

## АГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

**Актуальність теми.** Розробка та впровадження в медичну практику систем автоматизованої діагностики стану серця є актуальною науково-технічною проблемою. Використання в лікарській практиці таких систем діагностики дозволяє позбавити лікарів від трудомісткої рутинної роботи пов'язаної з виміром та інтерпретацією кардіосигналів (КС). Побудова цих систем на базі сучасних ПЕОМ, дозволяє організувати швидкий автоматизований процес обробки даних, а також легко проводити апробацію нових методів аналізу кардіо-даних, шляхом зміни відповідного програмного забезпечення. Однією з основних задач автоматизованої діагностики, яка розглядається при побудові комплексів функціональної діагностики стану серця, є задача розробки алгоритмів та програмного забезпечення (ПЗ), для аналізу та обробки зареєстрованих кардіосигналів. В міру ефективності вибраного алгоритму машина може виступати як зручний помічник для лікаря-діагноста, або як консультант. В основі кожного алгоритму обробки покладено певну математичну модель. На даний час існують два підходи до будови моделей КС: детермінований та стохастичний. Переважна більшість, описаних в літературних джерелах алгоритмів базуються на детермінованому підході до моделей та методів обробки кардіосигналів. Однак використання детермінованих моделей сигналів серця не завжди є коректним, оскільки вони носять яскраво виражений стохастичний характер. Тому, в даній магістерській роботі будуть розглядатись алгоритми та методи статистичної обробки, що ґрунтуються на стохастичній моделі.

У напрямку створення автоматизованих діагностичних систем в наш час працює велика кількість зарубіжних та вітчизняних дослідників. Значний вклад в розвиток автоматизованих діагностичних систем стану серця внесли: Х. Піпбергер, Ц. Касерес, Л. Дрейфус, И. Пинскер, В. Шакин, М. Примин, Н. Амосов та багато-багато інших.

**Мета і завдання** - створити інформаційну систему (пакет комп'ютерних програм) для обробки та моделювання кардіосигналів на ЕОМ.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв'язати наступні завдання:

1. Проаналізувати існуючі методи обробки та моделювання кардіосигналів на ЕОМ;
2. Обґрунтувати методи попередньої обробки кардіосигналів та розробити програми, які реалізують алгоритми попередньої обробки електрокардіосигналів;
3. Розробити методи виділення діагностичних зон електрокардіосигналів та створити програми для їх реалізації;
4. Розробити програми статистичної обробки електрокардіосигналів виходячи з використаної в роботі їх математичної моделі;
5. Створити пакет комп'ютерних програм для проведення моделювання різних кардіосигналів;
6. Провести серію натурних та імітаційних експериментів по обробці та моделюванню широкого класу кардіосигналів.

*Об'єкт дослідження* – електрокардіосигнал.

*Предмет дослідження:* математична модель електрокардіосигналу, яка враховує його зонну часову структуру, методи визначення зонної часової структури та комп'ютерного імітаційного моделювання електрокардіосигналів.

*Методи дослідження:* теорія випадкових процесів та полів, методи математичної статистики, теорія статистичного оцінювання, методи імітаційного моделювання сигналів та систем.

### **Наукова новизна отриманих результатів**

1. Обґрунтовано та реалізовано цифровий фільтр для задачі усунення мережевої завади в автоматизованих електрокардіодіагностичних системах.

2. Розроблено новий метод вилучення тренду з електрокардіосигналу для систем автоматизованої кардіодіагностики.

### **Практичне значення отриманих результатів**

Розроблені методи та створений пакет комп'ютерних програм, що ґрунтуються на математичній моделі, призначені для визначення зонної часової структури електрокардіосигналу і можуть застосуватись як складова частина спеціалізованого програмного забезпечення автоматизованих комп'ютерних діагностичних систем стану серця, в клініках, з метою проведення функціональної діагностики та науково-експериментальних лабораторіях медичного та фізіологічного напрямку для проведення дослідницької роботи.

**Апробація.** Результати магістерської роботи доповідались на четвертій всеукраїнської студентської науково-технічної конференції ТНТУ імені Івана Пулюя, "Природничі та гуманітарні науки. Та на V Міжнародній науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій».

**Структура роботи.** Магістерська робота складається із вступу, восьми розділів, висновків, списку використаних джерел із 26 найменувань, містить рисунка, таблиць, додатків. Повний обсяг магістерської роботи складає сторінок, основний зміст викладено на сторінках.

