

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

Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(повна назва факультету)

Біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

на здобуття освітнього ступеня

магістр

(назва освітнього ступеня)

на тему: Синфазний аналіз ритміки серця
у системах Голтерівського моніторингу

Виконав(ла): студент(ка) 6 курсу, групи РБмз-61
спеціальності 163 Біомедична інженерія

(шифр і назва спеціальності)

(підпис)

Олійник Д.А.

(прізвище та ініціали)

Керівник

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

(підпис)

Дедів Л.Є.

(прізвище та ініціали)

Завідувач кафедри

(підпис)

Яворська Є.Б.

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

Хвостівська Л.В.

(прізвище та ініціали)

Тернопіль
2023

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

Факультет Прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра Біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« 4 »

2023 р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Олійник Дарині Андріївні
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Синфазний аналіз ритміки серця
у системах Голтерівського моніторингу

Керівник роботи Яворська Євгенія Богданівна, к.т.н., доц.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від «20» листопада 2023 року № 4/7-1063

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи Вимоги замовника, технічні умови, технічне завдання

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

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

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

РЕФЕРАТ/ABSTRACT

Тема кваліфікаційної роботи: «Синфазний аналіз ритміки серця у системах Голтерівського моніторингу» // Кваліфікаційна робота // Олійник Дарина Андріївна // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБмз-61 // Тернопіль, 2023 // с. – 44 , рис. – 6, табл. – , додат. – 3, бібліогр. – 25.

Ключові слова: ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА, ВАРІАБЕЛЬНІСТЬ РИТМІКИ СЕРЦЯ, RR– ІНТЕРВАЛИ, МОНІТОРИНГ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ЛЮДИНИ

У випускній кваліфікаційній роботі висвітлено та досліджено питання застосування синфазного методу аналізу ритміки серця у системах Голтерівського моніторингу. Удосконалено алгоритмічно-програмне забезпечення для систем шляхом удосконалення методів і засобів опрацювання варіабельного ритмокардіосигналу.

Keywords: INFORMATION SYSTEM, HEART RHYTHM VARIABILITY, RR INTERVALS, MONITORING OF HUMAN FUNCTIONAL STATE

In the master's qualification work, the question of the application of the in-phase method of heart rhythm analysis in Holter monitoring systems was investigated. The algorithmic software for the systems has been improved by improving the methods and means of processing the variable rhythmic cardiological signal.

ЗМІСТ

ВСТУП	6
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА	8
1.1. Фізіологічне значення варіабельної серцевої ритміки	8
1.2. Основні показники, що характеризують ВСР	10
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА	16
2.1 Параметричний синтез	16
2.2 Методи аналізу характеристик варіабельного ритмічного сигналу	17
2.3.Висновки до розділу 2	22
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА	23
3.1. Реалізація СМА	23
3.2 Обчислювальна складність СМА	23
3.3 Програмна реалізація (MatLab)	30
3.4 Висновок до розділу 3	30
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ	31
4.1 Охорона праці	31
4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях	33
4.3 Висновки до розділу 4	35
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	36
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	37
ДОДАТКИ	40

ВСТУП

Актуальність теми. Насправді нерідко виникають проблеми під час роботи з об'єктами, які є складними системами. Особливої значущості набуває синхронна діяльність з безліччю однотипних предметів, кожен із яких вважається складною системою. Прикладами складних об'єктів є біологічні об'єкти. Особливу роль представляє прогнозування станів, у яких подальше нормальне функціонування об'єкта неможливе. Стани, що виникають при порушенні діяльності однієї з підсистем і які унеможливають діяльність складної системи в цілому, вважаються критичними. Критичні стани утворюються в біологічних об'єктах при порушеннях діяльності однієї з підсистем (мозкового кровообігу, дихання, травлення та ін.). Своєчасне прогнозування небезпечних станів для кожного з безлічі однотипних об'єктів проводиться внаслідок моніторингу, який передбачає спеціально організоване, систематичне спостереження за станом підсистем кожного об'єкта з метою їх оцінки, контролю та прогнозу.

Актуальним є моніторинг можливості виникнення небезпечних для життя захворювань на стадіях, коли можливе ефективне здійснення профілактичних заходів. Найнебезпечнішим життя людини вважається виникнення гострого порушення кровообігу. Імовірність виникнення захворювання можна визначити на підставі моніторингу здоров'я людини.

Тому, підвищення ефективності роботи апаратно-програмних частин систем голтерівського моніторингу шляхом удосконалення методів та засобів обробки інформації є актуальною та важливою науковою задачею.

Мета і задачі дослідження. *Метою дослідження* є удосконалення методів автоматизованого опрацювання варіабельного ритмічного кардіосигналу для визначення нових інформативних ознак сигналу у системах кардіодіагностики.

Щоб досягнути мети, потрібно вирішити наступне:

1. Провести аналіз відомих методів.

2. Розробити алгоритмічно-програмне забезпечення для аналізу ЕКГ-сигналу для діагностування змін у ССС.

3. Провести імітаційне моделювання для реалізації запропонованого алгоритму

Об'єкт дослідження: автоматизована система моніторингу функціонального стану людини.

Предмет дослідження: методи та засоби моніторингу функціонального стану людини.

Методи дослідження теоретичні основи діагностики стану ССС, ЕТСС, ППП Матлаб.

Наукова новизна отриманих результатів. Теоретичне та експериментальне визначення ефективних методів аналізу у Голтерсистемах кардіодіагностики.

Апробація результатів дослідження. Представлені в роботі результати апробовано на конференції. [25, 26]

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1. Фізіологічне значення варіабельної серцевої ритміки

Хвороби серця в останні десятиліття вийшли в перший план. Наука далеко не стоїть на місці, з кожним роком з'являються нові методи діагностики та лікування, що можуть допомогти боротися з хворобами різної етіології. Кардіологія завжди була однією з найбільш значних медичних наук. Проходить безперервна «боротьба» із хворобами серця. На зміну вже давно поширених способів діагностики та лікування приходять нові. Ефективним прикладом може бути дослідження мікроальтернацій ЕКГ, який дає можливість передбачати початок серцево-судинної патології. Встановлено, що серце вважається свого роду самостійною системою з ділянками, де внаслідок дії нервових імпульсів відбувається його скорочення. Тим не менше значний вплив на серце має симпатична та парасимпатична нервова система, яка може спричинити перебої в роботі серця. Відомим способом оцінки зв'язку серця та нервової системи є оцінювання варіабельності ритмічних процесів, які при цьому виникають.

Явище мінливості інтервалів між серцевими циклами зветься варіабельністю серцевої ритміки (BCP). Показники, що характеризують варіабельність, визначаються при вимірі інтервалів між R-піками QRS-комплексів на запису електрокардіограми впродовж п'яти хвилин чи моніторингу ЕКГ по Голтеру протягом 24 годин. З зафіксованих кардіоінтервалів будуються динамічні ряди, які аналізуються різними математичними методами [3,10].

Як відомо, що серцевий ритм - одна із головних властивостей, що відображають функціональний стан організму та його реакцію на вплив зовнішньої чи зсередини [1, 11]. Його регуляція здійснюється кількома системами. Для опису складної взаємодії цих систем використовується двоконтурна модель [12,13].

Перший контур - автономний, або контур парасимпатичної регуляції, який представлений синусовим вузлом, блукаючими нервами та їх ядрами в довгастому мозку. Для регуляції компонентами цього контуру у стані спокою характерна дихальна аритмія, що максимально виражена, коли людина спить. Вона являє собою збільшення частоти скорочень серця на вдиху та її зменшення на видиху та пов'язана зі зміною тонузу блукаючого нерва. При навантаженні підвищується активність симпатoadреналової системи та зростає вплив другого контуру – центрального. Це складна система, яка має багато рівнів. Вона складається кори великих півкуль головного мозку, гіпоталамо-гіпофізарної системи, підкіркових центрів довгастого та спинного мозку. Під дією цього контуру дихальний компонент аритмії слабшає, стає вираженим недихальний компонент. Центральний контур напряму пов'язаний з автономним за допомогою гуморальних та нервових (переважно симпатичних) впливів. Зворотній зв'язок здійснюється завдяки аферентній імпульсації з барорецепторів серця та судин, а також хеморецепторів та великих рецепторних зон різних органів та тканин [1, 14, 15, 19, 21, 22].

Цінність аналізу ВСР у тому, що дозволяє оцінити активність регуляційних ланок ритміки серця та їх взаємодія. Зокрема, показники, що визначаються при аналізі, дають інформацію про симпатичну та парасимпатичну активність регуляторних систем. Результати проведених досліджень свідчать про наявність зв'язку між активністю ВНС та смертністю від серцевих захворювань [15], у зв'язку з чим метод аналізу ВСР викликає особливий інтерес як інструмент, який надає об'єктивну, кількісну оцінку вегетативної активності.

