



Дунець В.Л., Хвостівський М.О.,
Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В.

**МАТЕМАТИЧНЕ ТА АЛГОРИТМІЧНО-
ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ
ОПРАЦЮВАННЯ
ЕЛЕКТРОКАДІОСИГНАЛІВ ПРИ
ФІЗИЧНОМУ НАВАНТАЖЕННІ У
КАРДІОДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМАХ**

Наукова монографія



omputing

**Дунець В.Л., Хвостівський М.О.,
Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В.**

**МАТЕМАТИЧНЕ ТА АЛГОРИТМІЧНО-ПРОГРАМНЕ
ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ОПРАЦЮВАННЯ
ЕЛЕКТРОКАДІОСИГНАЛІВ ПРИ ФІЗИЧНОМУ
НАВАНТАЖЕННІ У КАРДІОДІАГНОСТИЧНИХ
СИСТЕМАХ**

Наукова монографія

Видавництво «Магнолія - 2006»

Львів 2022

УДК 616.12:796:519.218:004.421:004.422

Відтворення цієї книги або будь-якої її частини заборонено без письмової згоди видавництва. Будь-які спроби порушення авторських прав будуть переслідуватися у судовому порядку.

Рецензенти:

Касянчук М.М. – доктор технічних наук, професор, професор кафедри кібербезпеки Західноукраїнського національного університету, м. Тернопіль, МОН України

Сафоник А.П. – доктор технічних наук, професор, кафедри автоматизації, електротехнічних та комп'ютерно-інтегрованих технологій Національного університету водного господарства та природокористування, м. Рівне, МОН України

Рекомендовано Вченою радою

Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя
(Протокол №10 від 25 жовтня 2022 р.)

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.

Монографію присвячено розробці математичного та алгоритмічно-програмного опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах на базі адекватної математичної моделі та методу опрацювання електрокардіосигналу. Обґрунтовано нове застосування періодично корельованого випадкового процесу як математичної моделі електрокардіосигналу при фізичному навантаженні, яка враховує у своїй структурі поєднання властивостей періодичності зі стохастичністю. Математична модель враховує як нестационарний характер, так і стохастичність електрокардіосигналу при фізичному навантаженні. На базі обґрунтованої моделі розроблено метод та алгоритмічно-програмне забезпечення статистичного опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні. Використовуючи метод статистичної теорії вибору рішень, запропоновано нові діагностичні ознаки для діагностики адаптивно-регулятивних можливостей організму людини у вигляді кореляційних компонент усереднених по часових зсувах, які відображають чіткі прояви змін, що відбуваються в серці при фізичному навантаженні. Розроблено метод та алгоритм верифікації алгоритмічно-програмного забезпечення опрацювання електрокардіосигналів на базі імітаційного моделювання.

ISBN 978-617-574-242-6

© Дунець В.Л., Хвостівський М.О.,
Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В., 2022
© «Магнолія 2006», 2022

ЗМІСТ

Вступне слово авторів монографії	5
Перелік умовних позначень, символів і скорочень	8
Вступ	10
Розділ 1. Огляд відомих математичних моделей та методів опрацювання електрокардіосигналу людини при фізичному навантаженні	12
1.1. Задача діагностики (розпізнавання стану) серцево-судинної системи при фізичному навантаженні	12
1.1.1. Соціальний аспект	12
1.1.2. Медичний аспект	13
1.1.3. Технічний аспект	14
1.2. Відомі математичні моделі електрокардіосигналу	21
1.2.1. Детерміновані математичні моделі	21
1.2.2. Стохастичні математичні моделі	22
1.3. Відомі методи опрацювання електрокардіосигналів	22
1.3.1. Морфологічне опрацювання	24
1.3.2. Частотне опрацювання	25
1.3.3. Вейвлет-перетворення	26
1.3.4. Статистичне опрацювання	27
1.4. Вимоги до побудови математичної моделі електрокардіосигналу при фізичному навантаженні	28
1.5. Висновки до розділу 1	29
Розділ 2. Обґрунтування математичної моделі електрокардіосигналу при фізичному навантаженні	30
2.1. Структура електрокардіосигналу при фізичному навантаженні	30
2.2. Аналіз електрокардіосигналу при фізичному навантаженні	31
2.2.1. Аналіз електрокардіосигналу засобами гармонічного аналізу	31
2.2.2. Аналіз електрокардіосигналу засобами теорії стаціонарних випадкових процесів	35
2.2.3. Аналіз електрокардіосигналу засобами кореляційного аналізу	38
2.3. Періодично корельований випадковий процес як математична модель електрокардіосигналу серця людини при фізичному навантаженні	40
2.4. Висновки до розділу 2	46
Розділ 3. Метод статистичного опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах	48
3.1. Визначення періоду корельованості електрокардіосигналу	48
3.2. Метод опрацювання електрокардіосигналу	53
3.2.1. Синфазний метод опрацювання	53
3.2.2. Реалізація методу опрацювання алгеброю алгоритмів	57
3.3. Алгоритмічне забезпечення опрацювання електрокардіосигналу	59

при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах	
3.4. Висновки до розділу 3	61
Розділ 4. Програмне забезпечення статистичного опрацювання та результати експериментальних досліджень, їх верифікація	62
4.1. Результати опрацювання електрокардіосигналу	62
4.2. Спосіб визначення часу відновлення стану серцево-судинної системи за електрокардіосигналом при фізичному навантаженні	65
4.3. Верифікація методу опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні	67
4.3.1. Алгоритм імітаційного моделювання електрокардіосигналу	67
4.3.2. Імітаційна модель електрокардіосигналу	70
4.3.3. Імітаційна модель зміни періоду електрокардіосигналу	73
4.3.4. Імітування електрокардіосигналу без фізичного навантаження	75
4.3.5. Імітування коефіцієнта зміни періоду ЕКС при фізичному навантаженні	83
4.3.6. Результати роботи програмного забезпечення по імітаційному моделюванню електрокардіосигналу при фізичному навантаженні	84
4.4. Висновки до розділу 4	87
Висновки	88
Додаток А. Функціональні проби серцево-судинної системи	90
Додаток Б. Методика проведення функціональної проби Руф'є	105
Додаток В. Механізм формування електрокардіосигналу	107
Додаток Г. Морфологічні характеристики електрокардіосигналу	113
Додаток Д. Опис функцій пакету програмного забезпечення опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні	119
Список використаних джерел	128

ВСТУПНЕ СЛОВО
АВТОРІВ МОНОГРАФІЇ
«МАТЕМАТИЧНЕ ТА АЛГОРИТМІЧНО-ПРОГРАМНЕ
ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ОПРАЦЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАДІОСИГНАЛІВ ПРИ
ФІЗИЧНОМУ НАВАНТАЖЕННЯ У КАРДІОДІАГНОСТИЧНИХ
СИСТЕМАХ»

Присвячується пам'яті професора
Драгана Ярослава Петровича
– Учителя великої плеяди науковців України

Життєве кредо Ярослава Петровича:
"Що має статися, має статися – дай йому шанс. Думай, читай і пильнуй".

*Учися, дитино, бо вчитися треба;
Шукай сонця правди, хай розум не спить;
Того що навчився – воді не залити,
Не взяти розбоєм, вогнем не спалить!*
(Володимир Масляк)

Вельмишановний читачу!

Вашій увазі пропонується наукова монографія «Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення опрацювання електрокадіосигналів при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах» присвячена вдосконаленню досліджуваних систем, авторами якої є Дунець В.Л., Хвостівський М.О., Сверстюк А.С., Хвостівська Л.В.

Актуальність монографії визначає факт, що, як підкреслив свого часу Р. Гольдекр у вигляді афоризму: природа дуже любить циклічність і ритм. Всі процеси в Сонячній системі і, зокрема, в біосфері Землі суттєво визначає вплив на них геофізичних процесів і подвійного циклічного руху Землі – обертання навколо своєї осі та кружляння довкола Сонця. Живі організми, втім числі організм людини, по-різному адаптувались до зумовленої цими циклами мінливості їхнього життєвого докільля, виробивши впродовж еволюції ефективні механізми відповідного цим екзогенним циклам циклічного чергування спокою й активності та інтенсивності ендогенних процесів, при цьому циркадний (колодобовий) і сезонні ритми синхронізують клітинні, органні й загальноорганні процеси. Цей механізм забезпечує оптимізацію просторово-енерго-інформаційної організації і структуризації процесів організму і породжує часову організацію цих процесів, щоб гарантувати адаптивність організму до змін середовища, яка ґрунтується на безперервному налаштуванні всіх підсистем у відповідності до потреб і запитів організму як цілісної (в сенсі концепції голізму з теорії систем) системи.

Життєдіяльність цієї системи забезпечує в усіх аспектах серцево-судинна система як її підсистема – автономна внутріорганізмova транспортна мережа,

включаючи регулярне функціонування й направлення (в сенсі "ремонт") різного роду розладів та пошкоджень його, чутливо реагує на зумовлені ними порушення гомеостазу та розмаїтих, в тім числі екстремальних, умов у його довкіллі.

Серце – локомотив серцево-судинної системи (його помічниками є великі м'язи кінцівок, головно – ніг), діяльність серця – індикатор її стану й адаптаційних можливостей при забезпеченні справного її функціонування: вже з незапам'ятних часів серцевий пульс – тест стану організму людини.

Тому обґрунтування способу визначення значень інформативних ознак серцевого ритму за різних станів організму як діагностичних є важливою науковою задачею.

Оскільки ритмічні процеси несуть у собі відбиток повторності, а за рахунок накладання впливів розмаїття як екзогенних, так і ендогенних ритмів та інших чинників до цієї повторності домішується дія випадковості, то в даному разі, як і в разі розв'язання багатьох задач теорії стохастичних коливань і ритміки, адекватною даній ситуації є імовірнісна модель у вигляді періодично корельованого чи спорідненого з ним поліперіоднокорельованого випадкового процесу, що переконливо аргументовано працями Я. Драґана та його учнів, передовсім К. Войчишина, І. Яворського, Б. Яворського, а також їхніх учнів.

Тому для визначення показника адаптивності людського організму до змін у його довкіллі цілком закономірно застосовна вся теорія і статистика моделі ритміки у вигляді періодично корельованого та споріднених з ним випадкових процесів і нові критерії, які як логічний вислід випливають із цього факту, якщо застосувати їх до результатів прийнятих у медичному обстеженні функціональних проб. А для коректного тлумачення сенсу статистичного опрацювання та вислідів його доконче має бути взята під увагу ієрархія ритмів, принаймні сезонно-добова у поєднанні з ендогенними ритмами при обґрунтуванні методів мікрохронометрії стосовно піддатних мірянню та статистичному опрацюванню відповідних вибірок електрокардіосигналів для визначення числових показників фізіологічних ознак ритму як індикатора стану серцево-судинної системи, а посередньо - й показника якості здоров'я всього організму пацієнта. Отримані на підставі цього рекомендації, як складові МАПР-тріади: математичне забезпечення (модель, метод) – алгоритмічне забезпечення – програмне забезпечення, готові до використання при конструюванні спецпроцесорів кардіодіагностичних систем.

У монографії використано засоби системного опрацювання для сформулювання задачі виявлення та ідентифікації стану серцево-судинної системи людини й обґрунтування адекватної до мінливості природних умов довкілля моделі, а також сучасні засоби побудови й подання алгоритмічно-програмного забезпечення статистичного опрацювання електрокардіосигналів від серцево-судинної системи при фізичних навантаженнях та інтеграції вислідів опрацювання їх.

Отримані творчим колективом наукові результати розвивають та доповнюють відоме класичне математичне забезпечення (моделі, методи опрацювання та комп'ютерної імітації), а також відповідне алгоритмічно-

програмне забезпечення, відкриваючи нові горизонти творчого науково-інженерного пошуку в царині математичного моделювання електрокардіосигналів.