### **ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ**

У **вступі** подано загальну характеристику роботи, актуальність роботи, мету і завдання роботи, об'єкт, предмет наукову новизну і практичну значимість отриманих результатів.

У **першому розділі** «Огляд літературних джерел, що присвячені системам автоматизованої діагностики стану серця» проведено огляд літературних джерел по тематиці магістерської роботи. Описано розвиток систем автоматизованої діагностики стану серцево-судинної системи. Описана типова структурна схема діагностичного комплексу серцево-судинної системи. Описано об'єкт дослідження, його структура та інших

кардіосигналів. Проаналізовані методи автоматизованого аналізу електрокардіограми. Враховуючи вище описане виникає необхідність в побудові нової математичної моделі, яка має володіти наступними характеристиками:

- Враховувати випадковий характер кардіосигналу;
- Відображати фазову структуру роботи ССС;
- Відображати біофізичні механізми генезису КС;
- Дозволяти проводити морфоаналіз;
- Дозволяти проводити аналіз ритму;
- Дозволяти проводити сумісну обробку синхронно зареєстрованих КС;
- Дозволяти проводити імітаційне моделювання різних КС.

У **другому розділі** «Математична модель сигналів серця» описано модель яка враховує перелічені характеристики і на базі, якої розроблені методи обробки КС, що приводяться в даній роботі. Описано поняття зонної часової структури реалізацій кардіосигналів. Описано математичні моделі тривалостей зон реалізацій кардіосигналів.

В цьому пункті розглянуто два підходи до математичного моделювання зонної структури реалізацій кардіосигналів – побудови моделей тривалостей зон. Пропонується як математичні моделі тривалостей зон реалізацій кардіосигналів використовувати вектор випадкових величин та вектор стаціонарних лінійних випадкових послідовностей.

**Вектор випадкових величин як математична модель тривалостей зон реалізацій кардіосигналів.** Послідовність тривалостей  $i$ -тих зон подамо

у вигляді сукупності випадкових величин  $\left\{ T_i(w), w \in \Omega_T, i = \overline{1, N} \right\}$ ,

реалізації  $\left\{ T_i(w_j), w_j \in \Omega_T, i = \overline{1, N}, j = \overline{1, M} \right\}$  яких виявляються в кожному  $j$ -му серцевому циклі; де  $M$  - кількість зареєстрованих серцевих циклів.

Таким чином, тривалості часових інтервалів, на яких визначена певна  $i$ -та

зона реалізації кардіосигналу в кожному серцевому циклі припускаються незалежними. Зонну структуру реалізацій кардіосигналів повністю можна задати множиною тривалостей зон та початком першої зони  $T_1^1(w_1)$  в першому серцевому циклі, тобто шляхом задання  $N$  вимірною випадкового вектора  $\Xi_T(w) = \left\{ T_i(w), i = \overline{1, N} \right\}$  та випадкової величини  $T_1^1(w_1)$ .

Зона реалізації кардіосигналу, що відповідає цілому серцевому циклу є найбільшою його зоною, тривалість якої рівна сумі тривалостей всіх зон, що входять у даний цикл серця

$$T(w) = \sum_{i=1}^N T_i(w). \quad (1)$$

На рисунку 2.1 умовно зображена зонна структура реалізацій кардіосигналу при реєстрації  $M$  серцевих циклів.

