУ

- Математичне моделювання;
- Інформаційні системи та технології;
- Комп'ютерні системи та мережі;
- Програмна інженерія та моделювання складних розподілених систем;
- Новітні фізико-технічні та освітні технології.

В збірнику надруковано тези доповідей ІХ науково-технічної конференції «Інформаційні моделі, системи та технології» (Тернопіль, 8–9 грудня 2021 р.) за такими науковими напрямками: математичне моделювання; інформаційні системи та технології; комп'ютерні системи та мережі; програмна інженерія та моделювання складних розподілених систем; новітні фізико-технічні та освітні технології.

Розрахований на науковців, викладачів та студентів вузів.

За зміст тез та дотримання норм академічної доброчесності відповідальність несе автор.

© Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, 2021

УДК 004.031.6: 616.12-071.6

Ю.З. Лещин к.т.н., О.О. Марущак

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна)

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ПОБУДОВИ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ОЦІНЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ

UDC 004.031.6: 616.12-071.6

Yu. Leshchyn Ph.D., O. Marushchak

METHODS AND MEANS OF THE DEVELOPMENT OF A PHONOCARDIOGRAPHIC SIGNALS CHARACTERISTICS EVALUATION COMPUTER SYSTEM

Діагностування серцево-судинних захворювань на ранніх стадіях є важливою задачею, оскільки від цих захворювань вмирають до 64,3% людей у світі. Стан серцево-судинної системи оцінюють за багатьма параметрами і сигналами, одними з яких є електрокардіосигнал (ЕКС) та фонокардіосигнал (ФКС). Їх одночасний запис використовують для діагностування вад серця та ще багатьох серцевих захворювань.

Одночасний запис кардіо сигналів потребує спеціального обладнання з високим рівнем синхронності та малими затримками при роботі аналого-цифрових перетворювачів (АЦП). Саме тому було запропоновано побудувати комп'ютерну систему оцінювання параметрів ФКС на мікроконтролері STM32F378CC. Який має три 16 розрядних сигма-дельта АЦП з швидкістю оцифрування 16,6 ksp/s на один АЦП. Отримані дані після оцифрування ЕКС та ФКС при використанні прямого доступу до пам'яті DMA миттєво передаються в пам'ять і не потребують відповідного опрацювання запитів від ядра мікроконтролера, що гарантує високу синхронність запису сигналів з мінімальними затримками. Для передачі даних на персональний комп'ютер використано шину SPI-USB. До АЦП ФКС потрапляє з мікрофонів (Мік) пройшовши відповідне підсилення сигналу в підсилювачі (ПД ФКС). А ЕКС в свою чергу відбирається з електродів і після підсилювача (ПД ЕКС) потрапляє на вхід АЦП мікроконтролера. Застосування 16 розрядних сигма-дельта АЦП з

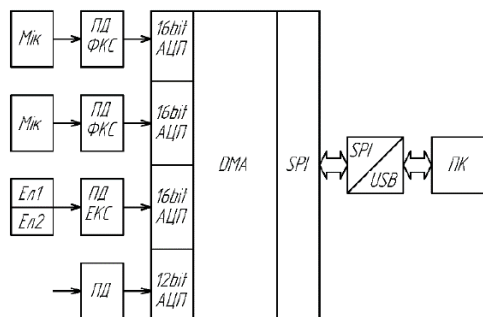


Рисунок 1. Структурна схема комп'ютерної системи оцінювання параметрів ФКС

швидкістю оцифрування 16,6 ksp/s цілком достатньо для отримання цифрових сигналів з невеликою похибкою. А додатковий високошвидкісний 12 розрядний АЦП може бути застосований до синхронного запису ще одного біомедичного сигналу зі значно вищою смугою частот. Саме застосування прямого доступу до пам'яті DMA уможливило синхронність перетворення сигналів з мінімальною затримкою в часі. А відповідний прямий доступ до шини SPI гарантує високу швидкість обміну з ПК.

Крім того, така структура комп'ютерної системи оцінювання параметрів ФКС має високу гнучкість і уможливило її використання для

запису інших біомедичних сигналів при невеликому налаштуванні параметрів підсилювачів ПД. Тобто наявність 3-х 16 розрядних сигма-дельта АЦП уможливило запис 3-х вузькосмугових біомедичних сигналів, та одного широкосмугового сигналу використовуючи 12 розрядний швидкісний АЦП.

Література

Leschyn Y., Semchyshyn O. Periodically correlated heart rate variability detection by Neyman – Pearson criterion / Y. Leschyn, O. Semchyshyn. // 2007 9th International Conference – The Experience of Designing and Applications of CAD Systems in Microelectronics. – 2007. – P. 139–140.