З глибокою повагою,
кандидат технічних наук
кандидат технічних наук, доцент
доктор технічних наук, професор
кандидат технічних наук

Василь ДУНЕЦЬ
Микола ХВОСТІВСЬКИЙ
Андрій СВЕРСТЮК
Лілія ХВОСТІВСЬКА

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ І СКОРОЧЕНЬ

- ВП – випадковий процес;
ЕКС – електрокардіосигнал;
ЕТСС – енергетична теорія стохастичних сигналів;
ЄСК – європейська спілка кардіологів;
МОЗ – міністерство охорони здоров'я;
ПЗ – програмне забезпечення;
ПК – персональний комп'ютер;
ПКВП – періодично корельований випадковий процес;
ССС – серцево судинна система;
ФП – функціональна проба;
 $B(u)$ - коваріація стаціонаризианти (середня чи інтегральна коваріація) нестаціонарного випадкового процесу;
 \mathbf{B}^p - простір з метрикою Бора-Безиковича інтегровних з p -им степенем функцій на числовій осі;
 $\mathbf{B}^2(\mathbf{H})$ - гільбертів \mathbf{B}^2 - простір над простором \mathbf{H} ;
 $b(t, u)$ - параметрична (зсувова) коваріація значень випадкового процесу – у момент t та зсунутої на u його версії;
 \mathbf{C} - множина всіх комплексних чисел;
 $d_\xi, d_\xi(t)$ - дисперсія випадкової величини чи випадкового процесу;
 \mathbf{E} - символ оператора математичного сподівання;
 E_ξ - енергія випадкового процесу $\xi, t \in D$;
 $F(\Delta, \Delta')$ - спектральна біміра гармонізованого випадкового процесу – її значення на декартовому добутку $\Delta \times \Delta'$ множин Δ та Δ' ;
 $f, f(\bullet)$ - символ функції, трактованої як елемент векторного функційного простору;
 $f(t)$ - значення функції $f(\bullet)$ у точці $t \in D$, тобто $f(t) \in M$;
 \mathbf{H} - абстрактний гільбертів простір;
 H_0, H_1 - статистичні гіпотези;
 $L^2(\mathbf{D}, \mathbf{H})$ - простір інтегровних з квадратом функцій означених на множині \mathbf{D} , зі значеннями у просторі \mathbf{H} ;
 M, M_t - символ усереднення (по змінній t) на числовій осі;
 m_k - k -а компонента матсподівання періодично корельованого випадкового процесу;
 $m_\xi, m_\xi(t)$ - математичне сподівання випадкової величини чи випадкового процесу;
 P_ξ - середня (на числовій осі) потужність випадкового процесу $\xi(t), t \in \mathbf{R}$;
 $r(t, s)$ - коваріація значень випадкового процесу у момент t та s .
 U - унітарний оператор зсуву на числовій осі;
 Φ - символ перетворення Фур'є;

$\eta, \eta^\varepsilon, \eta^\pi$ - загальний і відповідно \mathbf{L}^2 та \mathbf{B}^2 простори над простором;

ξ - випадкова величина;

T - період сигналу;

Δt - крок дискретизації;

$\xi_k(t)$ - стаціонарні компоненти ПКВП;

ε - клас випадкових процесів скінченої енергії;

π - клас випадкових процесів скінченої середньої потужності;

π^T - клас періодично корельованих з тим самим періодом корельованості T випадкових процесів скінченої середньої потужності;

Ω - множина елементарних подій;

Y - об'єднання множин.

ВСТУП

За статистичними даними Європейської Спілки Кардіологів спостерігається тенденція зростання раптової смертності підлітків під час фізичних навантажень. Станом на 2022 рік вона становила 2,3 % на 100000 підлітків, із них 2,1 % - раптова смертність від прихованих захворювань серцево-судинної системи (ССС). Таку високу смертність лікарі пов'язують із розвитком науково-технічного прогресу та негативним впливом на функціональний стан організму таких факторів: суцільна комп'ютеризація, що призводить до пасивного способу життя, нераціональне харчування, погіршення екології, сезонність та ін. Тому контроль і своєчасна діагностика стану СССР при фізичному навантаженні та адаптивних можливостей організму людини є актуальним завданням.

З метою запобігання смертностей під час фізичних навантажень у спортивній медицині використовують скринінгові обстеження, в яких для діагностування стану СССР та проявів прихованих патологій проводять за допомогою функціональних проб (ФП) у вигляді дозованого фізичного навантаження. Зокрема в Україні згідно з наказом Міністерства охорони здоров'я в навчальних закладах використовують ФП Руф'є (30 присідань за 45 с.), де основним джерелом інформації про стан СССР слугує електрокардіосигнал (ЕКС) (Наказ МОЗ України та МОН України від 20.07.2009 р. за № 518/674 «Про забезпечення медико-педагогічного контролю за фізичним вихованням учнів у загальноосвітніх навчальних закладах» [1], постанови Кабінету Міністрів України № 1318 від 08.12.2009 р. «Порядок здійснення медичного обслуговування учнів загальноосвітніх навчальних закладів» [2]). Належне опрацювання ЕКС дає змогу виявити функціональні зміни у СССР та вибрати методику проведення профілактичних заходів, а у випадку патологічних порушень запобігти розвитку хвороби відповідним лікуванням.

Ефективність вибору профілактично-терапевтичних заходів залежить від належного використання кардіодіагностичних систем, зокрема CARDIO (Pallar Ltd. Co, Україна), ЮКАРД-200 (Ютас, Росія), General Electric Medical Systems IT (Німеччина), Micro AM (Kontron, Франція), Medilog-Ex (Oxford, Англія), в яких для оцінювання стану СССР при фізичному навантаженні застосовують математичне забезпечення, яке реалізоване на методах морфологічного опрацювання, що використовуються як показники амплітуд і часових тривалостей ЕКС. Програмне забезпечення у таких системах базується на методах гармонічного опрацювання, що визначаються детермінованою математичною моделлю у вигляді суміші періодичних функцій. Однак така модель не враховує стохастичного характеру ЕКС як відображення функціонального стану СССР. У випадку стохастичного підходу використовують часткові математичні моделі, а саме: адитивну, мультиплікативну й адитивно-мультиплікативну як поєднання детермінованої періодичної функції та стаціонарного в широкому розумінні випадкового процесу. Проте ці моделі як ядра математичного забезпечення

кардіодіагностичних систем не дають змоги описати коливання у часі, що є суттєвим при дослідженні фазово-часової структури ЕКС з метою виявлення комплексу прояву змін у функціонуванні ССС при фізичному навантаженні.

Наведені аргументи вказують на актуальність розроблення нового математичного забезпечення опрацювання ЕКС шляхом обґрунтування адекватної математичної моделі ЕКС та методу її статистичного опрацювання, зорієнтованих на підвищення точності оцінювання функціонального стану ССС при фізичному навантаженні.

У першому розділі на основі огляду літературних джерел встановлено, що індикатором стану людського організму є ритм і сила серцевих пульсацій. Тобто носієм відомостей у даному разі виступає ЕКС. Тому, яким би не був механізм його формування, для ідентифікації цього стану застосовна у практиці вся теорія ритміки, коли для опису періодичних коливань використовують математичні моделі, побудовані на основі детермінованого та стохастичного підходів, а інформативні характеристики (для потреб практичного застосування) отримують засобами теорії ймовірностей та математичної статистики.

У другому розділі проаналізовано характеристики ЕКС при фізичному навантаженні засобами гармонічного та кореляційного аналізів. Враховуючи отримані характеристики, обґрунтовано вибір математичної моделі ЕКС у вигляді періодично корельованого випадкового процесу.

У третьому розділі з урахуванням медичних методик дослідження адаптивних можливостей організму людини за допомогою дозованого фізичного навантаження розроблено метод та алгоритмічне забезпечення статистичного опрацювання ЕКС при фізичному навантаженні в термінах обґрунтованої математичної моделі.

У четвертому розділі на базі обґрунтованої математичної моделі та статистичного методу опрацювання ЕКС при фізичному навантаженні розроблено алгоритмічно-програмне забезпечення та проведено експериментальні дослідження, що забезпечило отримання нових інформативно-діагностичних ознак. Розроблено алгоритмічне забезпечення комп'ютерного імітаційного моделювання ЕКС при фізичному навантаженні. Результати аналізу ймовірнісних характеристик імітованого і натурального ЕКС верифікували коректність обґрунтованої математичної моделі та розробленого на її базі методу алгоритмічно-програмного забезпечення опрацювання ЕКС.

РОЗДІЛ 1

ОГЛЯД ВІДОМИХ МАТЕМАТИЧНИХ МОДЕЛЕЙ ТА МЕТОДІВ ОПРАЦЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ПРИ ФІЗИЧНОМУ НАВАНТАЖЕННІ

1.1. Задача діагностики (розпізнавання стану) серцево-судинної системи при фізичному навантаженні

1.1.1. Соціальний аспект. Задача діагностики стану серцево-судинної системи (ССС) при фізичному навантаженні є життєво важливою, це пояснюється тим, що ССС разом із системою кровообігу та диханням забезпечує живлення працюючих м'язів (тканинний газообмін), та найбільш чутливо реагує на всі зміни як зовнішнього так і внутрішнього середовища.

Останні десять років в історії України характеризуються інтенсивними соціально-економічними і екологічними змінами, що відображається на процесах розвитку і адаптації організму людини [1]. На фоні цих змін здоров'я населення України, особливо підлітків і дітей, погіршало. Зокрема, за даними Міністерства охорони здоров'я за 2010 рік, відзначено, що лише 23% підлітків є здоровими, 29% мають функціональні відхилення, 47% - хронічні захворювання [2].

Неспроможність компенсаторних механізмів призводить до того, що в підлітковому віці частіше, погіршується адаптація до різноманітних чинників, зокрема до фізичних навантажень [3]. Недооцінка вікових і індивідуальних особливостей організму підлітка, особливо при фізичних навантаженнях (фізична праця, фізкультура, спорт), сприяє виникненню різних дисфункцій і патологічних станів, аж до випадків раптової смерті [4,5,6].

Термін «Раптова смерть в спорті» передбачає випадки смерті, що наступила безпосередньо під час фізичних навантажень, а також впродовж 1-24 годин з моменту появи перших симптомів, що змусили змінити або припинити свою діяльність [7,8]. В процесі аналізу випадків раптової смерті при фізичних навантаженнях виділяють наступні найбільш часті причини синдрому раптової смерті в підлітковому віці [9,10,11]: причини, пов'язані з патологією серцево-судинної системи; травми; фармакологічні препарати.

Згідно статистичних даних Міністерства охорони здоров'я (МОЗ) України у підлітковому віці від фізичних навантажень щорічно помирає від 15 до 20 підлітків. Також, привертають увагу нещасні випадки під час уроків фізичного виховання, де в період з 2008 по 2011 р., в українських школах померло 15 школярів [12].

Раптова смертність підлітків під час фізичних тренувань, або занять спортом є актуальною проблемою не тільки в Україні, а у всьому світі. Зокрема, за статистичними міністерства охорони здоров'я України в українських школах від раптової зупинки серця помирають від 6 до 12 підлітків [13], а за матеріали конгресу кардіологів, (Барселона, 2009 р.) та статистичними даними

Європейської Спільки Кардіологів (ЄСК), смертність підлітків у Європі під час фізичних тренувань становить 2,3% на 100000 підлітків, із них 2,1% - раптова смертність від прихованих захворювань серцево-судинної системи (ССС) [14,15]. Тому, контроль та своєчасна діагностика стану ССС підлітків при фізичному навантаженні є однією із пріоритетних завдань у медицині [15].

1.1.2. Медичний аспект. З метою запобігання раптових смертностей під час фізичних тренувань у спортивній медицині використовують скринінгові обстеження, в яких для діагностування стану ССС та проявів прихованих патологій проводять за допомогою функціональних проб (ФП) у вигляді дозованого фізичного навантаження [16].