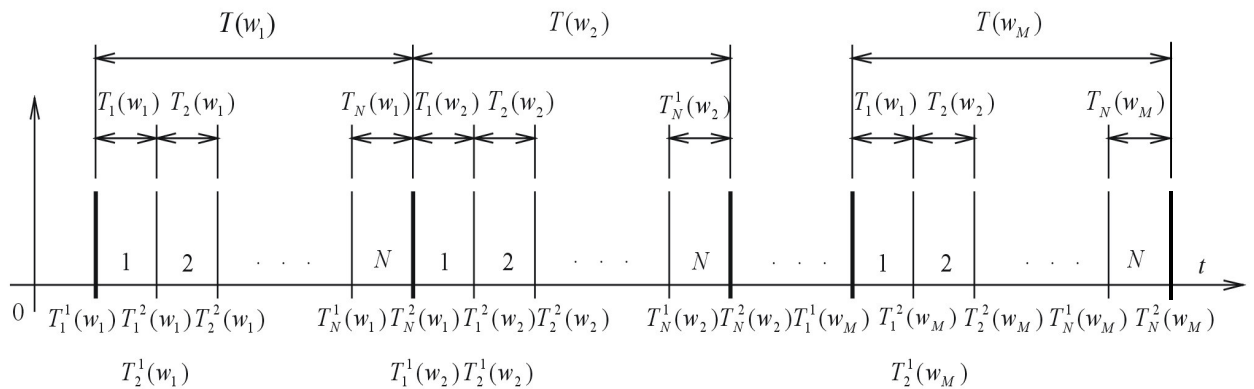


Рисунок -1. Зонна структура реалізацій кардіосигналів.

Областю визначення  $i$ -ї зони в  $j$ -му серцевому циклі буде випадковий півінтервал  $\Delta_i(w_j)$ , який визначається двома випадковими величинами – початком  $T_i^1(w_j)$  та кінцем  $T_i^2(w_j)$  даної зони

$$\Delta_i(w_j) = [T_i^1(w_j), T_i^2(w_j)], \quad i = \overline{1, N}, \quad j = \overline{1, M}. \quad (2)$$

Область визначення  $\Delta_{\Sigma}(w_j)$  найбільшої зони кардіосигналу, яка відповідає  $j$ -му серцевому циклу, рівна об'єднанню областей  $\Delta_i(w_j)$  дрібніших зон, що не перекриваються

$$\Delta_{\Sigma}(w_j) = \bigcup_{i=1}^N \Delta_i(w_j), \Delta_i(w_j) \cap \Delta_k(w_j) = \emptyset \quad i \neq k, \quad i, k = \overline{1, N}, \quad j = \overline{1, M}. \quad (3)$$

Тривалість  $i$ -тої зони в  $j$ -му серцевому циклі  $T_i(w_j)$  рівна різниці між кінцем та початком півінтервалу  $\Delta_i(w_j)$ :  $T_i(w_j) = T_i^2(w_j) - T_i^1(w_j)$ .

Момент часу, що відповідає початку  $i$ -ї зони реалізації кардіосигналу в  $j$ -му серцевому циклі, буде визначатися

$$T_i^1(w_j) = \sum_{k=1}^{j-1} T(w_k) + \sum_{k=1}^{i-1} T_k(w_j) + T_1^1(w_1), \quad i = \overline{1, N}, \quad j = \overline{1, M}. \quad (4)$$

Описано математична модель кардіосигналів у вигляді адитивної суміші лінійних випадкових процесів. Описано математична модель синхронно зареєстрованих кардіосигналів у вигляді вектора лінійних випадкових процесів. Описано математична модель просторово-часового кардіополя.

Таким чином запропоновані характеристика математичної моделі кардіосигналів наступні:

1. Лінійні періодичні випадкові процеси та поля є конструктивними моделями реальних кардіосигналів. Вони добре узгоджуються з механізмами, природою породження сигналів серця.

2. Використання запропонованих моделей дозволяє проводити обробку, діагностику, моделювання різних за своєю фізичною природою кардіосигналів та їх комбінацій з позицій єдиного теоретико-методологічного підходу.

3. Такі процеси повністю задають досліджуваний сигнал в ймовірнісному розумінні. Тобто, для таких випадкових процесів та полів можна задати вищі центральні та початкові моменти, багатовимірні характеристичні функції та функції розподілу ймовірностей.

4. Реалізації ЛПВП зручно моделювати засобами цифрової та аналогової техніки.

5. Використання ЛПВП дозволяє значно спростити аналіз лінійних перетворень кардіосигналів, що мають місце при їх обробці, так як вони зводяться до обчислення інтегральних перетворень не випадкових функцій, зберігаючи при цьому форму ймовірнісних характеристик досліджуваного процесу незмінною.

У **третьому розділі** «Методи обробки кардіосигналів» описано загальні підходи до методів обробки сигналів серця. Описана фільтрація завад кардіосигналів які виникають. Проведені основні розрахунки цифрових фільтрів.

Обґрунтовано використовувати розрахований фільтр Бесселя четвертого порядку для усунення частоти 50 Гц із КС. З метою перевірки роботи даного фільтра була розроблена програма на мові програмування Делфі (додаток 1), на базі якої реалізований програмний фільтр, що проводить фільтрацію за відомим алгоритмом. Приклади усунення частоти 50 Гц, розрахованими фільтрами, приведені на рисунках 3 та 4. Для апробації фільтрів через них був пропущений сигнал  $A(t) = \sin(\omega t)$ ,

де  $\omega$  - кутова частота, рівна  $\omega = 2\pi f$ ,  $f = 50$  Гц.