Таким чином, метод ВСР можна описати такими положеннями:

- ґрунтується на реєстрації та аналізі динамічного ряду послідовних RR-інтервалів;
- характеризує реакцію адаптації організму у відповідь на зовнішнє та внутрішнє подразнення;
- дозволяє оцінити стан нейрогуморальних механізмів, що регулюють гомеостаз;

- відображає процеси взаємодії автономного та центрального контурів при вегетативній регуляції серцевої ритміки.

1.2. Основні показники, що характеризують ВСР [1]

Серед математичних методів, за допомогою яких відбувається аналіз динамічних рядів кардіоінтервалів, виділяють дві основні групи: оцінювання загальної ВСР (часовий аналіз) та дослідження періодичних складових варіабельності (спектральний або частотний аналіз).

1.2.1. Часовий аналіз ВСР (Time Domain Methods)

У методах часового аналізу ВСР в якості даних, призначених для обробки, використовуються значення миттєвої ЧСС або значення інтервалів RR за певний проміжок часу (як стандарт прийнято оцінювати ВСР протягом п'яти хвилин або доба). Оцінюють RR-інтервали між комплексами, що відображають хвилі деполяризації, які виходять лише з синусового вузла, тому такі інтервали називають NN-інтервалами ("нормальний до нормального") [10].

На підставі цих даних можуть бути обчислені як найпростіші показники - середня ЧСС, середній NN-інтервал, різниця між мінімальним та максимальним NN-інтервалом та інші, так і складніші, які будуть докладно описані нижче. Для отримання таких даних використовуються статистичний та геометричний методи. Важливо відзначити, що порівняння тих чи інших параметрів ВСР має проводитися на записах електрокардіограми однакової тривалості, оскільки збільшення часу запису призводить до підвищення значень показників варіабельності.

1.2.2. Статистичні методи часової області

Послідовні NN-інтервали характеризуються показниками SDNN, SDANN, SDNN-ind, за їх допомогою можна оцінити загальну ВСР. Так, низькі значення SDNN є тривожною ознакою та свідчать про відсутність циркадних змін ритму, високі – частіше трактуються як нормальні, проте SDNN може підвищуватись

пр фібриляції передсердь. Тим не менш, серед пацієнтів із серцевими захворюваннями $SDNN > 100$ мсек асоціювалося з помітно нижчим ризиком смертельного наслідку. Наприклад, у британському дослідженні серед пацієнтів із хронічною серцевою недостатністю (XCH) річна смертність склала 5,5% для $SDNN > 100$ мс проти 51,4% для пацієнтів із $SDNN < 50$ мсек [16].

Показник $rMSSD$ служить оцінки високочастотних компонент варіабельності. Великий вплив на цей показник має парасимпатична нервова система у стані активності. Низькі значення $rMSSD$ свідчать, що ритм протягом запису майже не змінюється ("вкопаний ритм" при вегетативної денервації серця чи ритмі, нав'язаному кардіостимулятором). Навпаки, при вираженій синусовій аритмії цей показник підвищуватиметься [17].

$rNN50$ відображає частку NN-інтервалів, що відрізняються більш ніж на п'ятдесят мсек, він інформативний при раптових паузах або прискореннях ритму [17].

1.2.3. Геометричні методи часової області

Геометричні методи базуються на можливості представлення показників варіабельності графічно (графіки, геометричні фігури тощо). Переважно використовується геометричний аналіз при записі ЕКГ протягом 24 годин, оскільки для побудови графічної моделі потрібна прийнятна кількість інтервалів NN, яку важко отримати при п'ятихвилинному записі [10]. Переваги геометричних методів полягають у їхній наочності та меншій (на відміну від інших методів) чутливості до артефактів запису ЕКГ, що нерідко виникають у ході проведення дослідження [18]. До недоліків можна віднести описовий характер оцінки ВСР та необхідність великої кількості NN-інтервалів для застосування цих методів (у зв'язку з чим вони не використовуються на п'ятихвилинних записах ЕКГ).

Геометричний аналіз ВСР здійснюється з використанням однієї з наступних методик:

- 1) вимірювання числових параметрів власне геометричної моделі та переведення їх у ВСР-вимір;

2) математичне перетворення геометричної моделі (апроксимація отриманої гістограми трикутником або диференціальної – експоненційною кривою) та подальша інтерпретація коефіцієнтів, що описують дану математичну модель;

3) опис властивостей безпосередньо самої геометричної моделі ритму серця (наприклад, її форма – трикутна, лінійна, еліптична тощо).

Найчастіше з допомогою геометричних методів вибудовують інтервальну чи диференціальну гістограму серцевого ритму з її аналізом [10,17].

При побудові інтервальної гістограми однакові RR інтервали поєднуються в окремі розряди ("полігони"). Отримані дані подаються у графічному вигляді. Гістограми з одним основним піком зветься моноmodalною (одновершинною), з двома піками - біmodalною (двовершинною), а також виділяють поліmodalну гістограму (багатовершинну). Полігон із максимальним накопиченням RR-інтервалів відповідає моді, а також середній ЧСС – при синусовому ритмі.

З такого графіка легко отримати показники мінімального та максимального RR інтервалу, а також ΔX , що відповідає ширині гістограми. В Англії було запропоновано метод оцінки подібних гістограм за допомогою триангулярної інтерполяції з визначенням триангулярного індексу [19]. Перший показник (Triangular Interpolation of NN-intervals, TINN) є шириною основи розподілу (основа трикутника, який отримано апроксимуючи розподіл NN-інтервалів методом найменших квадратів. Другий показник - триангулярний індекс (Triangular Index, TI) - це відношення загальної кількості NN інтервалів до кількості інтервалів з тривалістю, що найчастіше зустрічається (амплітуда моди). Обидва ці виміри характеризують загальну варіабельність серцевого ритму, виміряну при ХМ ЕКГ, і більше залежить від низькочастотних складових, ніж високочастотних.

Другий тип гістограми – диференціальна, гістограма відмінностей. Її побудова ґрунтується на визначенні різниці між кожною парою RR інтервалів: значення наступного інтервалу віднімається від попереднього. В результаті цієї дії може вийти один із трьох варіантів:

1) різниця між інтервалами дорівнює нулю, і тоді цей вимір відкладається у нульовому полігоні гістограми;

2) якщо наступний інтервал більший за попередній, то їх різниця відкладається в полігонах з позитивними значеннями (праворуч від нульового значення);

3) якщо різниця між наступним та попереднім RR інтервалом має негативне значення – вимір відкладається зліва від нуля.

Таким чином, кожен RR інтервал порівнюється з попереднім і наступним, і обидва ці порівняння відкладаються на диференціальній гістограмі. Кількісно такий графік оцінюється за шириною його основи (розкиду диференціальної гістограми). Найбільш інформативна ця методика в оцінці внутрішньої структури ритму серця. У нормі диференціальна гістограма мономодальна, тобто. має одну вершину, та симетрична. Відхилення від цих характеристик говорять про порушення рівноваги відділів ВНС. Зміщення значень праворуч говорить про переважання парасимпатичних, гальмівних впливів (зупинки ритму, брадикардії), зміщення вліво – ознака підвищення активності симпатичної системи (тахікардія). При синоатріальній блокаді графік має характерну трипікову форму ("форма метелика"), пік зліва пов'язаний з поступовим почастищенням ритму перед паузами, які формують третій пік - праворуч [17].

Оскільки статистичні показники ВСР мають високий рівень кореляції між собою, для застосування у клінічній практиці рекомендується використовувати насамперед такі чотири показника [10]:

- SDNN
- HRV triangular index (відображають сумарну ВСР)
- SDANN (відбиває довгохвильові складові ВСР)
- RMSSD (відображає короткохвильові складові).