На сьогодні дослідження функціонування серцево-судинної системи при фізичних навантаженнях проводиться із використанням стандартизованих функціональних проб [17,18,19], зокрема 60 підстрибувань за 30 секунд (проба Гориневського), 40 присідань за 30 секунд (проба Кевдина), 20 присідань за 30 секунд (проба Мартине), 3-хвилинний біг на місці в темпі 180 кроків за хвилину (проба Дешина-Котова) а також інших регламентованих навантажень. Крім наведених простих способів дозування навантаження застосовують способи дозування навантаження за допомогою спеціальної сходинки, велоергометра, тредбана (бігова доріжка) [20,21,22].

В Україні, згідно наказу МОЗ України від 20.07.2009 р. № 518/674 [23], особливе значення надається визначенню функціонально-резервних можливостей серцево-судинної системи в умовах фізичного навантаження за допомогою проби Руф'є (30 присідань за 45 с.). В результаті проведення проби Руф'є оцінюється адаптаційна і компенсаторна здатність ССС людини, що допомагає орієнтуватися у виборі об'єму фізичних навантажень. (Додаток А-Б).

Для контролю і оцінки функціонального стану ССС використовуються такі фізіологічні показники: частота серцевих скорочень (пульсограма) електрокардіосигнал, артеріальний тиск, шкіряно-гальванічна реакція, дихання, потовиділення та ін..

Серед методів фізіологічного контролю важливе місце займає дослідження стану ССС за електрокардіосигналом (ЕКС). (Додаток В-Г).

В 1967 році В.В. Парін і Р.М. Баєвський сформулювали концепцію, згідно якої аналіз фізіологічних механізмів регуляції ССС дає можливість отримати інформацію про функціональний стан всього організму [24].

Використання електрокардіографії в спортивній кардіології дає змогу виявити порушення, які виникають під дією фізичного навантаження та діагностувати перед патологічні стани що виникають при нераціональному використанні фізичного навантаження [25].

Електрокардіографічні дослідження при фізичному навантаженні, зазвичай проводять в 12-ти загальноприйнятих відведеннях, як в стані спокою, так і під час фізичного навантаження і після їх завершення – період відновлення [25, 26].

При проведенні велоергометричних і інших функціональних проб, а також під час спортивних тренувань, використовують двохполюсні відведення по Небу, або системі Л.А. Бутченко [27].

Робота велоергометрів базується на принципі зміни опору до педалювання, що забезпечує достовірний контроль рівня виконаного навантаження [109]. Найвищі величини VO_2 і ЧСС досягаються при швидкості педалювання 60–80 об./хв. Велоергометри калібрують у ватах (1 Вт приблизно дорівнює 1 Дж/с або 6 кг·м/хв). Під час ВЕМ-проби рухи верхньої частини тулуба обмежені, що полегшує вимір АТ і реєстрацію ЕКГ. Потрібно уникати ізометричного або резистентного навантаження на руки під час виконання ВЕМ-проби. Певним обмеженням при проведенні ВЕМ-проби є дискомфорт і втома сідничних м'язів. Втома нижніх кінцівок у недосвідченого обстежуваного може призвести до зупинки проби ще до досягнення максимального споживання кисню. У людей, які не звикли користуватися велосипедом, рівень VO_{2max} під час ВЕМ-проби на 10–15% нижче, ніж при використанні тредмілу. У західних країнах частіше проводять навантажувальні проби на тредмілі. На відміну від велоергометра, тредміл дозволяє дозувати навантаження шляхом зміни швидкості руху і кута нахилу рухливого полотна. Тредміл містить бічні або передні поручні, які забезпечують стійкість положення хворого. Потрібно звертати увагу пацієнтів на те, щоб вони не трималися міцно за ці поручні, оскільки в такий спосіб підтримується тулуб і зменшується рівень навантаження. Після адаптації до пристрою пацієнтам радять злегка триматися за поручні, винятково для підтримки рівноваги.

Зареєстрований ЕКС дає змогу лікарю-кардіологу виявити функціональні зміни у ССС при фізичному навантаженні, та вибрати методику проведення профілактичних заходів, а у випадку патологічних порушень запобігти розвитку хвороби відповідним лікуванням.

1.1.3. Технічний аспект. Ефективність вибору профілактично-терапевтичних заходів залежить від належного використання технічних засобів, а саме кардіодіагностичних систем [28,29]. Сучасні кардіодіагностичні системи характеризуються різноманітністю, зокрема: мобільні, переносні, портативні кардіомонітори, які дають змогу слідкувати впродовж фізичного навантаження за змінами ЕКС.

Компанія «DX-System» (США) виготовляє комп'ютерний електрокардіограф Cardio Test Ergotest [109], який зображено на рис.1.1.

Стандартний 12-канальний електрокардіограф з режимом велоергометрії (без велоергометра), зберігання, перегляд, аналіз та автоматичний опис ЕКГ, аналіз ВСР, детекція аритмії. В момент реєстрації електрокардіограми є можливість проводити аналіз ЕКГ на екрані та виводити на друк вибраний фрагмент.



Рис.1.1. Комп'ютерний електрокардіограф Cardio Test Ergotest [109]

Загальний вигляд програмного забезпечення кардіографа Cardio Test Ergotest зображено на рис.1.2.



Рис.1.2. Загальний вигляд програмного забезпечення кардіографа Cardio Test Ergotest

Висока якість реєстрації кардіосигналів забезпечується роботою фільтрів, які пригнічують мережеве наведення та усувають повільні коливання ізолінії.

Автоматичний опис ЕКС дозволяє швидко сформулювати висновок. Програма автоматично надає параметри зареєстрованого ЕКС, розрахує електричну вісь серця, частоту серцевих скорочень, інтервали компонентів кардіокомплексів – усі ці дані можуть бути використані лікарем у своїй оцінці ЕКС.

Програмно передбачно опрацювання ЕКГ-комплексу по одному відведенню. Система забезпечує процес автоматичного виділення зубці PQRST та здійснює розраховує їх амплітудно-часові характеристик. Програма дозволяє проводити інтегральну оцінку кардіокомплексу.

При аналізі варіабельності серцевого ритму система надає результати за такими методиками:

- часовий аналіз (статистичний);
- аналіз хвильової структури ритму серця;
- аналіз скатерограми;
- аналіз спектрограми;
- варіаційна пульсометрія за Баєвським.

Електрокардіограф «Cardiotest» використовується також для ЕКГ-обстеження із застосуванням проб навантаження. Для цього призначена окрема програма - ERGOTEST, яка дозволяє проводити стрес-тести з метою:

- виявлення прихованих проявів коронарної недостатності;
- оцінка ефективності реабілітації;
- визначення рівня підготовки спортсмена;
- прогнозування перебігу захворювання.

Дослідження проводиться на велоергометрі або біговій доріжці з налаштуванням рівня навантаження та тривалості.

У процесі реєстрації програма розраховує зсув сегмента ST (aST). Система видає сигнал тривоги та припиняє дослідження при перевищенні максимальних значень ЧСС та aST.

Програма ERGOTEST дозволяє встановити залежність електрокардіограм від ступеня навантаження.

Система виводить графіки ЧСС, зміщення сегмента ST по вибраному відведенню, потужності навантаження, позначки вимірювань артеріального тиску та знайдені системою аритмії. До кожного комплексу доступні миттєві значення параметрів.

Перед виведенням результатів на друк передбачено додавання власного коментаря за допомогою вбудованого текстового редактора.

Програма зберігає ЕКГ з результатами аналізу та необхідними відомостями про пацієнта.

Файли бази даних, як і окремі результати, можна синхронізувати з хмарним сховищем, надіслати на e-mail та по локальній мережі.

Компанія «Укрмедспектр» виготовляє комплекс ЕКГ «Полі-Спектр-ТМ» та «Полі-Спектр-Вело» (рис.1.3.) [110], який забезпечує проведення стрес-тесту як з метою встановлення діагнозу ішемічної хвороби серця (ІХС), визначення функціонального класу та толерантності до фізичного навантаження, так і для оцінки фізичного стану практично здорових осіб (спортсменів, призовників, кандидатів на проходження служби в силових структурах, рятувальників, міліціонерів, пожежників).



Рис.1.3. Загальний вигляд комплексу ЕКГ «Полі-Спектр-ТМ» та «Полі-Спектр-Вело» [110]

Основні особливості комплексу Полі-Спектр-Вело:

- стрес-тест на велоергометрі з постійним контролем електрокардіограми (ЕКГ)
- безперервна реєстрація від 1 до 12 відведень ЕКГ
- можливість запису ЕКГ у системі відведень Франка чи Неба
- відображення на екрані обраної користувачем кількості відведень ЕКГ під час всього тесту
- відображення на екрані кардіокомплексу, що динамічно усереднюється, накладеного зі зміщенням на усереднену ЕКГ спокою
- відображення на екрані під час тесту великої кількості об'єктивних числових показників, які оперативно отримують з пацієнта
- відображення на екрані під час тесту графіків зміни частоти серцевих скорочень (ЧСС), навантаження, артеріального тиску (АТ), амплітуди ST
- автоматичне керування велоергометром
- збереження у пам'яті комп'ютера повного запису ЕКГ під час тесту
- можливість автоматичного виміру будь-якого обраного фрагмента ЕКГ
- розрахунок великої кількості ергометричних параметрів та індексів після завершення тестування
- автоматичне формування протоколу дослідження

Комплекси Полі-Спектр-ТМ та Полі-Спектр-Вело – вітчизняні стрес-системи, що видають відповідно до результатів проби рекомендації щодо режиму рухової активності.

Виробник FUKUDA виготовляє стрес-систему FUKUDA DENSHI (рис.1.4), яка функціонує на базі 12-ти каналного кардіографа CardiMax FX-8322R (Fukuda Denshi) [111] з велоергометром Corival (Lode) [112].



Рис.1.4. Стрес-система FUKUDA DENSHI [111-112]

Стрес-система FUKUDA оснащена програмованим протоколом для велоергометрії, де оператор під час тестування може вибрати один із 7 наявних протоколів. Також в системі наявні програмовані протоколи для тредміла, де оператор під час тестування може вибрати один із 5 наявних протоколів (в т.ч. протокол Bruce, Naughton, Balke, Ellestad).

Організовано моніторинг кривих ЕКГ он-лайн, усередненої кривої ЕКГ за вибраним відведенням з вимірюванням рівня ST.

На рис.1.5 зображено результат роботи програмного забезпечення електрокардіографа.

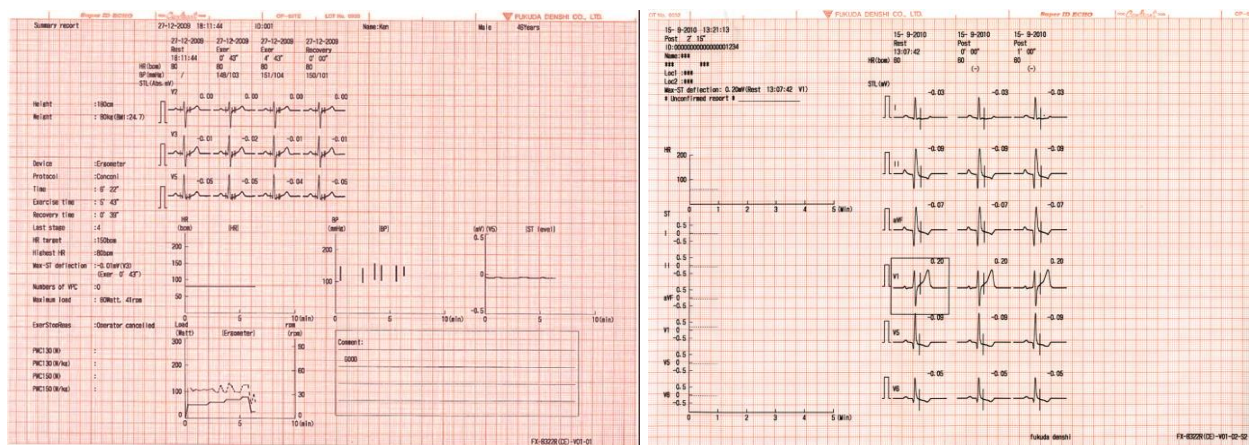


Рис.1.5. Результат роботи програмного забезпечення електрокардіографа

Система генерує он-лайн сигнали тривоги (ЧСС, ST-підвищення, ST-депресія, НДАД, аритмії), повідомлення тривоги на моніторі, звіти тривоги.