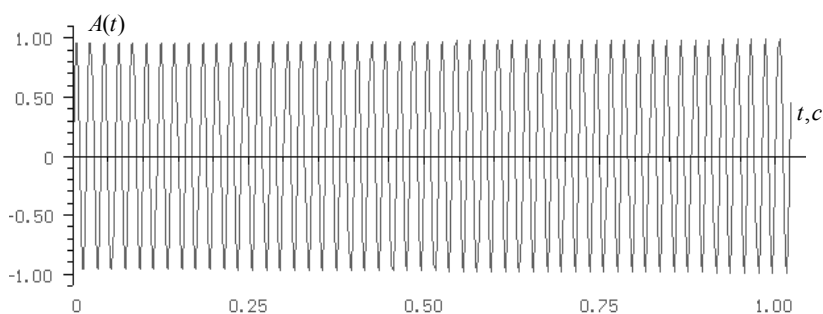


Рисунок - 3. Сигнал з частотою 50 Гц.

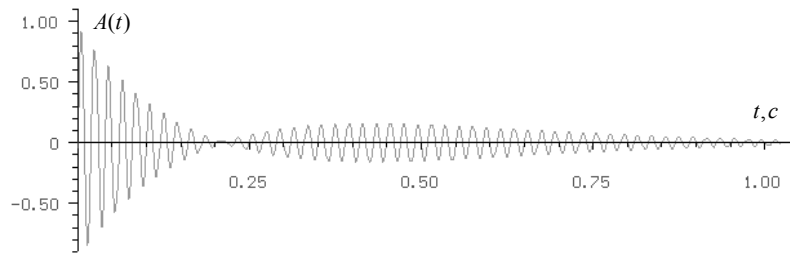


Рисунок - 4. Сигнал після фільтрації фільтром Бесселя.

Як видно з рисунка 4. на рівні  $t = 0,2$  с (50 Гц) відбувається подавлення потрібної частоти.

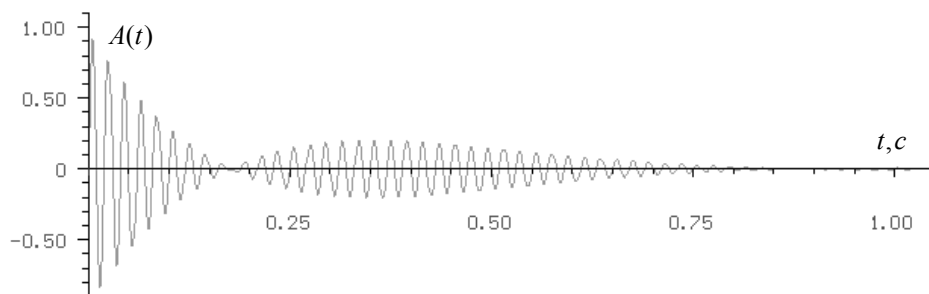


Рисунок - 5. Сигнал після фільтрації фільтром Баттерворта.

Для перевірки фільтрації кардіосигналу фільтром Баттерворта програма (додаток 1) була модернізована. Отримані результати фільтрації, що відбуваються за алгоритмом представлені на рисунку 5. Як видно з рисунка фільтрація частоти 50 Гц відбувається не точно (не на рівні 0,2 с). Отже розрахований фільтр Баттерворта непридатний для усунення частоти 50 Гц.

В даному розділі описано вилучення тренда з кардіосигналів відомим методом та новим розробленим.

Найбільш поширений спосіб вилучення тренда полягає в підгонці до вихідних даних многочлена невисокого порядку з допомогою метода найменших квадратів.

Нехай  $\{U_n\}$ ,  $n = 1, 2, \dots, N$  вихідний ряд кардіоданих наближається многочленом степені  $K$  :

$$\tilde{U}_n = \sum_{k=0}^K b_k n^k, \quad n = 1, 2, \dots, N, \quad (5)$$



де  $b_k$  - коефіцієнт розкладу.