1.2.4. Спектральний аналіз ВСР (частотний аналіз, Frequency domain methods)

Методи спектрального аналізу ВСР за допомогою швидкого перетворення Фур'є або авторегресійного аналізу поділяють масив RR-інтервалів на спектри різної щільності в залежності від частоти коливань. Дослідник отримує кількісні характеристики компонентів серцевого ритму та графічне уявлення їх співвідношення. За цими даними можна оцінити активність різних ланок системи, що регулює ритм серця. [14, 17]

Відповідно до рекомендацій робочої групи Європейського Кардіологічного Товариства та Північно-Американського товариства стимуляції та електрофізіології [10], у спектральному аналізі за частотою коливань виділяють такі компоненти серцевого ритму:

1) ультранизкочастотний компонент ритму (УНЧ, ultra-low frequency power, або ULF), мсек^2 - фіксує величину серцевого ритму на частотах від одного разу на п'ять хвилин до одного разу на добу, у зв'язку з чим його визначення не має сенсу при короткому записі ЕКГ. Його фізіологічне значення залишається предметом дискусій. Коливання у цьому діапазоні мають бути співвіднесені з певним фізіологічним процесом в організмі людини, але цей процес не визначений та його наявність ставиться під сумнів;

2) наднизькочастотна потужність (ННЧ, very low frequency power, або VLF), мсек^2 - фіксує величину коливань на частотах від кожних 25 секунд до п'яти хвилин (від 0,003 до 0,04 Гц);

3) низькочастотна потужність (НЧ, Low-frequency power, або LF), мсек^2 - фіксує величину коливань ЧСС в діапазоні від трьох до дев'яти циклів за хвилину (від 0.04 - 0.15 Гц);

4) високочастотна потужність (ВЧ), мсек^2 - фіксує коливання ритміки серця в діапазоні від 9 до 24 циклів за хвилину, що є діапазоном типових частот дихання для дорослих (від 0.15 - 0.40 Гц).

Основні показники спектрального аналізу, на які орієнтуються клініцисти – високочастотний та низькочастотний компоненти. Високочастотний компонент спектра відображає активність парасимпатичного відділу нервової системи та пов'язаний з дихальною аритмією. Низькочастотний компонент характеризує як симпатичну, і парасимпатичну активність. Важливо оцінити

співвідношення цих компонентів – співвідношення НЧ/ВЧ. Часто його називають «симпатовігальним» балансом, проте цей термін не є коректним, оскільки коливання нижчої частоти можуть бути пов'язані як з симпатичною, так і з парасимпатичною активністю. Співвідношення НЧ/ВЧ має високу інформативність при виконанні проб та навантажень, наприклад, ортостатичної проби [20,21].

5) нормалізована НЧ потужність (НЧ норм., Normalized LF power, або NLF), % - відображає частку ВСР, що припадає на низькочастотну потужність. Аналогічно може бути розрахована нормалізована ВЧ-потужність (ВЧ норм., Normalized HF power, або NHF) (ВА) Подання НЧ та ВЧ компонентів у нормалізованих одиницях знижує вплив на них змін загальної потужності.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

Застосовано засоби енергетичної теорії СС при аналізі варіабельного РКС з передбачуваною достовірністю результатів [1, 15, 19, 20, 21, 22, 23].

2.1 Параметричний синтез

Будь яку функцію $f(t)$, для якої існує середнє по всій осі $M_t\{f(t)\}$ можливо поділити на ділянки $[(k-1/2)T, (k+1/2)T]$, на кожній провести її усереднення, обчислити середнє значення її, яке буде дорівнювати середньому по всій осі. Коли $kT + s = t$, $s \in [(k-1/2)T, (k+1/2)T]$, то

$$\begin{aligned} M_t\{f(t)\} &= \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \int_{(k-1/2)T}^{(k+1/2)T} f(t) dt = \\ &= \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \int_0^T f(t+kT) dt = M_k \left\{ \frac{1}{T} \int_0^T f(t+kT) dt \right\} \end{aligned} \quad (2.1)$$

Поскільки існує середнє, то ряд буде збіжний для $t \in [0, T)$.

Для випадкового процесу π при застосування (2.1) отримано:

$$M_t \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t)} \right\} = B(u) \quad (2.2)$$

із ймовірністю 1, при $f(t) = \overset{\circ}{\xi}(t+u) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t)}$:

$$M_t \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t)} \right\} = \frac{1}{T} \int_0^T M_k \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t+u+kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t+kT)} \right\} dt \quad (2.3)$$

Оскільки маємо ПКВП, то його середня коваріація:

$$B(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(t, u) dt \quad (2.4)$$

$$\frac{1}{T} \int_0^T \left[b(t, u) - M_k \left\{ \overset{\circ}{\xi}(t + u + kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t + kT)} \right\} \right] dt = 0 \quad (2.5)$$

Очевидним є те, що:

$$b(t, u) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N + 1} \sum_{k=-N}^N \overset{\circ}{\xi}(t + u + kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}(t + kT)} \quad (2.6)$$

Якщо у (3.1) замінити $f(t) = \xi(t)$, то для варіабельної ритмічної послідовності при періодичному матсподіванні та враховуючи $m = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) dt$

маємо:

$$\frac{1}{T} \int_0^T \left[m(t) - \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N + 1} \sum_{k=-N}^N \overset{\circ}{\xi}(t + kT) \right] dt = 0, \quad (2.7)$$

отже:

$$m(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N + 1} \sum_{k=-N}^N \overset{\circ}{\xi}(t + kT), \quad t \in [0, T) \quad (2.8)$$

З (2.6) і (2.9) зауважено, що ритмічний кардіосигнал буде складатись із послідовностей синфазних значень на $\{t + kT, k \in Z\}$, $t \in [0, T)$, на кожному утвориться стаціонарна, стаціонарно-зв'язана випадкова послідовність.

2.2 Методи аналізу характеристик варіабельного ритмічного сигналу

Засобами енергетичної теорії виділено два підходи щодо оцінки імовірнісних характеристик варіабельного ритмічного сигналу — синфазний (СМА) та компонентний [1, 15, 19, 20, 21, 22, 23].

В основі СМА є утворення стаціонарної випадкової послідовності $\{\xi(t_0), t_0 \in [0, T)\}$ значень варіабельного ритмічного сигналу при різних початкових фазах $t_0 \in [0, T)$.

$$\hat{m}^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT), \quad (2.9)$$

$$\hat{b}^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_0 + kT) \overline{\xi(t_0 + u + kT)} \quad (2.10)$$

В іншому випадку характеристики сигналу розглядаються як періодичні часові функції. Їх можна розкласти використовуючи ряди Фур'є:

$$\hat{m}(t) = \sum_{k \in Z} \hat{m}_k e^{i k \frac{2\pi}{T} t} \quad (2.11)$$

$$\hat{b}(t, u) = \sum_{k \in Z} \hat{B}_k(u) e^{i k \frac{2\pi}{T} t}, \quad (2.12)$$

Де,

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T m(t) e^{-i k \frac{2\pi}{T} t} dt \quad (2.13)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(t, u) e^{-i k \frac{2\pi}{T} t} dt, \quad (2.14)$$

Отже статистиками будуть:

$$m_k = \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt \quad (2.15)$$

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t+u) \xi(t) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt \quad (2.16)$$

2.2.1. Синфазний метод.

Усереднення виконано на фіксованому відрізку $T = k\Delta$, де T — період корельованості, Δ — інтервал дискретизації [1, 15, 19, 20, 21, 22, 23]. Таким чином:

$$\hat{m}(t) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t + nT) \quad (2.17)$$

$$\hat{b}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi(t + u + nT) \overline{\xi(t + nT)} \quad (2.18)$$

де $t = j\Delta$.

Матсподівання:

$$M_t \left\{ \hat{m}(t) \right\} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t + kT) = \hat{m}(t).$$

Дисперсія:

$$D_m^{\hat{m}}(t) = M[m(t) - M_t\{m(t)\}] = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N}\right) b(t, kT). \quad (2.19)$$

Параметрична коваріація $\hat{b}(t, u)$:

$$\hat{b}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+kT) \xi(t+u+kT) - m(t)m(t+u). \quad (2.20)$$

Дисперсію оцінок обчислимо за виразом:

$$D_{\hat{b}}(t, u) = \frac{1}{N^2} \sum_{j,k=0}^{N-1} E \xi(t+kT) \xi(t+u+kT) \cdot \xi(t+jT) \times \xi(t+u+jT) - b^2(t, u)[2m(t)m(t+u) + 1] - m^2(t)m^2(t+u) \quad (2.21)$$

При невідомому матсподіванні, а потрібно попередньо знайти його оцінку, то:

$$b(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t+kT) - m(t+kT)][\xi(t+u+kT) - m(t+u+kT)]; \quad (2.22)$$

$$b(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t+kT) \xi(t+u+kT) - m(t)m(t+u) \quad (2.23)$$

Звідси:

$$M_t \left\{ \hat{b}(t, u) \right\} = \hat{b}(t, u) - \frac{1}{N} \hat{b}(t, u) - \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} b(t, u+kT) + \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) b(t, u+kT).$$

Оцінка параметричної коваріації:

$$b(t,u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi(t+kT)\xi(t+u+kT) - m(t+kT)m(t+u+kT)]. \quad (2.24)$$

Оцінювання кореляційних компонентів:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b(t,u) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt. \quad (2.25)$$

2.2.2. Компонентний метод [15,17,18].