Звіти можуть бути сформовані автоматично або вручну. Види доступних звітів: періодичний звіт під час стрес-тесту, звіт із тривоги «Аритмії», звіт із

тривоги «ST», фінальний звіт за середніми показниками, звіт трендів, звіт вимірюваних параметрів, звіт ритмограми.

На зовнішньому LCD моніторі наочно відображаються всі параметри тестування навантаження (криві, ритмограма, повідомлення тривоги, параметри навантажувального протоколу).

Виробник Кекмерен виготовляє стрес-систему EDAN [113] (рис.1.6).



Рис.1.6. Стрес-система EDAN [113-115]

В системі використано стаціонарний 12-ти каналний електрокардіограф SE-12 з дисплеєм та вбудованим термопринтером [114] для зняття та реєстрації електрокардіограм по 12 відведенням, виробництва компанії EdanInstruments, КНР та велоергометр Sana bike 500 [115] виробництва Ergosana GmbH, Німеччина.

Модуль стрес-системи має такі можливості:

- Програмне забезпечення для 12-канальної системи для моніторингу та стрес-тесту
- Швидкий друк вибраних ЕКГ кривих
- Високоякісна обробка сигналу ЕКГ, що базується на передових технологіях
- Розширена база даних пацієнта
- Можливість налаштування інтерфейсу користувача
- Можливість створення індивідуальних профілів
- Редактор стрес-тест протоколу
- Вимірювання артеріального тиску
- Можливість регулювати навантаження вручну
- Розрахунок максимального серцевого ритму
- Можливість налаштування методу вимірювання ST сегмента перед тестом

- Можливість ручного регулювання положення точок QRS, J точки та J+ під час тесту.
- QT модуль – інструмент для аналізу так званого "синдрому подовженого інтервалу QT"
- Інформація про частоту серцевих скорочень відображається під час випробувань
- Підрахунок ризику – методи оцінки ризику – Дюка, Детрано, Вассермана, Купера, VA-Партнерський бонус
- (толерантність до фізичного навантаження), Сент-Джеймс (толерантність до фізичного навантаження)
- Інформація про навантаження відображається під час тестування.
- Фрагмент безперервної ЕКГ для визначення ритму
- Графік тенденцій ЧСС, АТ, заплановане навантаження, поточне навантаження, рівень сегмента ST, ухил ST.

Незважаючи на їх різноманітність усі кардіодіагностичні системи можна подати у вигляді рисунка 1.7.



Рис. 1.7 Узагальнена схема реєстрації ЕКС [29]

Аналоговий ЕКС, яким знімається з електродів, розташований на поверхні тіла пацієнта, надходить в блок підсилення та передачі, де він підсилюється, проходить попередню фільтрацію від завад та перетворюється в цифровий сигнал. Цифровий ЕКС надходить у систему опрацювання та прийняття рішень, в якості якого, як правило, використовується ПК. Після опрацювання ЕКС спеціалізованим програмним забезпеченням (ПЗ), на дисплеї монітора відображається інформація: зареєстрований ЕКС, виміряні його параметри та попереднє діагностичне заключення про функціональний стан серця (сформоване за допомогою програмних алгоритмів). Інформація про стан ССС роздруковується на принтері та віддається лікарю-кардіологу.

Основними діагностичними характеристиками ЕКС при фізичному навантаженні є визначення типу реакції серцево-судинної системи (ССС) на фізичне подразнення, зокрема визначаються тривалості та амплітуди зубців P, Q, R, S, T, U, сегменти та інтервали, проводиться оцінка форми кожного елементу та цілих кардіоциклів а також характеру та часу відновлення стану ССС [30,31,32].

При розробленні кардіодіагностичних систем виникають науково-технічні проблеми, які пов'язані зі створенням спеціалізованого програмного забезпечення для оцінки діагностичних характеристик ЕКС при фізичному навантаженні. Якщо взяти до уваги принцип МАПР – тріади (модель, алгоритм, програмна реалізація) [33], в основу таких кардіодіагностичних систем покладена математична модель досліджуваного сигналу, яка повинна бути адекватною розв'язуваній задачі, містити чутливу до змін у активності серця інформативну ознаку сигналу, та визначати методи опрацювання ЕКС з метою виділення цієї ознаки та її кількісного оцінювання.

Тому головним завданням, яке вирішують при розробленні спеціалізованого програмного забезпечення у кардіодіагностичних системах є обґрунтування адекватної математичної моделі, та розроблення нових методів опрацювання ЕКС при фізичному навантаженні, для підвищення інформативності цих систем.

1.2. Відомі математичні моделі електрокардіосигналу

При побудові автоматизованих кардіодіагностичних систем, зокрема (CARDIO (Pallar Ltd. Co, Україна), ЮКАРД-200 (Ютас, Росія), ECG Cardiofax ECG 9620 (Nihon Kohden), mac 5000, General Electric Medical Systems IT, (Німечина), Micro AM (Kontron, Франція) та інші)), використовують два підходи щодо побудови математичних моделей ЕКС - детермінований та стохастичний.

1.2.1 Детерміновані математичні моделі. Серед відомих детермінованих математичних моделей ЕКС є періодичні та майже періодичні функції, що описують форму одного серцевого циклу ЕКС [34, 35]. Математичні моделі коливань у вигляді періодичної функції дають можливість описати закономірності ЕКС з дискретним чи неперервним спектром у термінах моделей детермінованих функцій. Для їх опису широко використовується розклад сигналу в ряди за деякими системами лінійно незалежних базисних функцій (перетворення Фур'є), яке є математичною основою спектральних методів аналізу. Такі типи моделей менше використовуються в кардіодіагностичних системах в силу їх спрощеного, ідеалізованого характеру.

Іншим детермінованим підходом до моделювання ЕКС є уявлення про серце як систему генераторів електричної природи. Перша модель електричного генератора серця була запропонована в 1913 році Ейнтховеном, в якій тіло людини представлено у вигляді рівностороннього трикутника, в центрі якого знаходилось серце у вигляді джерела електричного потенціалу [35]. З розвитком вимірювальної техніки було розроблено ряд математичних моделей, мета яких пояснити механізми формування ЕКС. Серед них виділяться такі моделі:

1. Модель інтерференції монофазних кривих (Самойлов А. Ф., 1908; Удельнов М. Г., 1955; Schiitz E., et al., 1936). Автори стверджують, що ЕКС є алгебраїчною сумою двох протилежно направлених монофазних кривих, які отримують при розділених відведеннях. З цієї позиції пояснюється походження

зубців і інтервалів електрокардіосигналу: P, Q, R, S, T, як результат взаємодії декількох асинхронних монофазних кривих різних областей серця (наприклад, правого і лівого шлуночків або верхівки та основи серця) [36].

2. Модель диференціювання трансмембранного потенціалу дії (Бердон, Сандерсон, Пейдж).

Серцевий потенціал дії, як і у нейроні, зумовлений відкриттям і закриттям потенціалозалежних іонних каналів у мембрані кардіоміоцитів під впливом надпорогових стимулів. Рух іонів під час цього процесу відбувається в аксіальному та радіальному напрямках стосовно осі волокна. З урахуванням певної аналогії з електричними колами та особливостей електрофізіологічних процесів у кардіоміоцитах і нервових волокнах розроблено математичну модель провідної системи серця людини як параметричного електричного кола з розподіленими параметрами.

3. Модель еквівалентного диполя, яка на сьогодні є найбільш розповсюдженою (А.З.Чернов, М.И. Кечкер) [36].

Однак, детермінована математична модель не враховує стохастичного характеру ЕКС, як відображення функціонального стану ССС.

1.2.2. Стохастичні математичні моделі. В основі сучасних електроенцефалографічних систем лежить поєднання детермінованого та імовірнісного підходів щодо побудови математичної моделі ЕКС. За модель приймається суміш детермінованої (періодичної, майже періодичної) функції та стаціонарного випадкового процесу. При цьому для опрацювання сигналів застосовуються методи статистичного та спектрально-кореляційного аналізу [2,3]. Проте стаціонарна модель не враховує властивість періодичності реальних сигналів серця, а також не дає змоги дослідити фазову структуру у роботі серця, що обмежує її використання при проведенні аналізу серцевого ритму.

Впровадження стохастично-періодичних випадкових процесів, в яких імовірнісні характеристики є періодичними функціями часу є актуальним у сучасних дослідженнях при розробці математичних моделей ЕК. Відомими такими моделями є часткові моделі, а саме: адитивні, мультиплікативні та адитивно-мультиплікативні суміші стаціонарного в широкому розумінні випадкового процесу $\{\xi_1(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in R\}$ та детермінованих періодичних функцій $f(t), g(t)$; [37]. Такі моделі використовують у задачах фільтрації ЕКС від завад, та враховують у своїй структурі випадковий характер, але не дають змогу описати коливання у часі, що є суттєвим при дослідженні фазово-часової структури ЕКС з метою виявлення комплексу прояву змін у функціонуванні ССС при фізичному навантаженні.

У працях Лупенка С.А. [38,39,40] математичну модель ЕКС подано у вигляді адитивної суміші випадкових процесів $\xi_i(\omega, t)$:

$$\xi(\omega, t) = \sum_{i=1}^N \xi_i(\omega, t), \quad \omega \in \Omega, \quad t \in [0, \infty), \quad (1.1)$$

де N - кількість зон ЕКС у серцевому циклі.

$\xi_i(\omega, t)$ - сукупності випадкових процесів

$\left\{ \xi_i(\omega, t), \omega \in \Omega, t \in [0, \infty), i = \overline{1, N} \right\}$ які формується із відповідної реалізації $\xi_{\omega}(t)$ ЕКС і на підінтервалах $\Delta_{ij}(\omega)$, де задана i -та зона реалізації ЕКС, рівна їй (реалізації), а на всій іншій області визначення вона приймається рівною нулеві.

У працях [41-43] математичну модель екс, обґрунтовано у вигляді циклічного з періодичними ймовірнісними характеристиками випадкового процесу:

$$\xi(\omega, t) = \sum_{j=1}^Z I_j(t) \xi_j(\omega, t), \quad \omega \in \Omega, t \in [0, \infty), \quad (1.2)$$

де Z - кількість діагностичних зон одного циклу серцевого скорочення ЕКС; $\{I_j(t), j = \overline{1, Z}\}$ - множина індикаторних функцій j -х діагностичних зон для кожного циклу серцевого скорочення;

$$I_j(t) = \begin{cases} 1, & t \in \Delta_j \\ 0, & t \notin \Delta_j \end{cases}, \quad j = \overline{1, Z}, t \in [0, \infty), \quad \{\Delta_j, j = \overline{1, Z}\} - \text{множина часових}$$

областей, на яких індикаторні функції, які відповідають j -м діагностичним зонам в кожному циклі серцевого скорочення приймають значення рівні одиниці.

У працях Драгана Я.П., Дедіва Л.Є., [44,45] обґрунтовано математичну модель електрокардіосигналу у вигляді кусково періодично корельованого випадкового процесу як спеціальної версії біперіодно корельованого з різко різномасштабними періодами.

$$\xi(t) = \sum_{k, n \in Z} e^{it \left(k \frac{2\pi}{T_1} + n \frac{2\pi}{T_2} \right)} \zeta_{kn}(t), \quad t \in R, \quad (1.3)$$

де T_1 та T_2 – періоди ЕКС та добового ходу;

$\zeta(t) = [\zeta_{kn}(t)]_{k, n \in Z}$ – матричний нескінченновимірний стаціонарний

випадковий процес, а Z – множина цілих чисел.

Зображення (1.3) у вигляді кускового ПКВП є адекватним добовому ЕКС, що дає змогу врахувати у своїй структурі поєднання серцевого ритму із добовим ходом, та застосування до нього відомі методи статистичного опрацювання ПКВП (синфазний та компонентний) з метою отримання статистичних оцінок. Ці оцінки використано як показники стану ССС людини впродовж доби.