В межах метода найменших квадратів підгонка відбувається шляхом мінімізації квадрата різниць вихідної послідовності  $\{U_n\}$ ,  $n=1,2,\dots,N$  й значень множини  $\{\tilde{U}_n\}$ .

$$Q = \sum_{n=1}^N (U_n - \tilde{U}_n)^2 = \sum_{n=1}^N \left[ U_n - \sum_{k=0}^K b_k n^k \right]^2. \quad (6)$$

Вихідна послідовність коефіцієнтів  $b_k$ ,  $k=0,1,\dots,K$  отримується шляхом прирівнювання нулю похідних функції (5) по змінним  $b_k$ . Це дає систему з  $K+1$  рівнянь

$$\sum_{k=0}^K b_k \sum_{n=1}^N n^{k+m} = \sum_{n=1}^N U_n n^m, \quad m=0,1,2,\dots,K. \quad (7)$$

Таким чином, задавши степінь многочлена  $K$  і, розв'язавши систему рівнянь (7) отримуємо коефіцієнти розкладу  $b_k$ . Далі, за формулою (6) обраховуємо тренд і вилучаємо його:

$$\hat{U}_n = U_n - \tilde{U}_n \quad (8)$$

де  $\hat{U}_n$  - кардіосигнал без тренда.

Задаючи порядок многочлена  $K$  можна вилучати тренди різної форми, але на практиці приймати  $K > 3$  не рекомендовано. Це пов'язано з трендами, які вносяться самим методом.

Розроблена програма вилучення тренда, що написана на мові програмування Паскаль (додаток 2) вилучає тренд за вище описаним методом. Приклади вилучення тренда різної форми зображені на рисунках 6-8.

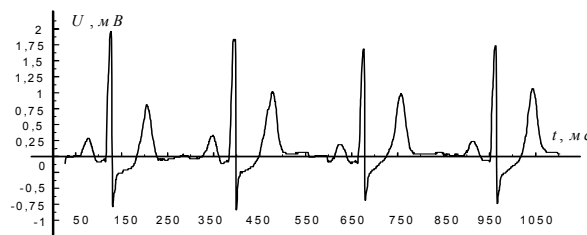


Рисунок - 6. ЕКГ, що не містить тренд.

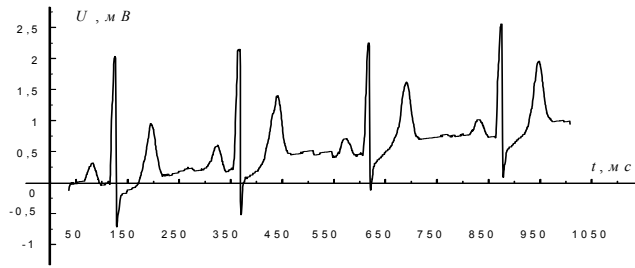


Рисунок - 7. ЕКГ, що містить лінійний тренд.

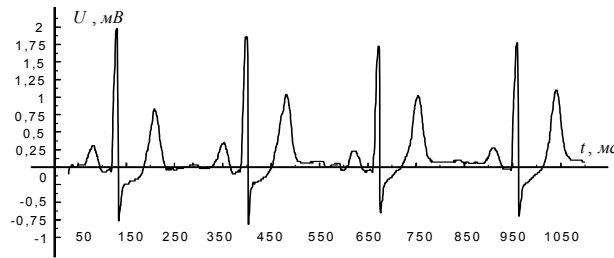


Рисунок - 8. ЕКГ після вилучення тренда.

В даному розділі також описано автоматизоване виділення діагностичних зон електрокардіограми. Описано і програмно реалізовано алгоритм виділення діагностичних зон електрокардіосигналу.

Структура алгоритму описана на рисунку 9.