- Ю.З. Лещинин, З.В. Кузик**
 МЕТОДИ СТВОРЕННЯ МАКРОСІВ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОЇ РОЗРОБКИ
 ТЕХНІЧНОЇ ДОКУМЕНТАЦІЇ МЕРЕЖЕВИХ КАБЕЛЬНИХ СИСТЕМ
Yu. Leshchyshyn, Z. Kuzik
 METHODS OF MACROS DESIGN FOR AUTOMATED DEVELOPMENT OF
 NETWORK CABLE SYSTEM TECHNICAL DOCUMENTATIONS 113
- Р.О. Жаровський, М.Р. Лова, О.О. Щербак**
 ЗАСТОСУВАННЯ ІНДЕКСУ СТРУКТУРНОЇ ПОДІБНОСТІ ЗОБРАЖЕНЬ
 ПРИ ЇХ АНАЛІЗИ
R.O. Zharovskyi, M.R. Lova, O.O. Scherbakov
 APPLICATION OF THE STRUCTURAL SIMILARITY INDEX MEASURE IN
 THE IMAGES ANALYSIS 114
- Ю.З. Лещинин, О.О. Марущак**
 МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ПОБУДОВИ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ
 ОЦІНЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ФОНОКАРДІОСИГНАЛІВ
Yu. Leshchyshyn, O. Marushchak
 METHODS AND MEANS OF THE DEVELOPMENT OF A
 PHONOCARDIOGRAFIC SIGNALS CHARACTERISTICS EVALUATION
 COMPUTER SYSTEM 115
- Р.В. Ларіоник, Н.С. Луцик, А.М. Паламар**
 СИСТЕМА ДЛЯ МОНІТОРИНГУ ЯКОСТІ АТМОСФЕРНОГО ПОВІТРЯ НА
 БАЗІ ІОТ
R.V. Lariouyk, N.S. Lutsyk, A.M. Palamar
 IOT-BASED AIR QUALITY MONITORING SYSTEM 116
- А.І. Маційовський**
 ДОСЛІДЖЕННЯ ВИСОКОНАВАНТАЖЕНИХ МЕРЕЖ ПЕРЕДАЧІ ДАНИХ
A.I. Matsiyovskiy
 RESEARCH OF HIGHLY LOADED DATA TRANSMISSION NETWORKS 117
- М.В. Оконський, С.А. Лупенко, А.М. Паламар**
 ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА СИСТЕМА ДЛЯ КОНТРОЛЮ
 МЕТЕОРОЛОГІЧНИХ ПАРАМЕТРІВ НА ОСНОВІ ІНТЕРНЕТУ РЕЧЕЙ
M.V. Okonskyi, S.A. Lupenko, A.M. Palamar
 INFORMATION AND MEASURING SYSTEM FOR CONTROL OF
 METEOROLOGICAL PARAMETERS BASED ON THE INTERNET OF
 THINGS 118
- О.В. Осейчук, Є.В. Тиш, канд. техн. наук**
 АНАЛІЗ ПОПУЛЯРНІСТІ ВИКОРИСТАННЯ ОДНОПЛАТНИХ
 КОМП'ЮТЕРІВ
O.V. Oseechuk, Ye.V. Tysh, Ph.D
 ANALYSIS OF THE POPULARITY OF USING SINGLE-PAID
 COMPUTERS 119
- Х. Ольховецька**
 КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА СИСТЕМА КОНТРОЛЮ ЯКОСТІ ПРОЦЕСУ
 ФЕРМЕНТАЦІЇ ВИННИХ ПРОДУКТІВ
Kh. Olkhovetska
 COMPUTERIZED QUALITY CONTROL SYSTEM OF WINE PRODUCTION
 FERMENTATION PROCESS 120


```

volatile uint8_t flag_sys;
//-----

uint16_t ADC_value[3];
volatile uint8_t flag_adc_dma;
uint16_t ADC11,ADC12,ADC13;
uint16_t buf_11[COUNT_FILTER],buf_12[COUNT_FILTER],buf_13[COUNT_FILTER];
uint16_t filter_11,filter_12,filter_13;

FILTER_REG F11,F12,F13;

/* USER CODE END PV */

/* Private function prototypes -----
*/
void SystemClock_Config(void);

/* USER CODE BEGIN PFP */
/* Private function prototypes -----
*/

/* USER CODE END PFP */

/* USER CODE BEGIN 0 */

/* USER CODE END 0 */

int main(void)
{
    /* USER CODE BEGIN 1 */
        F11.Val=0;
        F12.Val=0;
        F13.Val=0;
    /* USER CODE END 1 */

    /* MCU Configuration-----
    ---*/

    /* Reset of all peripherals, Initializes the Flash interface and the
    SysTick. */
    HAL_Init();

    /* Configure the system clock */
    SystemClock_Config();

    /* Initialize all configured peripherals */
    MX_GPIO_Init();
    MX_DMA_Init();
    MX_ADC1_Init();

    /* USER CODE BEGIN 2 */
//-----
    /*
    * */

    OnSwTimer(&TIM[0],SWTIMER_MODE_CYCLE,500);
    TIM[0].Off=0;
    TIM[0].On=1;
    OnSwTimer(&TIM[1],SWTIMER_MODE_SINGLE,1000);
    TIM[1].Off=0;
    TIM[1].On=1;
    OnSwTimer(&TIM[2],SWTIMER_MODE_WAIT_ON,1000);