Математичні моделі (1.1-1.3) не є адекватними для задач визначення стану ССС при фізичному навантаженні, оскільки не дають можливості зафіксувати моменти появи змін періоду ЕКС пов'язаних з ним та своєчасного виявлення змін у функціонуванні ССС.

1.3. Відомі методи опрацювання електрокардіосигналів

На сьогодні відома велика кількість розроблених методів автоматизованого опрацювання ЕКС та побудованих на їх основі спеціалізованих пакетів діагностичних програм. З огляду літературних джерел встановлено, що більшість із методів, які використовуються в сучасних кардіодіагностичних системах, висвітлені не в повній мірі, оскільки є інтелектуальною власністю та комерційною таємницею фірми-розробника кардіодіагностичних систем.

Програмне забезпечення є важливою складовою частиною кардіодіагностичних систем, яке визначає її функціональність та зручність у користуванні. Розробка програмного забезпечення (ПЗ) в першу чергу спрямована на забезпечення високої достовірності виявлення та вимірювання діагностичних ознак кардіодіагностичних систем, на підставі яких лікар-кардіолог проводить постановку діагностичного заключення про функціональний стан ССС.

Однією з основних функціональних можливостей кардіодіагностичних систем є знаходження інформативних параметрів, які несуть інформацію про функціональний стан ССС пацієнта (здоровий, хворий, вид патології).

1.3.1. Морфологічне опрацювання. В сучасних діагностичних кардіодіагностичних системах використовують кількісні методи опрацювання ЕКС. Найбільш широке застосування знайшло вимірювання та опрацювання амплітудно-часових характеристик екстремальних точок (максимумів і мінімумів) досліджуваних ЕКС [45]. В якості інформативних параметрів ЕКС розглядаються точки екстремумів реалізації ЕКС (PQRST-зубці та їх часові тривалості), які зображено на рис. 1.8.

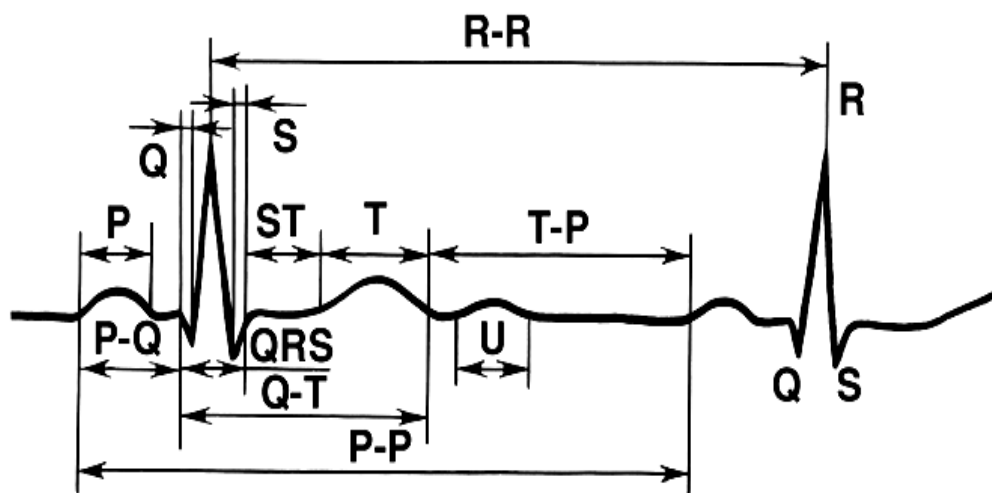


Рис. 1.8. Основні діагностичні параметри електрокардіосигналу [49]

1.3.2. Частотне опрацювання. На сьогодні частотні методи набули значного поширення, яке зумовлене тим, що дані методи проводять опрацювання ЕКС в часовій області та оперують діагностичними ознаками, прийнятими в медичній практиці. Дані методи, як свідчить огляд літературних джерел, поділяються на метричні та структурні. При метричному підході діагностичними ознаками є кількісні показники сигналу (амплітуда та тривалості зубців, сегментів, інтервалів).

Метод опрацювання амплітудних характеристик сигналу передбачає вимірювання амплітуд ЕКС і порівняння їх з раніше відомими пороговими значеннями з метою виділення R-зубців. Недолік цього методу проявляється у випадку обробки ЕКС, коли останній містить зубці Р або Т високої амплітудні в порівнянні з малими амплітудами R-зубців, а також у випадку дрейфу ізопотенціальної лінії. Інший, подібний метод, полягає в пошуку моменту часу перетину фронту зони R з заданим пороговим значенням [46]. Недолік цього методу, як і попереднього, полягає в його нестійкості у випадку дрейфу ізопотенціальної лінії, а також у випадку великих амплітуд зубців Р або Т. Такий метод був вдосконалений за рахунок використання двох порогових значень, одне значення приймалось над ізопотенціальною лінією, а інше під нею [47]. Отримані точки перетину з ЕКС умовно з'єднувались похилою прямою до перетину з ізопотенціальною лінією. Точка перетину ізопотенціальної лінії вважалася початком діагностичної зони. Недолік даного методу полягає в його нестійкості випадку дрейфу ізопотенціальної лінії.

Частотно-часові методи найчастіше зустрічаються в автоматизованих комп'ютерних діагностичних системах [48, 49, 50]. Методи, що належать до цього класу, проводять опрацювання ЕКС відповідно в часовій області широко використовують Фур'є – перетворення.

Для опрацювання ЕКС в частотній області використовують дискретне перетворення Фур'є:

$$X_n = \sum_{k=0}^{N-1} \xi(t_k) \cdot e^{-j2\pi nk/N}, \quad n=0 \text{K} N-1, \quad (1.4)$$

де n – номер частоти ЕКС, k – номер відліку

За допомогою цього методу досліджені фазові, амплітудні та енергетичні спектри не тільки для одного періоду ЕКС, але і для окремих зубців. Також були визначені енергетичні спектри артефактів за рахунок рухів тіла пацієнта та його окремих м'язів. Приклад енергетичних спектрів (обчислених на ПК при використанні швидкого перетворення Фур'є) показано на рисунку 1.9.

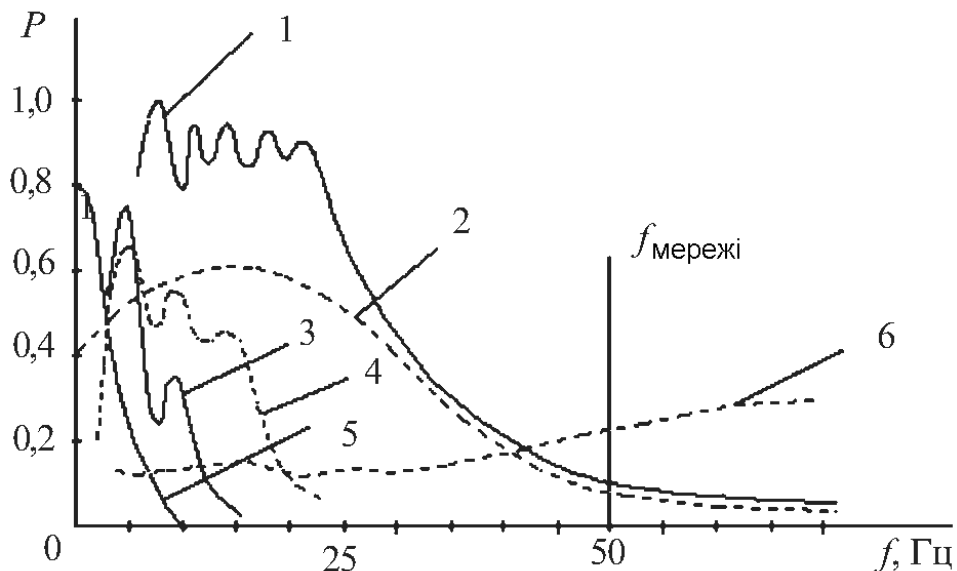


Рис. 1.9. Амплітудні спектри ЕКС і шумів: 1 – ЕКС; 2 – QRS-комплекс; 3 – артефакти руху; 4 – Р-, Т-зубці; 5 – напруга поляризації; 6 – м'язові шуми

Цей метод застосовують лише для стаціонарних сигналів. На практиці нестационарний ЕКС розглядають як сигнал, що складається із стаціонарних сегментів, з цією застосовують віконне перетворення Фур'є. Недолік цього методу пов'язаний з вибором довжини вікна. Коли обрати вікно дуже малим, то погіршиться розділення за частотою, а збільшення його призводить до порушення припущення про стаціонарність. Переваги цього методу, як і попереднього, проявляються в стійкості по відношенню до присутності шумів в корисному сигналі.

1.3.3. Вейвлет-перетворення. Серед методів цифрового опрацювання сигналів використовують вейвлет (wavelet) - перетворення. При його застосуванні аналізують нестационарний сигнал після його розкладу по базисним функціям, одержаним з деякого прототипу шляхом стиснень, розтягнень і зсувів. Функцію прототип називають аналізуючим або материнським вейвлетом, обраним для досліджень наданого сигналу. Один з дослідників в області вейвлет-функцій є М Веттерлі, який сформулював властивості вейвлета.

Для опрацювання ЕКС використовують неперервне вейвлет-перетворення:

$$\gamma(\tau, s) = \int_{-\infty}^{+\infty} \xi(t) \frac{1}{\sqrt{s}} \psi^* \left(\frac{t - \tau}{s} \right) dt, \quad (1.5)$$

Де τ – трансляція; s – масштаб $\psi(t)$ - аналізуючий або материнським вейвлет; (*) – означає комплексно-спряжене.

Перевага даного методу в порівнянні з частотними полягає у виділенні діагностичних ознак з кращою розподільною здатністю по частоті, що дозволяє проводити детальний аналіз низькочастотної та високочастотної складових. До

переваг даного класу алгоритмів можна віднести високу стійкість (нечутливість) до присутності в корисному сигналі шумів та можливість стиснення потрібної інформації. Не дивлячись на те, що було сказано про переваги та перспективність даного класу алгоритмів, самі методи досить мало інформативно висвітлені в літературних джерелах, що не зволяє достовірно та однозначно ствердити про їх ефективність.

1.3.4. Статистичне опрацювання. Експериментально зареєстровані ЕКС в загальному випадку є випадковими функціями (стохастична модель), тому для їх аналізу одержують експериментальним шляхом кількісну інформацію про властивості сигналів і завад, що описуються статистичними характеристиками із застосуванням теорії ймовірностей і математичної статистики.

Стохастичний процес описують за допомогою статистичних параметрів і характеристик, які визначають, усереднюючи певну кількість набору реалізацій. Значення ЕКС в певний момент часу t_k є випадковим числом з одновимірним розподілом густини ймовірності $p(x, t_k)$, а реалізації ЕКС – випадковим процесом з випадковою зміною $\xi(t_k)$.

Розподіл ймовірності порядку N ЕКС стохастичного процесу $\{\xi(t_k)\}$ описують як сумісний розподіл випадкових змінних $\xi(t_1), \xi(t_2), \dots, \xi(t_N)$, які відповідають довільному скінченному набору значень параметра t з N -вимірною функцією густини ймовірності.

Середнє значення процесу для аргументу t_1 визначають додавши значення $\xi_k(t_1)$ кожної з реалізації і поділивши отриману суму на кількість усереднених реалізацій процесу N .

$$\hat{m}_\xi(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi_k(t), \quad t \in [0, T), \quad (1.6)$$

де N – кількість реалізацій ЕКС.

Мірою відхилення від середнього значення процесу є оцінка дисперсії і середньоквадратичного відхилення, які визначають так:

$$\hat{D}_\xi(t) = \hat{\sigma}_\xi^2(t) = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N \left[\xi_k(t) - \hat{m}_\xi(t) \right]^2, \quad (1.7)$$

Для певного зсуву використовують кореляцію, яка характеризує статистичну пов'язаність значень процесу для двох моментів часу t і $t_k + \tau$, визначають, усереднюючи значення добутоків $\xi(t_k) \cdot \xi(t_k + \tau)$ для відповідних реалізацій:

$$\hat{R}_\xi(\tau, t_k) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi(t_k) \xi(t_k + \tau), \quad t \in R. \quad (1.8)$$

де $\xi(t_k)$ – значення усієї реалізації ЕКС в k -ий момент часу t_k .
 τ – часовий зсув.