### СТРУКТУРА АЛГОРИТМУ ВИДІЛЕННЯ ЗОН ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ

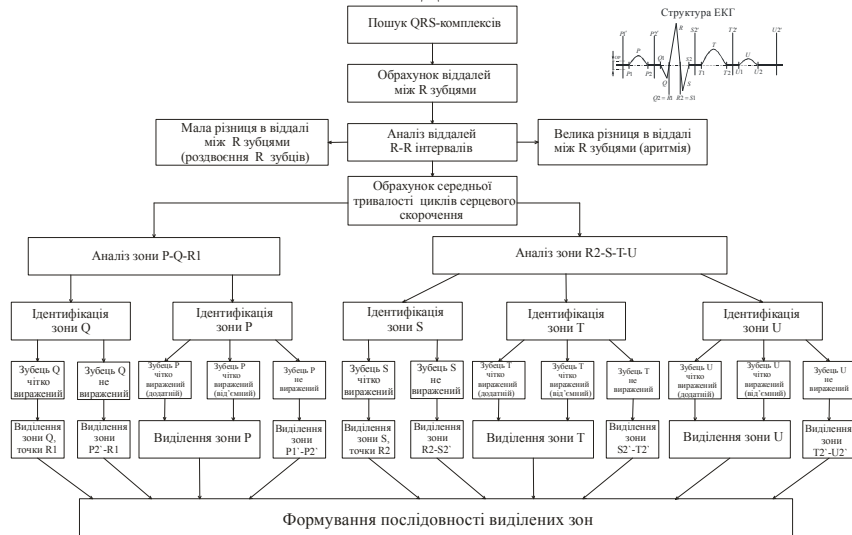


Рисунок – 9 Структура алгоритму виділення зон електрокардіосигналу.

В даному розділі описано діагностичні ознаки та методи статистичної обробки кардіосигналів при аналізі їх зонної часової структури на базі використаної математичної моделі. Проведено морфологічний аналіз електрокардіосигналу методами статистичної обробки кардіосигналів.

Отримані статистичні характеристики можуть використовуватися як діагностичні ознаки, проте їм властивий недолік – значна кількість відліків часу, що їх задають і що суттєво ускладнює їх використання при побудові навчаючих сукупностей в системах розпізнавання образів. Тому, як діагностичні ознаки можна використати коефіцієнти ортогональних розкладів в ряди по ортогональних поліномах Чебишева, Кравчука, Лагера, Шарльє та дискретних тригонометричних функцій отриманих статистичних оцінок.

У четвертому розділі «Моделювання кардіосигналів» описано моделювання сигналів серця.

Вихідними даними для моделювання реалізації кардіосигналу є: кількість серцевих циклів, які потрібно згенерувати, кількість зон з яких складається один цикл серцевого скорочення та математичні сподівання кожної зони, що описують форми зон.

Суть моделювання полягає у генеруванні послідовності  $M$  серцевих циклів по  $N$  зон реалізацій у кожному, за співвідношенням:

$$\hat{\xi}_i(\omega, k) = m_{i1} \left( k \cdot \frac{T_i}{T_i(\omega_j)} \right) + \zeta_i(\omega, k), \quad j = \overline{1, M}, \quad i = \overline{1, N}, \quad k = \overline{0, T_i(\omega_j)}, \quad (9)$$

де  $m_{i1}(k)$ ,  $k = \overline{0, T_i}$  - математичне сподівання процесу  $\bar{\xi}_i(\omega, k)$ ;  $\zeta_i(\omega, k)$  - лінійний стаціонарний випадковий процес з нульовим математичним сподіванням та кореляційною функцією процесу  $\bar{\xi}_i(\omega, k)$ . Моделювання стаціонарного лінійного випадкового процесу  $\zeta_i(\omega, k)$  здійснюється на основі виразу:

$$\zeta_i(\omega, k) = \sum_{n=-L}^k \varphi_i(k-n) \zeta(\omega, n), \quad k = \overline{0, T_i(\omega_j)}, \quad i = \overline{1, N}, \quad j = \overline{1, M}, \quad \omega \in \Omega, \quad (10)$$

де  $\{\varphi_i(k), \quad i = \overline{0, Z}, \quad j = \overline{-N, i}\}$  - множина відліків ядра лінійного процесу  $\zeta_i(\omega, k)$ , яке визначається на основі методу Юла-Уолкера по заданій кореляційній функції процесу  $\zeta_i(\omega, k)$ . Випадкова послідовність

$\{\zeta(\omega, j), j = \overline{-N, M}\}$  є дискретним стаціонарним білим шумом з нульовим математичним сподіванням та одиничною дисперсією.

Проведено серію експериментів по моделюванню КС на ЕОМ приклади змодельованих сигналів, різної фізичної природи зображені на рисунках 10-12.