```

```

    OnSwTimer(&TIM[3],SWTIMER_MODE_WAIT_OFF,1000);
//-----
/*
 * */

OnSwTimer(&TIM[4],SWTIMER_MODE_CYCLE,5);
TIM[4].Off=0;
TIM[4].On=1;

/* USER CODE END 2 */

/* Infinite loop */
/* USER CODE BEGIN WHILE */
while (1)
{
//-----
/*
 * */
if (GetStatusSwTimer(&TIM[4])){
    HAL_ADC_Start_DMA(&hadc1,(uint32_t *)&ADC_value,3);
}
if (flag_adc_dma){
    flag_adc_dma=0;
    HAL_ADC_Stop_DMA(&hadc1);
    ADC13=ADC_value[2];
    ADC12=ADC_value[1];
    ADC11=ADC_value[0];
    filter_11=filter_sred(ADC11,buf_11,&F11);
    filter_12=filter_sred(ADC12,buf_12,&F12);
    filter_13=filter_sred(ADC13,buf_13,&F13);
}
//-----
/*
 * */
if (flag_sys){
    flag_sys=0;
    #if (SwTimerCount>0)
        SwTimerWork(TIM,SwTimerCount);
    #endif
}
if (GetStatusSwTimer(&TIM[0])){
    HAL_GPIO_TogglePin(GPIOD,GPIO_PIN_12);
}
if (GetStatusSwTimer(&TIM[1])){
    HAL_GPIO_TogglePin(GPIOD,GPIO_PIN_13);
}
TIM[2].On=HAL_GPIO_ReadPin(GPIOA,GPIO_PIN_0);
TIM[3].On=HAL_GPIO_ReadPin(GPIOA,GPIO_PIN_0);
HAL_GPIO_WritePin(GPIOD,GPIO_PIN_14,TIM[2].Out);
HAL_GPIO_WritePin(GPIOD,GPIO_PIN_15,TIM[3].Out);

/* USER CODE END WHILE */

/* USER CODE BEGIN 3 */

}
/* USER CODE END 3 */

}

/** System Clock Configuration
*/
void SystemClock_Config(void)
{

```

```

RCC_OscInitTypeDef RCC_OscInitStruct;
RCC_ClkInitTypeDef RCC_ClkInitStruct;

__PWR_CLK_ENABLE();

__HAL_PWR_VOLTAGESCALING_CONFIG(PWR_REGULATOR_VOLTAGE_SCALE1);

RCC_OscInitStruct.OscillatorType = RCC_OSCILLATORTYPE_HSE;
RCC_OscInitStruct.HSEState = RCC_HSE_ON;
RCC_OscInitStruct.PLL.PLLState = RCC_PLL_ON;
RCC_OscInitStruct.PLL.PLLSource = RCC_PLLSOURCE_HSE;
RCC_OscInitStruct.PLL.PLLM = 5;
RCC_OscInitStruct.PLL.PLLN = 210;
RCC_OscInitStruct.PLL.PLLP = RCC_PLLP_DIV2;
RCC_OscInitStruct.PLL.PLLQ = 4;
HAL_RCC_OscConfig(&RCC_OscInitStruct);

RCC_ClkInitStruct.ClockType = RCC_CLOCKTYPE_SYSCLK|RCC_CLOCKTYPE_PCLK1
                               |RCC_CLOCKTYPE_PCLK2;
RCC_ClkInitStruct.SYSCLKSource = RCC_SYSCLKSOURCE_PLLCLK;
RCC_ClkInitStruct.AHBCLKDivider = RCC_SYSCLK_DIV1;
RCC_ClkInitStruct.APB1CLKDivider = RCC_HCLK_DIV4;
RCC_ClkInitStruct.APB2CLKDivider = RCC_HCLK_DIV2;
HAL_RCC_ClockConfig(&RCC_ClkInitStruct, FLASH_LATENCY_5);

HAL_SYSTICK_Config(HAL_RCC_GetHCLKFreq()/1000);

HAL_SYSTICK_CLKSourceConfig(SYSTICK_CLKSOURCE_HCLK);
}

/* USER CODE BEGIN 4 */

/* USER CODE END 4 */

#ifdef USE_FULL_ASSERT

/**
 * @brief Reports the name of the source file and the source line number
 * where the assert_param error has occurred.
 * @param file: pointer to the source file name
 * @param line: assert_param error line source number
 * @retval None
 */
void assert_failed(uint8_t* file, uint32_t line)
{
    /* USER CODE BEGIN 6 */
    /* User can add his own implementation to report the file name and line
    number,
    ex: printf("Wrong parameters value: file %s on line %d\r\n", file, line)
    */
    /* USER CODE END 6 */
}

#endif

/**
 * @}

```