У роботах [1, 15, 19, 20, 21, 22, 23] оцінки матсподівання та параметричної коваріації варіабельного ритмічного сигналу, обчислено шляхом когерентного усереднення відліків, використано тільки одне значення процесу на періоді. Отже,

$$\hat{m}(t) = \sum_{k=-N_1}^{N_1} \hat{m}_k e^{\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right)}, \quad (2.26)$$

$$b(t,u) = \sum_{k=-N_2}^{N_2} \hat{B}_k(u) e^{\left(ik \frac{2\pi}{T} t\right)}, \quad (2.27)$$

На основі інтегрування отримано:

$$\hat{m}_k = \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt, \quad (2.28)$$

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \xi(t+u) \xi(t) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T} t\right)} dt, \quad (2.29)$$

що є інформативніше.

Для матсподівання з врахуванням попередніх виразів:

$$M_t\{m(t)\} = \sum_{k=-N_1}^{N_1} e^{ik\frac{2\pi}{T}t} \sum_{n=-N_1}^{N_1} \hat{m}_k \varphi\left[(k-n)\frac{\pi}{T}\right] e^{\left[i(k-n)\frac{\pi}{T}t\right]}, \quad (2.30)$$

де $\varphi(\omega) = \sin(\omega T)/(\omega T)$.

Для $T = k\Delta$ середня дисперсія:

$$D_m^T = \frac{1}{N} \left[k_0(0) + \sum_{n=1}^{N-1} \left(1 - \frac{n}{N}\right) k_0(nT) \right]. \quad (2.31)$$

Коваріаційні компоненти будемо шукати за виразом:

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T [\xi(t)\xi(t+u) - m(t)m(t+u)] e^{\left(-ik\frac{2\pi}{T}t\right)} dt. \quad (2.32)$$

2.3. Висновки до розділу 2

Показано доцільність використання математичної моделі у виді ПКВП для моделювання варіабельного ритмічного сигналу (ритмокардіосигнал)

Встановлено, що інформативні характеристики сигналу можна отримати при застосуванні методів аналізу компонентного та синфазного. Використання останнього є доцільним при однорідності статистик. На короткочасових записах використовується компонентний метод, який є чутливішим до шидкозмін.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1. Реалізація СМА

Із вищенаведених методів опрацювання засобами енергетичної теорії, обрано синфазний [1, 15, 19, 20, 21, 22, 23].

Алгоритм опрацювання ритмічного сигналу є наступним: запис і попередня обробка сигналу; встановлення та розпізнавання інформативних ознак; приймання рішення.

Щоб виявити інформативні ознаки як основу використано обчислення оцінок компонентів спектру $\hat{B}_k(u)$:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{T^2} \sum_{T=0}^{T-1} \left(\sum_{T=0}^{T-1} \xi(n\Delta t + u + kT) \xi^0(n\Delta t + kT) \right) e^{-ik \frac{2\pi}{T} n}.$$

(3.1)

Послідовністю дій є: пошук періоду корельовності T реалізації значень $\xi(n\Delta t)$; оцінювання матсподівання $m_\xi(n\Delta t)$; центрування послідовності $\xi(n\Delta t) \rightarrow \xi^0(n\Delta t)$; параметрична коваріація та її оцінка $\hat{b}(n\Delta t, u\Delta t)$ для кожної компоненти $\xi_k(t)$ та спектральної $\hat{B}_k(u)$. [1, 15, 19, 20, 21, 22, 23]

3.2 Обчислювальна складність СМА [20].

При виборі методу обробки РКС, враховуючи відомі, потрібно враховувати їх обчислювальну складність (ОС) [20]. Нижче показано програма та кількість операцій [20].

Оцінка ОС:

(а) – КОМПОНЕНТНИЙ;

Програмна реалізація алгоритму	кількість операцій
Функція <code>compbk(x,k,T,umax);</code> <code>for u=1:umax+1;</code>	
<code>Bk(u)=sum(x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);</code> <code>x1=circshift(x1,-1); %зсуваємо на 1 щоб було (t+u)</code> <code>end;</code>	N $3N^2$ N
Побудова параметричної автокореляційної функції <code>for k=0:N-1;</code> <code>Bk(k+1,:)=compbk(x,k,T,umax);</code> <code>end;</code>	N $3N^4$
<code>for k=0:N-1;</code> <code>b=b+exp(i*lambda*k*(0:tmax-1))*Bk(k+1,:);</code> <code>end;</code>	N 4
Всього	$12N^6$

(б) – синфазний

Код	кількість операцій
<code>for u=1:umax+1,</code>	N
<code>xx=x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1); u</code>	N
<code>for t=1:tmax,</code>	N
<code>b(t,u)=sum(xx(1:N-u+1-t+1).*delta(1:N-u+1-t+1))</code> <code>/sum(delta(1:N-u+1-t+1));</code>	$2N^2$
<code>xx=circshift(xx,-1);</code>	N
<code>end;</code>	
<code>x1=circshift(x1,-1);</code>	N
<code>end;</code>	
Всього	$2N^6$

(в) – фільтровий

Код	кількість операцій
for i=1:LLL,	N
for ii=1:nnn,	N
d(ii)=c(ii)*aaa2+a(ii)*aaa1;	3
c(ii)=b(ii);	1
b(ii)=a(ii);	1
a(ii)=x((i+NW)*TK+shiftX)+b(ii)*b1(ii)+c(ii)*b2(ii);	
ss(i,ii)=d(ii);	6
pss(ii)=pss(ii)+(ss(i,ii)^2)/(LLL*df);	1
end;	4
end;	
end;	
end;	
Всього	$10N^2$

Встановлено, що максимальною ОС володіє компонентний метод, а мінімальна – при застосуванні фільтрового.

Проведене імітаційне моделювання при різних значеннях компонент спектру надало результат відображений на рисунку.

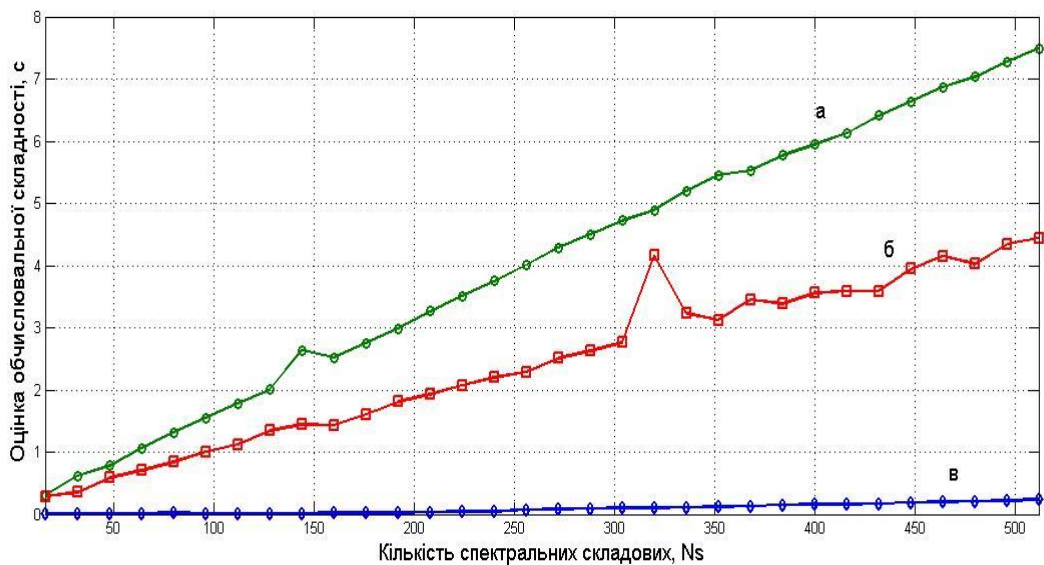


Рис. 3.1. Часова оцінка СГП трьома методами: (а) компонентним; (б) синфазним; (в) фільтровим.