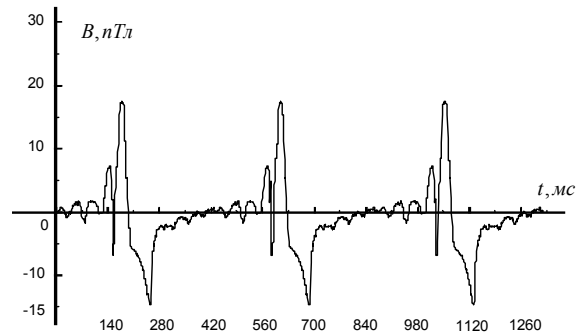


Рисунок - 10. Магнітокардіограма.

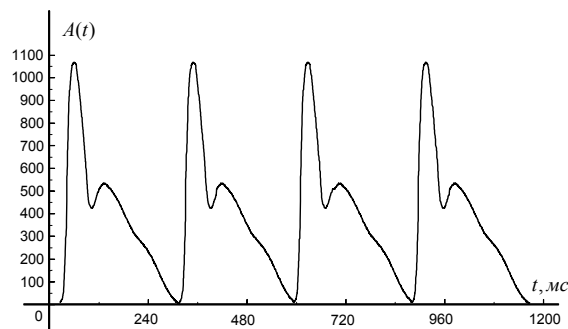


Рисунок - 11. Сфігмограма.

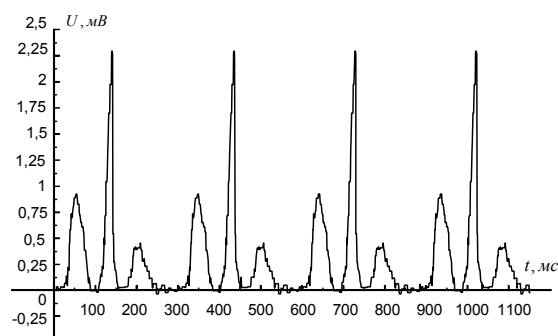


Рисунок - 12. ЕКГ при патології (синдром гемоденамічного перевантаження і гіпертрофії правого передсердя).

Описано метод імітаційного моделювання дискретних лінійних стаціонарних випадкових процесів. Описані похибки моделювання.

У п'ятому розділі «Обґрунтування економічної ефективності» описані всі необхідні економічні розрахунки. Описано організацію інформаційного

забезпечення та БД промислових підприємств. Розрахунок норм часу на виконання науково-дослідної роботи. Розрахунок витрат на проведення НДР. Розрахунок ціни НДР і економічна ефективність від використання програми.

У **шостому розділі** «Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях» описано вплив ЕОМ на стан здоров'я. Безпека експлуатації електронно-обчислювальних машин. Небезпека дії електричного струму. Зменшення віброакустичного випромінювання.

У **сьомому розділі** «Екологія» описано актуальність охорони навколишнього середовища. Електромагнітне випромінювання. Шум. Вплив комп'ютерної техніки на органи зору. Небезпечні норми експлуатації комп'ютерної мережі.

У **восьмому розділі** «Спеціальна частина» описана робота в середовищі Delphi.

#### **Висновки:**

1. В роботі приведені розрахунки цифрових режекторних фільтрів Баттерворта та Бесселя, які дозволяють подавляти частоти мережі (50 Гц). Проведений аналіз характеристик цих фільтрів, а також обґрунтований вибір фільтра Бесселя, який краще подавляє частоту мережі в порівнянні з фільтром Баттерворта. По результатам обрахунків реалізований програмний цифровий режекторний фільтр Бесселя четвертого порядку. Використання таких програмних цифрових фільтрів в комп'ютерних діагностичних систем дозволяє ефективно подавляти небажані частоти, а також організувати просте керування фільтром.

2. Поряд з використаним відомим методом вилучення тренда запропонований новий метод, який дозволяє проводити усунення тренда на ділянках циклів серцевого скорочення, що дозволяє усувати нелінійні тренди. Розроблені відповідні програми, які реалізують описані методи.

3. Враховуючи зонну структуру КС створений новий метод пошуку, ідентифікації та виділення діагностично важливих зон електрокардіосигналу.

Результати обробки багатьох ЕКС говорять про перспективність використання створеного методу.

4. Базуючись на використаній в роботі стохастичній моделі КС розроблена система програми для проведення статистичної обробки виділених зон електрокардіосигналів, яка дозволяє проводити морфоаналіз та аналізу зонної структури.

5. На основі використаної моделі були створені програми моделювання кардіосигналів широкого класу. Були проведені експерименти по моделюванню електрокардіосигналів в нормі та при різних видах патологій, а також КС іншої фізичної природи: магнітокардіограм, сфігмограм, апекскардіограм та інших.