Однією з найважливіших властивостей стохастичних процесів є ступінь залежності їх статистичних параметрів від часу (аргумент t). У зв'язку з цим розрізняють стаціонарні та нестаціонарні стохастичні процеси.

На сьогодні використання статистичного методу опрацювання ЕКС є найбільш розповсюдженим в сучасних кардіодіагностичних системах.

1.4. Вимоги до побудови математичної моделі електрокардіосигналу при фізичному навантаженні

З порівняльного аналізу математичних моделей ЕКС встановлено, що кожній з них властиві як позитивні, так і негативні аспекти. Використання детермінованої математичної моделі ЕКС не є коректно, оскільки сигнал характеризується значною варіативністю, неповторністю, як і всі сигнали біологічного походження, що можна адекватно описати лише з використанням стохастичного підходу. Серед імовірнісних моделей ЕКС необхідно вибрати таку, яка поряд із стохастичністю відображала б і іншу, не менш важливу сторону ССС – їх повторність, оскільки особливістю ЕКС, які застосовуються у клінічній практиці є наявність повторності, певної повторюваності їх характеристик, що обумовлена методикою відбору. Крім цього, необхідно, щоб математична модель враховувала фазову структуру ЕКС, оскільки вона є важливою та необхідною для діагностики, бо відображає інформацію про механізм формування сигналу. Модель також повинна описувати часову структуру ЕКС, оскільки це дасть змогу використовувати увесь потенціал теорії випадкових функцій, розширить клас інформативних ознак та дасть змогу більш повно подавати сигнали серця на її основі. Тому доцільно використовувати випадкові процеси з періодичними імовірнісними характеристиками (періодично корельовані випадкові процеси).

Враховуючи вищенаведений порівняльний аналіз математичних моделей та методів опрацювання ЕКС, науково-технічні проблеми, які виникають під час проведення автоматизованого комп'ютерного опрацювання ЕКС, сформульовано вимоги щодо побудови математичної моделі:

- враховувати стохастичну природу ЕКС, яка властива сигналам біологічного походження;
- враховувати властивість повторюваності у структурі реалізацій ЕКС при фізичному навантаженні, яка відображає фазову структуру сигналу;
- враховувати статистичні взаємозв'язки між гармонічними складовими різних циклів ЕКС людини при фізичному навантаженні.
- давати змогу проводити комп'ютерне імітаційне моделювання ЕКС на ПК для потреб тестування методів їх опрацювання та навчання систем розпізнавання біомедичних образів;

- давати змогу визначати характеристики моделі за результатом експериментального дослідження.

1.5. Висновки до розділу 1

Проведено порівняльний аналіз відомих математичних моделей електрокардіосигналів та методів їх опрацювання (аналізу), що використовуються для задач автоматизованої діагностики функціонального стану ССС при фізичному навантаженні.

В результаті аналізу обґрунтовано необхідність досліджень математичної моделі сигналу, яка би враховувала інформативні ознаки і узгоджувалася із фізичною природою досліджуваного електрокардіосигналу, який є складним сигналом.

Враховуючи механізм породження електрокардіосигналу і той факт, що для відомих задач розпізнавання функціонального стану ССС за ЕКС необхідні дані є у фазово-часовій структурі сигналу, тому доцільно проаналізувати його характеристики, і на базі чого обґрунтувати вибір адекватної математичної моделі.

РОЗДІЛ 2

ОБҐРУНТУВАННЯ МАТЕМАТИЧНОЇ МОДЕЛІ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ПРИ ФІЗИЧНОМУ НАВАНТАЖЕННІ

У розділі обґрунтовано вибір періодично-корельованого випадкового процесу як стохастичної математичної моделі електрокардіосигналу при фізичному навантаженні з урахуванням його циклічності та періодичності. У розділі досліджено імовірнісні характеристики електрокардіосигналу для верифікації математичної моделі ЕКС як ПКВП.

Основні результати другого розділу опубліковані в працях [51-55].

2.1. Структура електрокардіосигналу при фізичному навантаженні

Для побудови математичної моделі ЕКС, розглянемо механізм формування цього сигналу при фізичних навантаженнях.

На основі медичних досліджень відомо, що значення тривалостей кардіоциклів (R-R інтервалів) ЕКС залежать від ритмічної активності синусного вузла. У свою чергу ритмічна активність знаходиться під нервовим та ендокринним контролем, а також під впливом ряду гуморальних факторів, що змінюють поріг спонтанної деполяризації синусного вузла. При дії на організм людини фізичного навантаження тривалості кардіоциклів починають зменшуватися до певного рівня, а потім після завершення фізичного навантаження, зростають протягом деякого часу до попереднього рівня (стан відновлення). Враховуючи те, що організм людини функціонує як одне ціле (робота м'язів тісно пов'язана із роботою серця єдиною системою кровообігу), тому серце людини при фізичному навантаженні змінює свій режим роботи переходячи з одного функціонального стану в інший.

Базуючись на такому припущенні, експериментально зареєстрований системою „CardioSens” (Україна, розробник - Науково-технічний центр радіоелектронних медичних приладів та технологій «ХАІ-МЕДІКА») ЕКС при фізичному навантаженні (рис.2.1) розбито на функціональні стани, а саме: стан спокою, стан фізичного навантаження та стан відновлення ССС після фізичного навантаження.

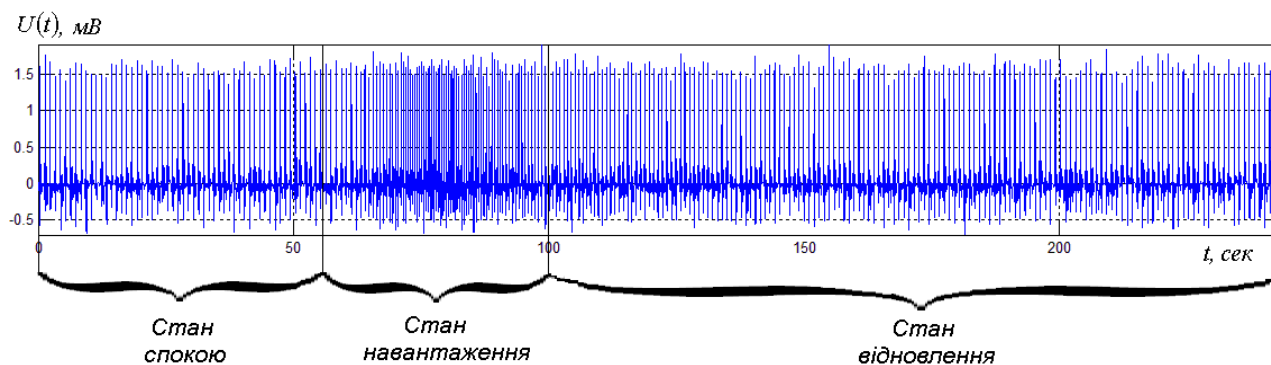


Рис. 2.1. Експериментально зареєстрований ЕКС при дозованому фізичному навантаженні

Враховуючи той факт, що інформативною характеристикою стану ССС є адаптивність серця до змін при фізичному навантаженні, яка проявляється у зміні періодів впродовж усієї реалізації ЕКС (рис.2.1) ($T_{\text{спокою}} \neq T_{\text{навантаження}} \neq T_{\text{відновлення}}$), тому ЕКС при фізичному навантаженні доцільно аналізувати по вибірках, тривалість яких залежить від фізіологічних механізмів формування ЕКС, та зручності його опрацювання.

Приймаючи те, що в стані спокою період ЕКС T є незмінним, а при фізичному навантаженні його тривалість різко зменшується, тому для виявлення цієї зміни, вибірку доцільну зсувати на мінімальний крок, який рівний кроку дискретизації. З метою виявлення змін у ЕКС при фізичному навантаженні за вибірками, його математичну модель доцільно зобразити у вигляді виразу:

$$\xi_m(t) = \xi(t) \cdot \chi_{D_m}(t), \quad t \in \mathbb{R}, \quad (2.1)$$

де $\xi_m(t)$, $t \in D_m$ – реалізація m -ої вибірки ЕКС з періодом T_m на відрізку D_m :

$$\chi_{D_m}(t) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } t \in D_m \\ 0, & \text{якщо } t \notin D_m \end{cases} \text{ – індикаторна функція відрізка } D_m.$$

$D_m = [m \cdot \Delta t, m \cdot \Delta t + S_m)$ – тривалість m -ої вибірки (рис. 2.2), $\Delta t = \text{const}$ – крок зсуву ковзного вікна.

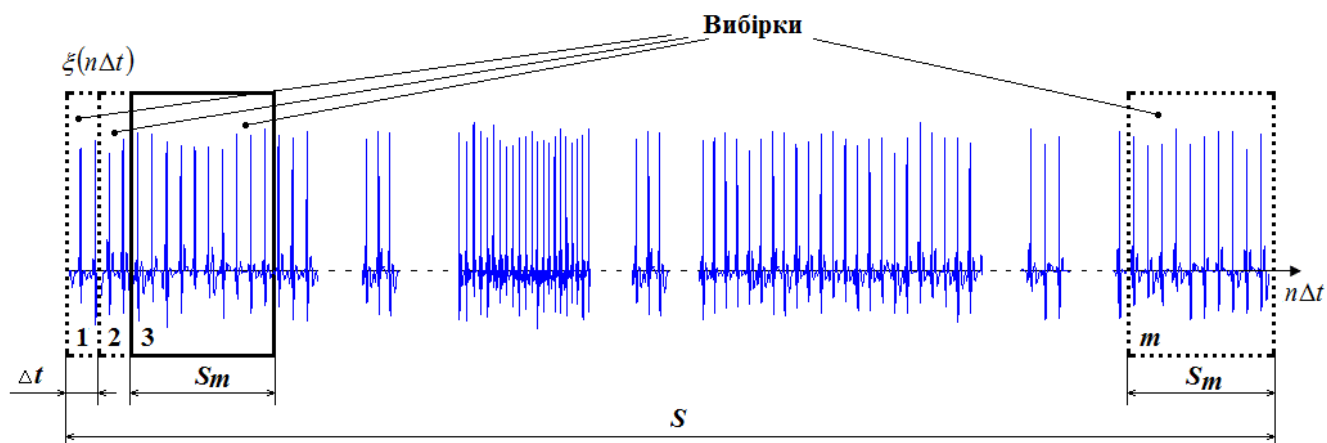


Рис. 2.2. Зображення реалізації електрокардіосигналу при дозованому фізичному навантаженні у вигляді вибірок фіксованої тривалості

Тривалість ЕКС S_m при фізичному навантаженні в межах ковзної m -ої вибірки $\xi_m(t)$ буде задаватися індикаторною функцією $\chi_{D_m}(t)$ тривалості D_m .

2.2. Аналіз електрокардіосигналу при фізичному навантаженні

2.2.1. Аналіз електрокардіосигналу засобами гармонічного аналізу [56-60]. Розгляд вибірок $\xi_m(t)$ із реалізації ЕКС $\xi(t)$ (стан спокою, стан

навантаження та стан відновлення) (рис. 2.3) підтверджує, що імпульсна структура сигналу не міняється, а міняються тільки його амплітуда та часові тривалості зубців. Тому згідно з принципом Слуцького, що коливна система може тільки коливатись за притаманним їй тим самим законом, хоч з відмінними від попередніх характеристиками, проаналізовано вибірки ЕКС засобами гармонічного аналізу.