3.3 Програмна реалізація (MatLab)

Завантаження даних РКС:

```

% Завантаження експериментального РКС
for number=1:1
    if number==1 x=load('D:\melnik\rkg\Dat\norma_1.dat');
end;
if number==2 x=load('D:\melnik\rkg\Dat\norma_2.dat');
end

```

Запис частоти дискретизації (2200 Гц):

```

% Числення часової осі t
N=length(x);
df=2200;
t=(0:N-1)/df;

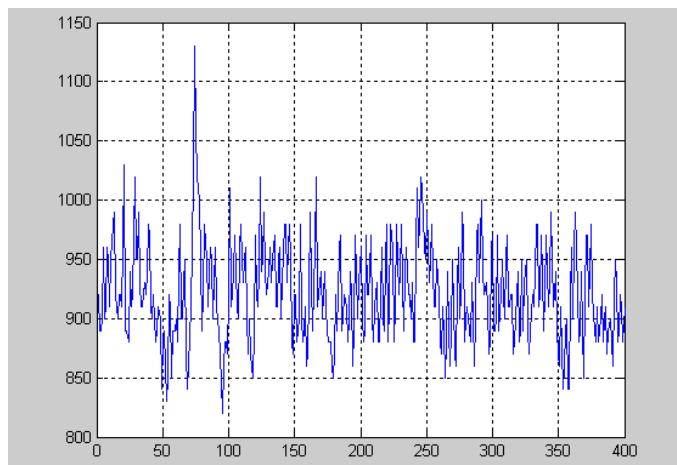
```

Графічне відображення експериментальної кривої:

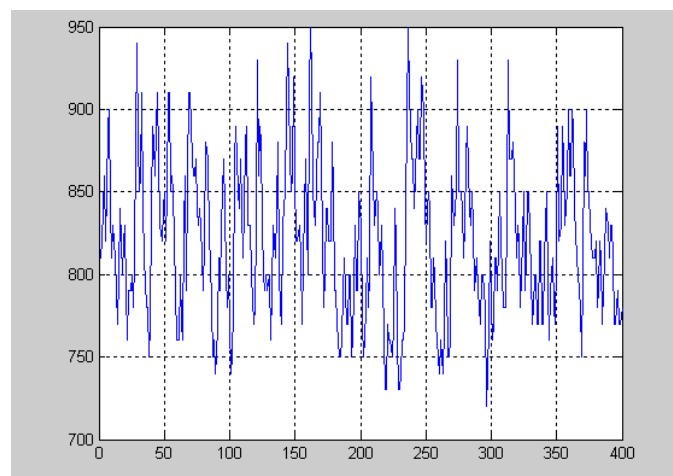
```

% Вивід графіку РКС на дисплей
figure(1);
plot(t,x(2,:));
axis tight;
grid on;
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');

```



(а)



(б)

Рис.3.2. РКГ: (а) – norma1; (б) – norma2

Для встановлення періоду корельовності [1, 15, 19, 20, 21, 22, 23] обчислимо функцію кореляції (`xcorr`) отриманого сигналу, та визначимо середню віддаль між максимумами.

```
%
figure(11);
r=xcorr(x);
plot(t,r(N:length(r)));
axis tight;
grid on;
xlabel('Зсув, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');
```

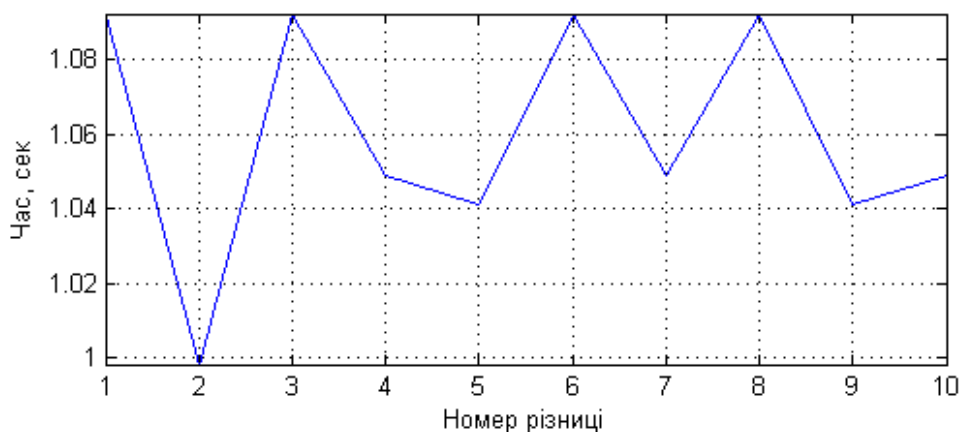


Рис. 3.3. Різниці часових інтервалів

З графіку видно, що середня відстань $T = 1,0596\text{ с}$ ($f_d = 2200\text{ Гц}$, $NT = 2333$).

Оцінка матсподівання (рис. 3.4):

```
% Вирізка ділянок РКС з періодом T та числення
математичного сподівання
NT=2333;
NT1=NT-1;
n=NT*(1:10)-NT1;
a=[];
for k=1:10
    a(k,:)=x(n(k):n(k)+NT1);
end;
m=mean(a);
plot(t(1:NT),m);
axis tight;
grid on;
xlabel('Час, сек');
ylabel('Амплітуда, мВ');
```

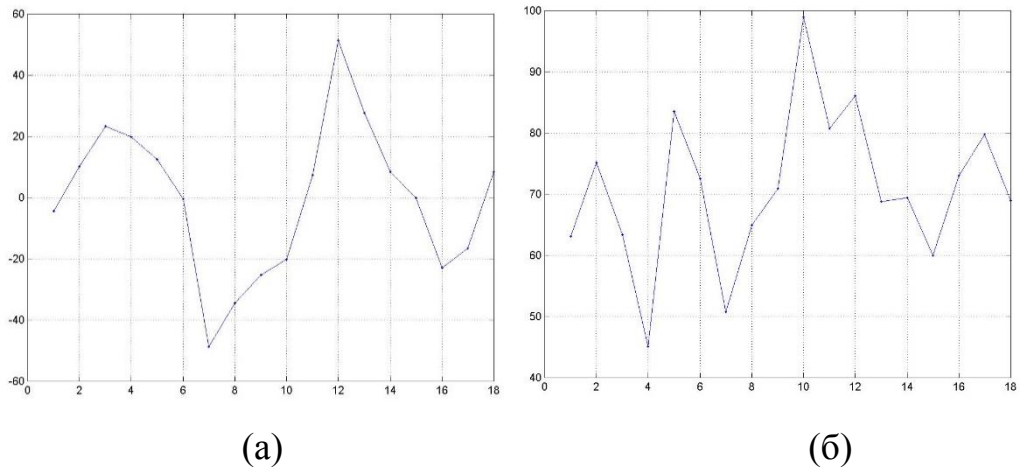
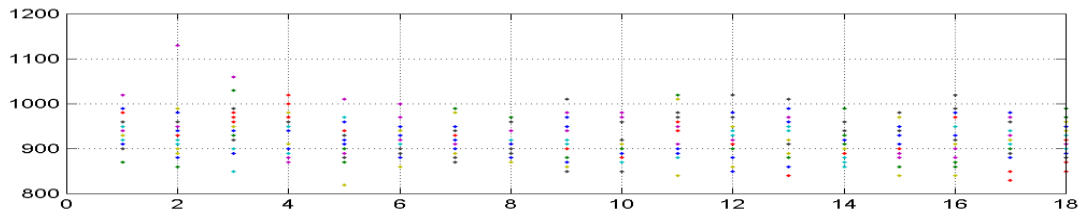


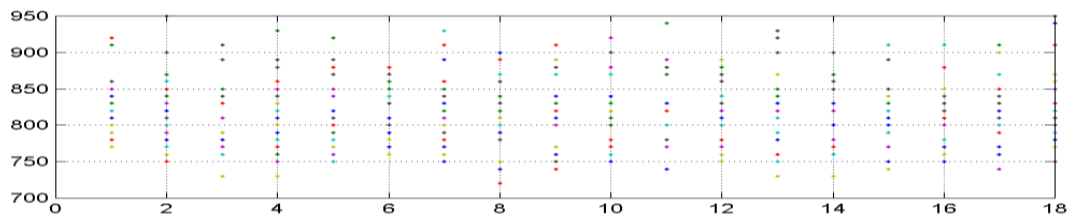
Рис. 3.4. Математичне сподівання (а) і дисперсія (б) стаціонарного РКС на періоді корельовності T (OX — T , секунди; OY — значення параметру на періоді).