6. Створений комплекс програм може бути використано для проведення комп'ютерних експериментів по моделюванню та обробці КС в науково-дослідних кардіологічних відділеннях. Певним чином модернізувавши створені програми можна побудувати діагностичний комплекс на базі ПЕОМ для проведення функціональної діагностики стану серця по запропонованій методиці обробки КС.

### **Бібліографічний опис**

1. *Литвиненко Т.* Програмна реалізація цифрового фільтру для задачі усунення мережевої завади в автоматизованих електрокардіодіагностичних системах / Литвиненко Я., Литвиненко Т. // Матеріали четвертої всеукраїнської студенської науково-технічної конференції ТНТУ імені Івана Пулюя, “Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання”. Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя Тернопіль, Т.1, 20-21 квітня 2016. Тернопіль, 2016. – С. 76-77.

2. *Литвиненко Т.* Метод вилучення тренду з електрокардіосигналу в системах автоматизованої кардіодіагностики / Литвиненко Я., Литвиненко Т. // Матеріали V Міжнародної науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Актуальні задачі сучасних технологій». Тернопільського

національного технічного університету імені Івана Пулюя Тернопіль, Т.2, 17-18 листопада 2016. Тернопіль, 2016. – С. 64.

**Анотації.**

**Литвиненко Т.А. Розробка інформаційної системи для опрацювання кардосигналів.**

Спеціальність 8.050101 «Інформаційні управляючі системи та технології». Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, м.Тернопіль, 2016.

Дана магістерська робота, присвячена методам обробки електрокардіосигналів, зокрема, електрокардіограм, що базується на статистичному підході до діагностики стану серцево-судинної системи засобами ЕОМ. Для попередніх методів обробки розраховано та обґрунтовано цифровий фільтр для усунення мережевої завади (50 Гц). Запропоновано новий метод вилучення тренду з електрокардіосигналу. Враховуючи зонну структуру кардіосигналів запропоновано метод виділення діагностично важливих зон електрокардіограм. В роботі представлені алгоритми та методи моделювання кардіосигналів, які реалізовані на основі використаної стохастичної моделі.

На базі описаних методів та алгоритмів кардіосигналів створено систему комп'ютерних програм для аналізу зареєстрованих електрокардіосигналів та проведення комп'ютерних експериментів по моделюванню кардіосигналів широкого класу: електричної, магнітної та акустичної природи.

Описані методи та програми можна використати як складові частини діагностичного комплексу для проведення комп'ютерних експериментів по моделюванню та обробці КС в науково-дослідних кардіологічних відділеннях. Певним чином модернізувавши створені програми можна побудувати діагностичний комплекс на базі ПЕОМ для проведення функціональної діагностики стану серця по запропонованій методиці обробки КС.

*Ключові слова:* автоматизована діагностика, кардіосигнал, статистична обробка, моделювання кардіосигналів.

**Annotations.**

**Lytvynenko T.A. Development of an information system for processing cardio signals.**

Specialty 8.050101 “Information management systems and technologies”  
Ternopil Ivan Puluj National Technical University. Ternopil, 2016.

This Master’s thesis deals with the methods of processing electro-cardio signals; in particular, the method of electrocardiograms that is based on the statistics approach to the diagnostics of the cardiovascular system by the means of a computer. For the primary methods of processing, the digital filter for eliminating network disturbance (50 Hz) has been calculated and justified.

A new method of extracting the trend from an electro-cardio signal was introduced. Considering the zone structure of cardio signals a method of determining diagnostically important zones of electro-cardio signals was introduced. The thesis contains algorithms and methods on modeling cardio signals that were made possible based on the applied stochastic model.

Based on the described model and algorithms of cardio signals a system of computer programs was developed for the analysis of registered electro-cardio signals and conducting computer experiments on modeling cardio signals of different classes: electric, magnetic and acoustic nature.

Described methods and programs can be used as components of a diagnostic complex for conducting computer experiments on modeling and processing cardio-signals in cardiology research departments. In a way, by modernizing previously developed programs, it is possible to construct a diagnostic complex with the means of a computer for conducting functional diagnostics of the heart condition according to the described method of cardio signal processing.

Key Words: automated diagnostics, cardio signal, statistical analysis, modeling of cardio signals.