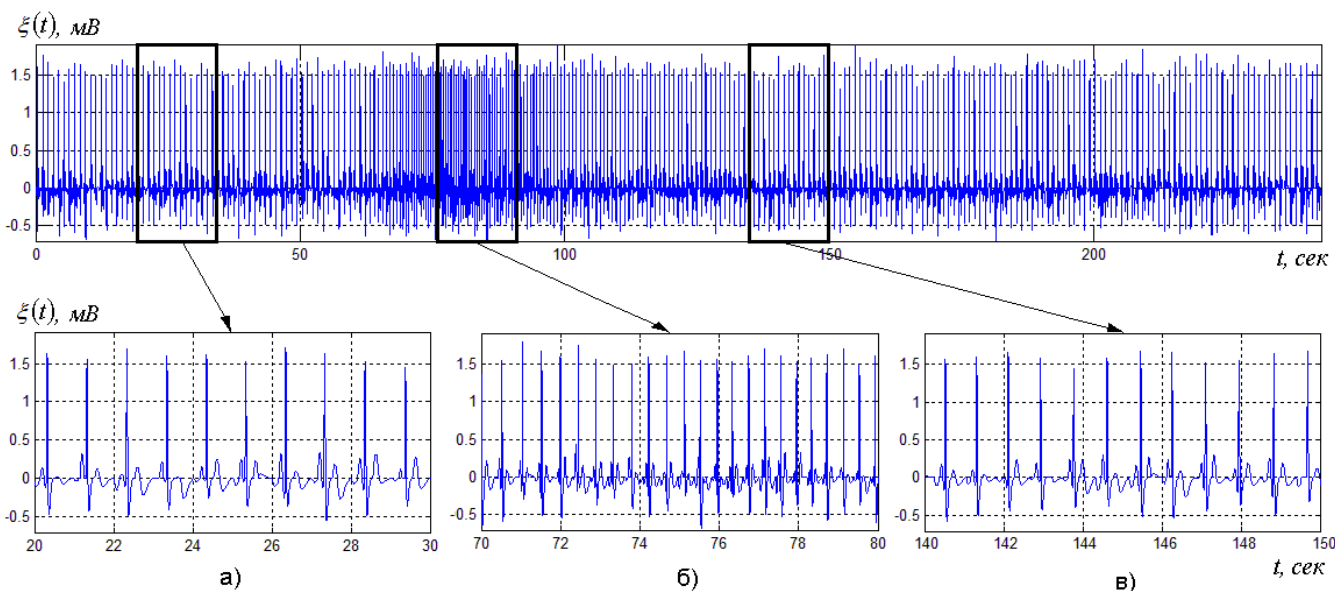


Рис. 2.3. Розгляд вибірок із електрокардіосигналу при дозованому фізичному навантаженні: (а) стан спокою, (б) стан навантаження, (в) стан відновлення

Враховуючи те, що вибірки із реалізації електрокардіосигналу відносяться до класу неперервних у часі сигналів, які теоретично існують на необмеженому інтервалі часу $-\infty \leq t \leq \infty$ і задовольняють умову періодичності, то математичну модель ЕКС подано у вигляді періодичної функції:

$$f(t) = f(t + nT), \quad n = 1, 2, \dots, t, T, f(\bullet) \in \mathbf{R} \quad (2.2)$$

де T - період сигналу, n - довільне ціле число.

Якщо функція $f(t)$ задовольняє умови Діріхле, тобто впродовж періоду T вона має скінчену кількість розривів першого роду, а також скінченну кількість максимумів та мінімумів і задовольняє умову абсолютної інтегрованості

$$\int_0^T |f(t)| dt < \infty, \quad (2.3)$$

то вона може бути подана збіжним у середньоквадратному сенсі рядом Фур'є в експоненціальній формі:

$$f(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} c_k e^{ik \frac{2\pi}{T} t}, t \in [0, T), \quad (2.4)$$

де c_k - коефіцієнти, які визначаються співвідношеннями:

$$c_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt, k \in \mathbf{Z}. \quad (2.5)$$

Підінтегральну функцію експоненти в виразі (2.2) з використанням тотожність Ейлера:

$$e^{\pm ik \frac{2\pi}{T} t} = \cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) \pm i \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.6)$$

розкладено на косинусну і синусну складові, і виражено комплексний спектр у вигляді дійсної і уявної частин:

$$c_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \left[\cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) - i \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) \right] dt = A_k - iB_k, \quad (2.7)$$

$$A_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \cos\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.8)$$

$$B_k = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) \sin\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) dt, \quad (2.9)$$

Комплексні числа функції (2.5) представлені у вигляді модулів і аргументів комплексної експоненти, що дає наступну форму запису комплексного спектру:

$$c_k = R_k \cdot e^{i\varphi_k}, \quad (2.10)$$

де $R\left(k \frac{2\pi}{T} t\right)$ - двосторонній спектр амплітуд або АЧХ - амплітудно-частотна характеристика ЕКС:

$$R_k^2 = R^2\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) = A^2\left(k \frac{2\pi}{T} t\right) + B^2\left(k \frac{2\pi}{T} t\right), \quad (2.11)$$

$\varphi\left(k \frac{2\pi}{T} t\right)$ - двосторонній спектр фаз або ФЧХ - фазово-частотна характеристика:

$$\varphi_k = \arctg \left(- \frac{B \left(k \frac{2\pi}{T} t \right)}{A \left(k \frac{2\pi}{T} t \right)} \right). \quad (2.12)$$

На основі математичної моделі ЕКС у вигляді періодичної функції проаналізовано амплітудні спектри вибірок із реалізації електрокардіосигналу, для того щоб оцінити їх стійкість до часових зсувів. Результати аналізу вибірок із реалізації ЕКС при фізичному навантаженні засобами гармонічного аналізу зображено на рисунку 2.4.

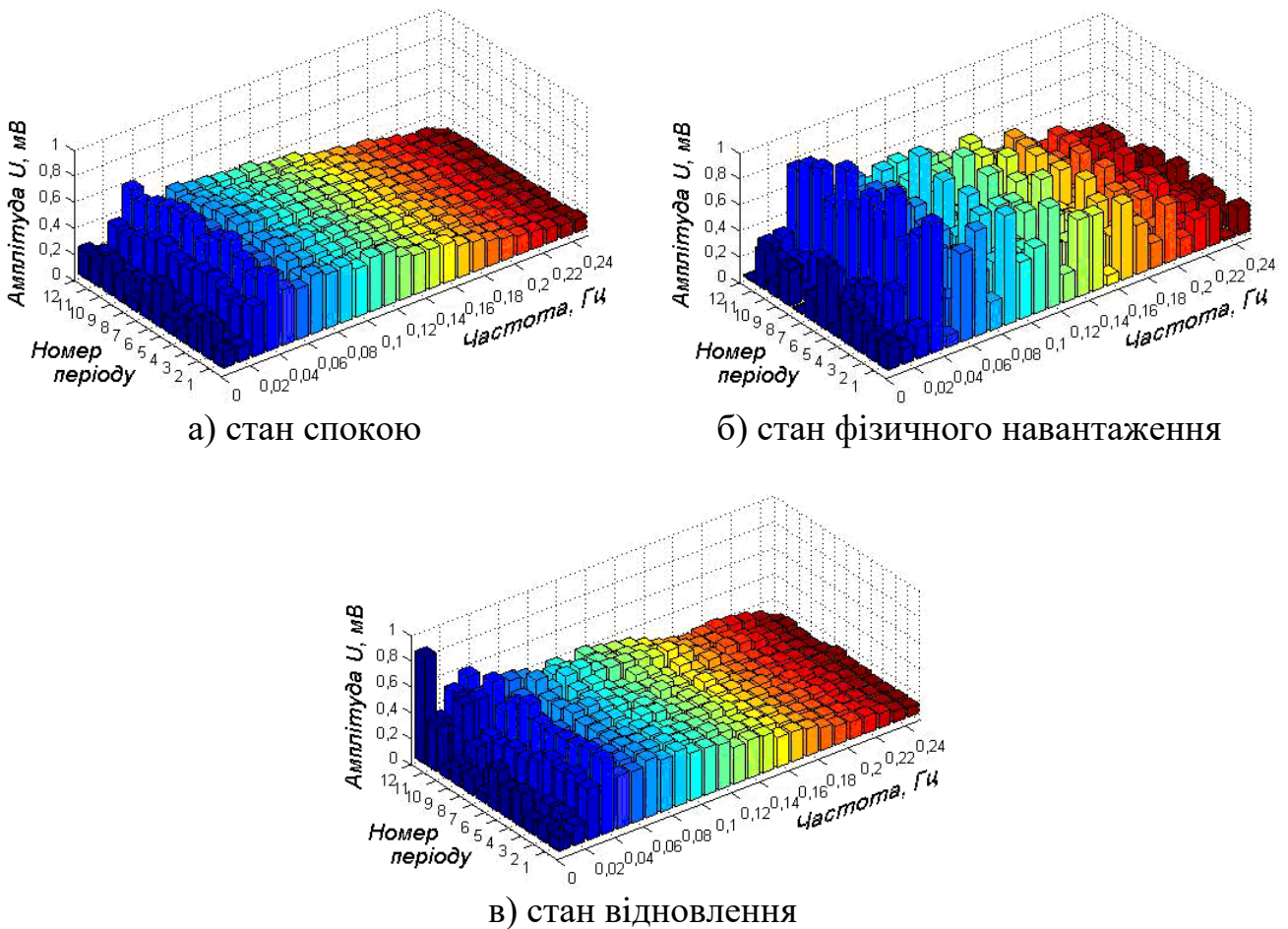


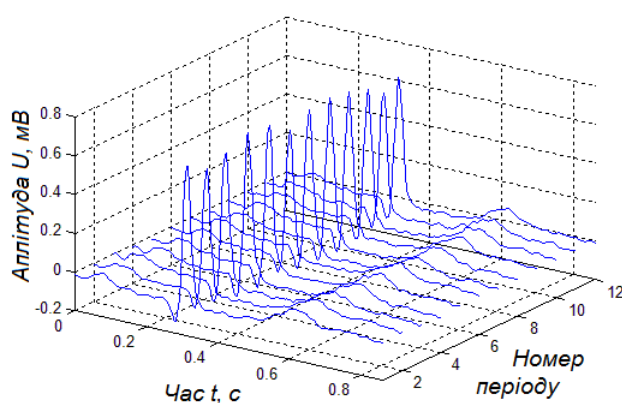
Рис. 2.4 Амплітудні спектри вибірок із реалізації електрокардіосигналу

Розглядаючи амплітудні спектри вибірок із реалізації ЕКС при фізичному навантаженні (рис.2.4) помічено їх мінливість, що свідчить про наявність в сигналі стохастичної складової.

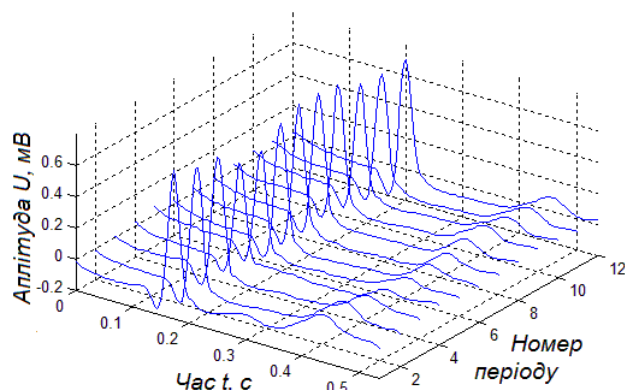
Цей факт підтверджує те, що математична модель ЕКС при фізичному навантаженні повинна враховувати у своїй структурі стохастичну природу сигналу.

2.2.2. Аналіз електрокардіосигналу засобами теорії стаціонарних випадкових процесів [60,63]. Зареєстровані реалізації ЕКС в загальному випадку є випадковими функціями (стохастична модель), тому для їх аналізу одержують експериментальним шляхом кількісну інформацію про властивості сигналів, що описуються статистичними характеристиками із застосуванням теорії ймовірностей і математичної статистики випадкових процесів.