З рисунку видно, що вибір періоду правильний, на це вказує періодичність. Центрування римічного сигналу:

```
% Центрування РКС
for k=0:(N/NT)-1
    xc((1:NT)+k*NT)=x((1:NT)+k*NT)-m(1:NT);
end;
plot(t,xc);
axis tight;
grid on;
```



normal1



norma2

Рис. 3.5. Ансамбль вибірок через період корельованості T (OX — окремі стаціонарні РКГ; OY — значення сигналу на періоді)

Отримаємо стаціонарні компоненти від значень отриманих при центруванні [1, 15, 19, 20, 21, 22, 23]:

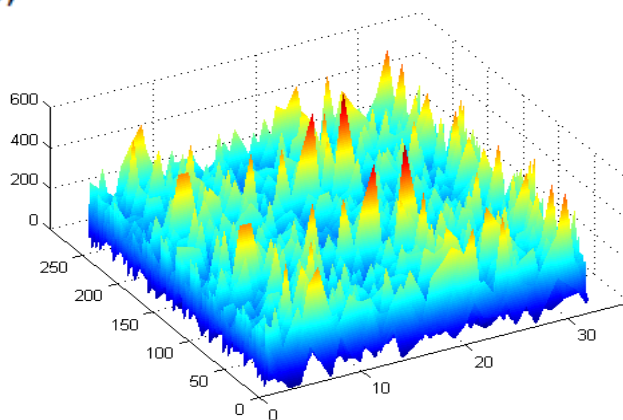
```
% Стаціонарні компоненти
len=1:NT:length(xc);
for j=0:NT-1
    комп(j+1,1:length(len))=xc(len+j);
end;
figure(5);
surf(комп);
shading interp;
axis tight;
```

Далі отримуємо їх оцінку $\xi^0(t,k)$, а саме функції кореляції $\hat{b}_{\xi}^k(t,u)$:

```
% Кореляція від стаціонарних компонент
n=size(комп,2);
for k=1:NT
    компкор(k,:)=corPKVP(комп(k,:));
end;
figure(6);
surf(компкор);
shading interp;
axis tight;
```

Враховуючи інваріантність до зсувів в часі спектральної області перейдемо до частотної області використовуючи Фур'є-перетворення:

```
% Перетворення Фур'є від кореляції стаціонарних компонент
for k=1:NT
    B(k,:)=abs(fft(компкор(k,:)));
end;
figure(7);
surf(B);
shading interp;
axis tight;
```



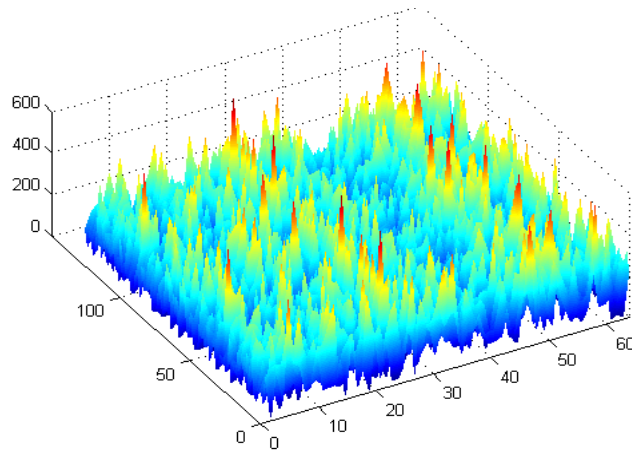


Рис. 3.6. Тестова модель ритмічного сигналу (компоненти спектру) (OX — № компоненти; OY — коваріаційний зсув; OZ — значення амплітуди, псевдокольорова шкала).

Отриманий результат обробки варіабельного ритмічного сигналу показав, що у разі великої кількості компонент краще використати СМА, оскільки при малій кількості він призводить до змішування характеристик, що неінформативно для таких сигналів.

3.4 Висновок до розділу 3

Розроблено метод опрацювання варіабельного кардіосигналу засобами енергетичної теорії СС для оцінювання стану серцевої діяльності на ранніх стадіях прояву патологічних змін.

Виявлено нові діагностично значимі інформативні ознаки – спектральні компоненти.

Для реалізації методу використано ППП MatLab.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1 Охорона праці

Згідно НАПБ Б.03.002-2007 кабінет функціональної діагностики відноситься до приміщень без підвищеного ризику. Електроустаткування належить до приладів до 1000 В. У процесі експлуатації апаратно-програмного комплексу можлива небезпека дотику до частин електроустаткування, які перебувають під напругою. Оцінка небезпеки дотику до струмоведучих частин відноситься до визначення сили струму, що протікає через тіло людини, і порівняння його із допустимим значенням відповідно до ГОСТ 12.1.038-88.

У загальному випадку допустима величина струму, що протікає через тіло людини, залежить від схеми підключення електроустаткування до електромережі, роду й величини напруги живлення, схеми включення. [24]

При виконанні використовувалась система Голтерівського моніторингу із кардіосинхронізатором. Для правильного визначення необхідних засобів та заходів захисту від ураження електричним струмом необхідно знати допустимі значення напруг дотику та струмів, які проходять через тіло людини.

Напруга дотику - це напруга між двома точками електричного кола, до яких одночасно доторкається людина. Гранично допустимі значення напруги дотику та сили струму для нормального (безаварійного) та аварійного режимів електроустановок при проходженні струму через тіло людини по шляху «рука – рука» чи «рука – ноги» регламентуються ГОСТ 12.1.038-88.

Гранично допустимі значення сили струму (змінного та постійного), що проходить через тіло людини при тривалості дії більше ніж 1 с нижчі за пороговий невідпускаючий струм, тому при таких значеннях людина, доторкнувшись до струмопровідних частин установки, здатна самостійно звільнитися від дії електричного струму.

Для захисту від ураження електричним струмом всі доступні для дотику металеві частини електромедичної апаратури класу 0І, І повинні бути занулені (при живленні від мережі з глухо заземленою нейтраллю) або з'єднані з пристроєм захисного заземлення перед подачею на апаратуру мережевого живлення при живленні їх мережі з ізолюваною нейтраллю.

При проведенні діагностичних процедур при контакті електродів (давачів) з піддослідним дослідник повинен виключити можливість випадкового заземлення піддослідного (дотик до заземлення металевих частин апаратури, операційного столу або металеві ліжка, трубопроводах тощо).

Дане питання регулюється п.п.4.1-4.15 «Правил техніки безпеки при експлуатації виробів медичної техніки в установах охорони здоров'я. Загальні вимоги» – НПАОП 85.11-1.10-84.

Устаткування, що використовується, відповідно до ГОСТ 12.2.007.0-75 належить до устаткування класу І за захистом від ураження електричним струмом. Ступінь захисту від ураження електричним струмом СF.

Оскільки у системі Голтерівського моніторингу використовується кардіосинхронізатор, то потрібно враховувати, що в процесі експлуатації його необхідно дотримуватись заходів електробезпеки, оскільки даний виріб призначений для роботи від джерела живлення 100–120 В ~ або 200–230 В~, 50/60 Гц і з максимальними споживанням змінного струму 45 ВА. У пристрої використовується єдиний ізолюваний шлях для відведень ЕКГ й електродів ЕКГ. Відведення і/або електроди ЕКГ не повинні контактувати з іншим провідниками, включаючи заземлення. Щоб уникнути порушення безпеки пристрою – не приєднувати неізолювані аксесуари до входу ЕКГ при підключенні до пацієнта. При підключенні до інших пристроїв необхідно переконатись в тому, що загальний струм витоку на корпус всіх приладів не перевищує 300 мкА.

Обладнання повинно мати сертифікат, що засвідчує захист від випромінювання і завадостійкість відповідно до стандарту ІЕС-60601-1-2:2014 для використання в лікарнях і невеликих клініках

4.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

У підрозділі розглянуто питання природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину [24].

Природні та штучні джерела електромагнітних полів (ЕМП). Параметри полів і випромінювань. Діапазони електромагнітних хвиль. Інтенсивний розвиток електроніки, радіо- та комп'ютерної техніки викликав забруднення природного середовища електромагнітними випромінюваннями. Джерела електромагнітних полів (ЕМП) можуть бути природного та антропогенного характеру.

Штучними джерелами випромінювань є потужні радіотелевізійні, радіолокаційні станції, станції мобільного зв'язку, недосконалі комп'ютери, високовольтні лінії електрозв'язку, електротранспорт, електростанції й підстанції, промислові установки високочастотного нагріву, вимірювальні прилади, мікрохвильові печі, телевізори, електроплити, праски, холодильники, а також будь-які елементи, що підключені до мережі.

До природних джерел належать: Земля, Сонце, Космос. Електричне поле Землі має середню напруженість $E = 130$ н/м . Менша напруженість у полюсів, більша - у екватора. Ці величини змінюються під впливом сонячної активності, енергії космічних випромінювань. До цих вічно існуючих полів і випромінювань адаптувалося усе живе.

Електромагнітні випромінювання антропогенного походження розглядають як один з різновидів енергетичних забруднювачів, тому що вони негативно впливають на організм людини, на інші живі організми та здійснюють шкідливий вплив на екологічні системи ЕМП мають енергію і поширюються у вигляді електромагнітних хвиль. Основними параметрами електромагнітних хвиль є довжина хвилі, частота коливань, швидкість поширення. Мірою вимірювання забруднення електромагнітними полями є напруженість (В/м).

Частота коливань визначається в герцах (Гц) . Класифікація електромагнітних випромінювань за частотою:

- низькочастотні випромінювання (НЧ): 0,003 Гц-30 кГц;
- радіохвилі високочастотного (ВЧ) діапазону: 30 кГц-300 МГц;
- радіохвилі ультрависокочастотного діапазону (УВЧ): 30300 МГц;
- надвисокочастотні СВЧ: 300 МГц-300 ГГц

Чинники, від яких залежать наслідки дії ЕМП на біологічні об'єкти. Наслідки впливу ЕМП на людину. Заходи захисту від ЕМП. Рівень інтенсивності ЕМП в зв'язку з зростанням кількості їх джерел та потужності наразі різко виріс. В деяких районах він в сотні раз перевищує значення середнього натурального "природного фону". Електромагнітні поля негативно впливають на людей, які безпосередньо працюють із джерелами випромінювань, а також на населення, яке проживає поблизу джерел випромінювання. Ступінь впливу електромагнітних випромінювань на організм людини залежить від діапазону частот, інтенсивності впливу відповідних чинників, тривалості опромінення, характеру випромінювання, режиму опромінення, розмірів поверхні тіла, яка опромінюється та індивідуальних особливостей організму.

Рівень електромагнітних випромінювань у районах, де розташовані потужні радіопередавальні та локаційні станції, часто перевищує допустимі санітарні норми, що дуже шкодить здоров'ю людей, які мешкають поруч таких станцій. Вплив ЕМП характеризується біологічною дією. Вони завдають шкоди нервовій системі, спричинюють головний біль і сильну втому, зумовлюють розвиток неврозів, безсоння, зниження точності робочих рухів, млявість, порушення в системах і органах (шлунку, печінки, селезінки, підшлункової залози), функціональні зсуви в діяльності нервово-психічної, серцево-судинної, ендокринної, кровотворної систем, фіксуються зміни показників білкового та вуглеводного обміну, змінюється склад крові, зафіксовані порушення на клітинному рівні Вплив ЕМП на біологічні об'єкти залежить від інтенсивності опромінення .

Теплова дія характеризується загальним підвищенням температури тіла, подібним до пропасного стану або локалізованого нагріву тканини. Впливаючи на живу тканину організму, ЕМП викликає змінну поляризацію молекул і атомів, які складають клітини, внаслідок чого відбувається небезпечний нагрів. Надмірне тепло може нанести шкоду окремим органам і всьому організму людини. Особливо шкідливий перегрів таких органів, як очі, мозок, нирки тощо. З ростом інтенсивності проявляється вплив на нервову систему, умовно-рефлекторну діяльність, клітини печінки, підвищення тиску, викликає зміни у корі головного мозку, втрату зору.

Для запобігання професійних захворювань, які виникають під впливом ЕМП, розроблені на основі медикобіологічних досліджень санітарні норми та правила щодо радіотехнічних і електротехнічних об'єктів. Вони регламентують також умови експлуатації з метою охорони населення від шкідливого впливу випромінювань.

Для захисту людини від дії електромагнітних опромінювань застосовуються різні засоби і заходи захисту: захист часом, відстанню, екранування джерел випромінювання, зменшення випромінювання безпосередньо в самому джерелі випромінювання, встановлення санітарних кордонів навколо джерела ЕМП, екранування робочих місць, виділення зон випромінювання, дистанційний контроль і керування в екранованому приміщенні, медичні огляди, додаткова відпустка, скорочені робочі дні, застосування засобів індивідуального захисту.

4.3 Висновки до розділу 4

Даний розділ роботи висвітлює питання радіаційного захисту персоналу рентгенкабінетів та проведено аналіз природних та штучних джерел опромінення, їх параметри та вплив електромагнітного випромінювання на людину.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

Основне припущення при розробленні методів аналізу РКС у системах Голтерівського моніторингу при визначенні характеристик ВСП та трактування результатів – стаціонарна математична модель. Адекватність оцінки характеристик ритміки серця встановлюють при застосуванні нестаціонарної моделі.

В роботі обгрунтовано застосування ПКВП у якості математичної моделі РКС. Використано в рамках моделі синфазний та для порівняння компонентний методи аналізу варіабельного ритмічного сигналу та отримано нові інформативні ознаки – спектральні компоненти.

Для реалізації виокористаних методів розроблено алгоритмічне та програмне забезпечення, яке можна використати у голтерівській системах моніторингу серцевої діяльності.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Яворська Є.Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Євгенія Богданівна Яворська. — Тернопіль : ТНТУ, 2009. — 154 с.

2. Аль-Хулейди Н.А. Система обробки та нейромережевого аналізу біоелектричних сигналів для вирішення задач медичної діагностики : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук, 2014. — 150 с.

3. Heart rate variability. Standarts of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (Membership of the Task Force listed in the Appendix) // *Europ Heart J.* — 1996. — Vol.17. — P. 354-381..

4. K. Khachatryan, L. Manilo and A. Anisimov, “The method of analysis pseudo-phase portrait in the problem of recognition of biomedical signals”, 2017 20th Conference of Open Innovations Association (FRUCT), St. Petersburg, 2017, pp. 146-153.

5. Braun C. et.al. Demonstration of nonlinear components in heart rate variability of healthy persons // *Am.J.Physiol.*-1998.- 275. - P.H1577-H1584.

6. Dori G., Fishman S.H., Ben-Haim S.A. The correlation dimension of rat hearts in an experimentally controlled environment // *Chaos* - 2000. - 10(1) - P.257-267.

7. Esler M., Schwarz R., Alvarenga M. Mental stress is a cause of cardiovascular deseases: from skepticism to certainty // *Stress and Healt.*- 2008. - 24 - P. 175-180.

8. Garfinkel A., Spano M.L., Ditto W.L., Weiss J.N. Controlling Cardiac Chaos// *Science* - 1992. - 257(28) - P.1230-1234.

9. Gray R.A., Jalife J., Panfilov A.V. et al. Mechanisms of Cardiac Fibrillation// *Science* - 1995. - 270(17) - P. 1222-1223.

10. Gusetty S, Signorini M.G., Coglianati C., Mezetti S., Porta A., Cerutti S., Malliani A. Non linear dynamics and chaotic indices in heart rate variability of normal subjects and heart-transplanted patients// Cardiovasc. Res. -1996. - 31 (3) - P. 441-449.

11. Kaplan D.T. and Cohen R.J. Searching for Chaos in Fibrillation. Mathematical approaches to cardiac arrhythmias - New York: Academic Press, 1990 - P.367-374.

12. Mironyuk O. Yu. Loskutov A. Yu. Detection of Cardiac Pathologies Using Dimensional Characteristics of RR Intervals in Electrocardiograms// Biophysics – 2006. - 51(1) - P.115

13. Skinner J.E., Pratt C.M., Vybiral T.A. A reduction in the correlation dimension of heart beat intervals precedes imminent ventricular fibrillation in human subjects// Amer.Heart J.- 1993. - 125 - P.731-743.

14. Goldberger A.L., Peng C.K., Lipsitz L.A. What is physiologic complexity and how does it change with aging and disease. Neurobiol Aging 2002;23:23.26.

15. Яворська Є. Властивості кореляційної функції дихальної варіабельності ритміки серця / Є. Яворська // Вісник ТДТУ. — 2005. — №1. — Т.10. — С. 134-144.

16. Kantelhardt J.W. Fractal and Multifractal Time Series. – 2008. <http://arxiv.org/abs/0804.0747>

17. Abreu E., Mitra S.K. A Signal-Dependent Rank Ordered Mean (SD-ROM) Filter-A New Approach For Removal Of Im-pulses From Highly Corrupted Images. ICASSP-95. 1995. Vol. 4. Pp. 2371-2374.

18. Ambulatory cardiac monitoring: Avoiding maturity through technological advancement. – Market engineering research. Frost & Sullivan, Meriland. 2008. 9. P. 325

19. Яворська Є.Б., Каплунова А.С. Алгоритм подавлення завад в електрокардіосигналах // Матеріали XI Міжнародної науково-технічної конференції молодих учених та студентів «АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ» (м. Тернопіль, 7-8 грудня 2022 р.).

20. Хвостівська Л.В., Осухівська Г.М., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М., Дедів, І. Ю. Розвиток методів та алгоритмів обчислення періоду стохастичних біомедичних сигналів для медичних комп'ютерно-діагностичних систем. Вісник НТУУ "КПІ". Серія Радіотехніка, Радіоапаратобудування. 2019. Вип. 79. С. 78-84. doi: 10.20535/RADAP.2019.79.78-84. ISSN 2310-0389 (e-ISSN 2310-0397).

21. Яворська Є.Б., Стрембіцька О.І. Використання синфазного методу опрацювання фотоплетизмографічного сигналу для оцінки психоемоційного стану пацієнта у стоматологічній практиці. Теоретичні та прикладні аспекти радіотехніки, приладобудування і комп'ютерних технологій. Матеріали IV Міжнародної науково-технічної конференції, 20-21 червня 2019 року: збірник тез доповідей. Тернопіль, 2019. С. 155-158.

22. Математичне та комп'ютерне моделювання електрокардіосигналів у системах голтерівського моніторингу / Л.Є. Дедів, А.С. Сверстюк, І.Ю. Дедів, М.О. Хвостівський, В.Г. Дозорський, Є.Б. Яворська. – Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2021. – 120 с.

23. Дунець В.Л., Хвостівський М.О., Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В. Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення опрацювання електрокардіосигналів при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах: наукова монографія. Львів: Видавництво «Магнолія - 2006», 2022. 136 с.

24. Стручок В.С. Безпека в надзвичайних ситуаціях. Методичний посібник для здобувачів освітнього ступеня «магістр» всіх спеціальностей денної бо та заочної (дистанційної) форм навчання / В.С.Стручок. — Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. — 156 с.

25. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2020. 23 с.

26. Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Методичні рекомендації з оформлення кваліфікаційних робіт магістра за спеціальністю 163 Біомедична інженерія. Тернопіль: ТНТУ імені Івана Пулюя, 2023. 57 с.

ДОДАТОК А

Апробація результатів дослідження

УДК 303.01:303.447: 612.17

Верцюх В.І., Матчак О.М., Олійник Д.А.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

ЗАСТОСУВАННЯ ФІЛЬТРОВОГО МЕТОДУ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ СТАТИСТИК БІОСИГНАЛІВ

V.Vertsuch, O. Matchak, D. Oliynyk

APPLICATION OF FILTER METHOD FOR EVALUATION OF BIOSIGNAL STATISTICS

У сучасній фізіології значна увага приділяється діагностиці функціонального стану певних систем, за якими можна було б оцінити стан цілого організму та здатність його до адаптації. До характерних особливостей слід віднести інтенсивне дослідження і використання фізичних явищ і процесів людського організму, закономірності зміни яких мають випадковий характер. При дослідженні і вимірюванні характеристик випадкових процесів широке поширення, в силу добре розвинутого методичного й апаратного забезпечення, наочності та зручності практичного застосування, знаходять спектральні методи аналізу випадкових процесів, які забезпечують вимірювання оцінок спектральної густини потужності (СТП) стаціонарних ергодичних біосигналів (СЕБС), які носять випадковий характер.

Перспективні напрямки удосконалення апаратного спектрального аналізу пов'язані як з розвитком і впровадженням алгоритмів швидкого перетворення Фур'є (ШПФ), так і інших методів, зокрема фільтрових. Це пояснюється тим, що фільтрові аналізатори спектра виявляються найбільш простими і дешевими, але, головне, вони можуть забезпечити менший час і більш високу точність спектрального аналізу, ніж аналізатори на основі ШПФ, у яких потенційна точність обмежена методичною похибкою.

Для спрощення та автоматизації аналізу нестационарного біосигналу з прогнозованою вірогідністю її результатів застосовано періодично-корельований випадковий процес (ПКВП) з дискретним часом.

Фільтровий метод полягає в перемноженні реалізації процесу на періодичну функцію з періодом, рівним періоду корельованості ПКВП, з подальшим усередненням.

Таким чином, методи апаратного спектрального аналізу потребують подальшого дослідження, а тому розроблення методу опрацювання біосигналів на базі математичної моделі у вигляді ПКВП з дискретним часом для комп'ютерних систем діагностики фізіологічного стану організму людини, який дасть можливість отримати оперативні відомості про присутність різного роду змін на ранніх стадіях, необхідних лікареві для установлення діагнозу, є актуальною науковою задачею.

Література

1. Яворська Є.Б. Математичні моделі та методи опрацювання ритмокардіосигналів для визначення характеристик серцевої ритміки з прогнозованою вірогідністю : дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.05.02 / Євгенія Богданівна Яворська. — Тернопіль : ТНТУ, 2009. — 154 с.

2. Р.А. Ткачук, Г.Б. Цуприк, і Б.І. Яворський, "Підвищення інформативності та швидкодії біотехнічних систем", Опт-ел. інф-енерг. техн., вип. 24, вип. 2, с. 81–85, Жов 2013.

Програмне забезпечення

В.1. Компонентний метод

В.1.1. Обчислення оцінки коваріаційної компоненти РКГ

```
function Bk=compbk(x,k,T,umax);

% Bk=compbk(x,k,T,umax);
%
% Оцінка коваріаційних компонентів РКГ:
%  $Bk(u)=Mt\{ksi(t+u)*ksi(t)*exp(-i*2*pi*k/T)\}$ 
%
% Вхідні параметри:
% x - РКГ, мусить бути центрованою
% k - номер коваріаційної компоненти РКГ
% T - період корельованості, відносний: T/td
% umax - маскимальний зсув при обчисленні коваріаційного компоненти РКГ
%
% Вихідні результати:
% Bk - вектор коваріаційної компоненти РКГ

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<3, error('Не заданий вхідний сигнал !'); end;
if size(x,1)==1; x=x'; end;
N=size(x,1);
if nargin<4, umax=N-1; end;
if umax>N-1, umax=N-1; end;
x1=x;
lambda=2*pi/T; e=exp(-i*lambda*k*(0:size(x,1)-1));
for u=1:umax+1;
    Bk(u)=sum(x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
    x1=shift(x1,-1,0); %зсуваємо на 1 щоб було (t+u)
end;
```

В.1.2. Оцінювання параметричної коваріації тестової РКГ

```
function b=compcov(x,T,N,umax,tmax);

% b=compcov(x,T,N,umax,tmax);
%
% Оцінка параметричної коваріації РКГ компонентним методом:
%  $b(t,u)=Sum(Bk(u)*exp(i*2*pi*k*t/T)$ 
%
% Вхідні параметри:
% x - РКГ, мусить бути центрованою
% T - період корельованості, відносний: T/td
% N - кількість коваріаційних компонентів РКГ для оцінювання
% umax - маскимальний зсув при обчисленні коваріаційної компоненти РКГ
```

```

% tmax - максимальне значення параметра t (часу)
%
% Вихідні результати:
% b - матриця параметричної коваріації

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<5, error('Мало параметрів !'); end;
for k=0:N-1; Bk(k+1,:)=compbk(x,k,T,umax);k, end;
b=zeros(tmax,umax+1);
lambda=2*pi/T;
for k=0:N-1;
    b=b+exp(i*lambda*k*(0:tmax-1))*Bk(k+1,:);
end;

```

V.1.3. Оцінювання матсподівання тестової РКГ

```

function m=comprmean(x,T,N,tmax);

% m=comprmean(x,T,N,tmax);
%
% Оцінка математичного сподівання РКГ компонентним методом:
%  $m(t)=\text{Sum}(m_k * \exp(i * 2 * \pi * k * t / T))$ 
%
% Вхідні параметри:
% x - РКГ, мусить бути центрованим
% T - період корельованості, відносний: T/td
% N - кількість компонентів матсподівання РКГ для оцінювання
% tmax - максимальне значення параметра t (часу) - довжина функції матсподівань
% Вихідні результати:
% m - функція матсподівання

% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
if nargin<4, error('Мало параметрів !'); end;
m=zeros(tmax,1);
lambda=2*pi/T;
for k=0:N-1;
    m=m+exp(i*lambda*k*(0:tmax-1))*compmk(x,k,T);
end;

```

V.1.4. Оцінювання компонентів матсподівання тестової РКГ

```

function Mk=compmk(x,k,T);

%Mk=compmk(x,k,T);
%
% Оцінка компонентів ПКВП:
%  $M_k(u)=M_t\{\text{ksi}(t) * \exp(-i * 2 * \pi * k / T)\}$ 
%
% Вхідні параметри:
% x - РКГ, мусить бути центрованою
% k - номер компоненти матсподівання РКГ
% T - період корельованості, відносний: T/td
% Вихідні результати:

```

```
% Mk - вектор коваріаційного компонента
```

```
% перевірка параметрів та присвоєння значень за замовчуванням
```

```
if nargin<3, error('Не заданий вхідний сигнал !'); end;
```

```
if size(x,1)~=1; x=x'; end;
```

```
N=size(x,1);
```

```
lambda=2*pi/T;
```

```
Mk=sum(x.*exp(-i*lambda*k*(0:size(x,1)-1)))/N;
```