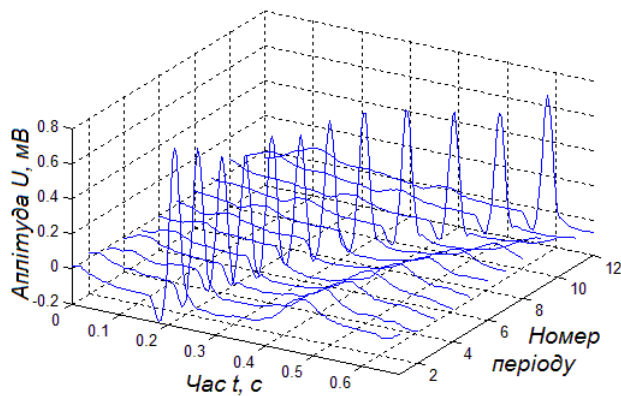
ЕКС як випадковий процес в його математичному описі $\xi(t)$ є функцією, яка відрізняється тим, що її значення (дійсні або комплексні) в довільні моменти часу по координаті t є випадковими. Строго з теоретичних позицій, ЕКС як випадковий процес $\xi(t)$ слід розглядати як сукупність часових функцій $\xi_k(t)$, що мають певну загальну статистичну закономірність. При реєстрації ЕКС на певному часовому інтервалі здійснюється фіксація одиначної реалізації $\xi_k(t)$ з зліченного числа можливих реалізацій процесу $\xi(t)$ (вибіркова функція ЕКС (рисунок 2.5) як випадкового процесу $\xi(t)$), яка не характеризує процес в цілому, але за певних умов по ній можуть бути виконані оцінки статистичних характеристик процесу.



б) стан фізичного навантаження



а) стан спокою



в) стан відновлення

Рис. 2.5. Вибіркові функції (ансамбль реалізацій) ЕКС $\xi_k(t)$

Трактуючи ЕКС в термінах теорії стаціонарних випадкових процесів (ВП), як реалізацію стаціонарного в широкому сенсі ВП, то властивість цього процесу можна оцінити в будь-який момент часу шляхом усереднення (математичне сподівання) по сукупності вибірових функцій (рис. 2.4), які утворюють випадковий процес:

$$m_{\xi}(t) = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \xi_k(t), \quad t \in [0, T), \quad (2.13)$$

де k – номер серцевого циклу ЕКС;
 N – кількість серцевих циклів в реалізації ЕКС.

Мірою відхилення i -ої реалізації від середнього значення є оцінка дисперсії:

$$d_{\xi}(t) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N [\xi_k(t) - m_{\xi}(t)]^2. \quad (2.14)$$

Оскільки статистичні методи оцінювання математичного сподівання та дисперсії стаціонарних ВП мають властивість інваріантності відносно довільного моменту часу t_k , тому цю властивість і проаналізовано на персональному комп'ютері (ПК) за допомогою програмного забезпечення MATLAB.

На рис. 2.6-2.8 зображено обчислені оцінки математичних сподівань $m_{\xi}(t)$ із вибірок ЕКС.

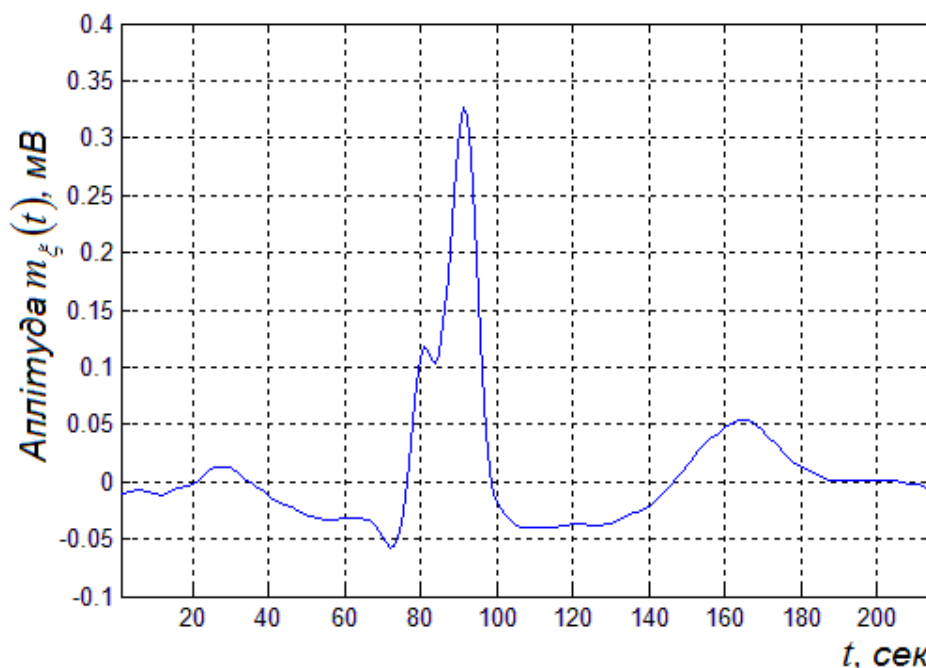


Рис. 2.6 Оцінки математичних сподівань $m_{\xi}(t)$ із реалізації ЕКС пацієнта в стані спокою

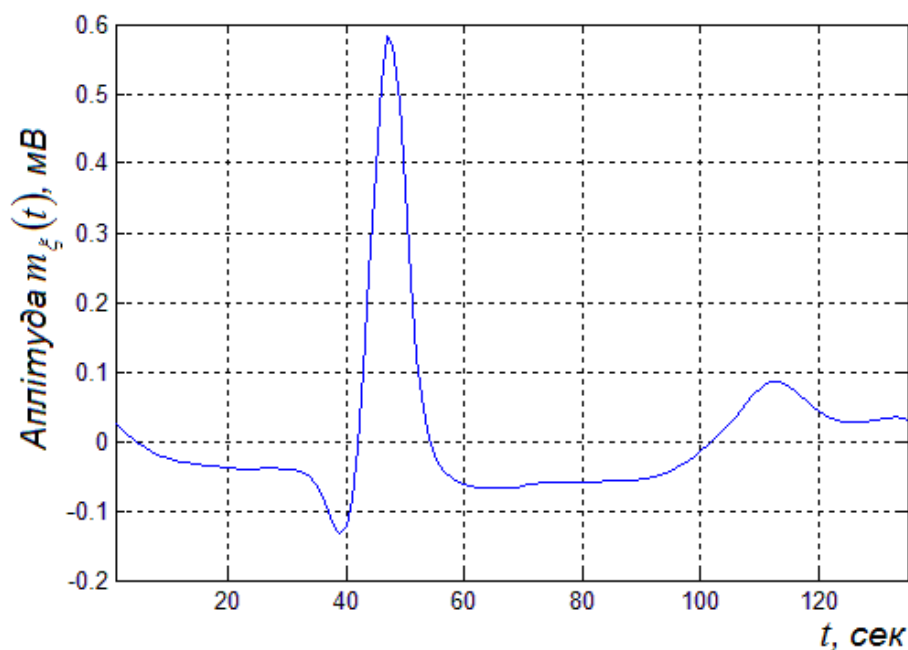


Рис. 2.7. Оцінки математичних сподівань $m_{\zeta}(t)$ із реалізації ЕКС пацієнта в стані фізичного навантаження

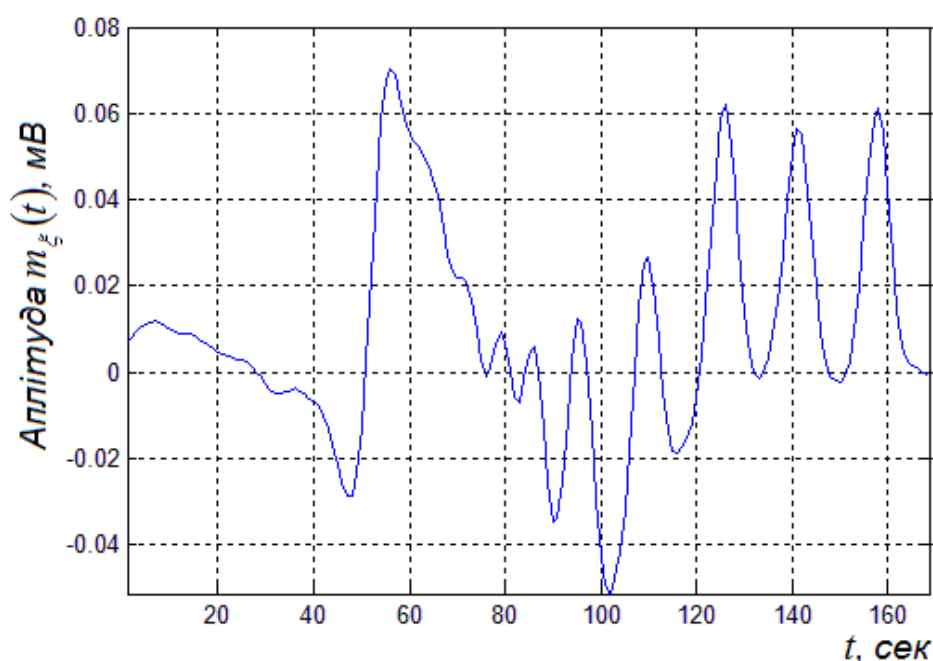
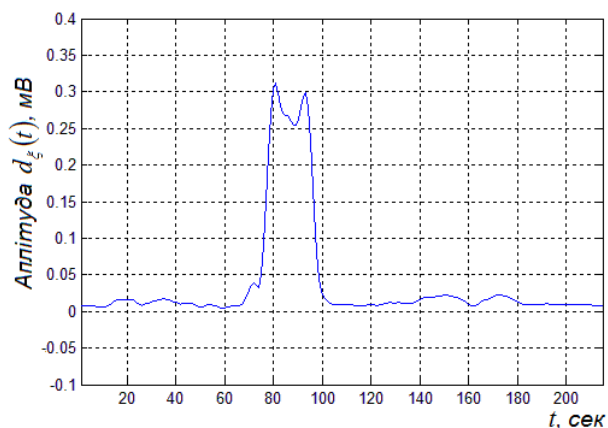


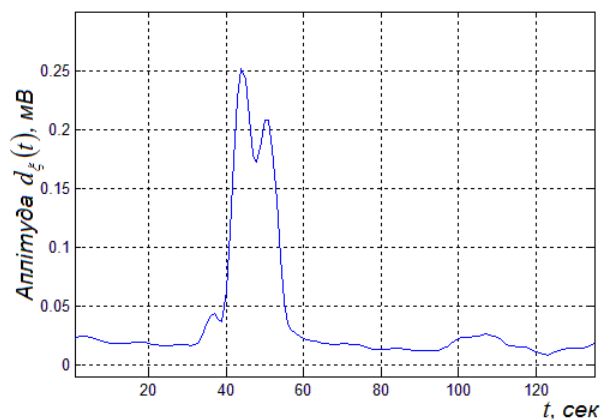
Рис. 2.8. Оцінки математичних сподівань $m_{\zeta}(t)$ із реалізації ЕКС пацієнта в стані відновлення

Отримані оцінки (рис.2.6-2.8) характеризують усереднені ЕКС із ансамблю реалізацій, і, тим самим, не дають змогу описати статистичні взаємозв'язки між гармонічними складовими різних циклів ЕКС людини однієї і тієї ж реалізації, що є важливим при виявленні ранніх змін у функціонуванні серцево-судинної системи при фізичному навантаженні.

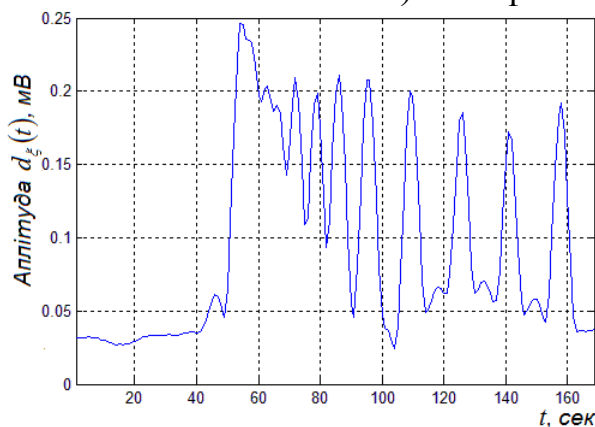
На рис. 2.9 зображено обчислені оцінки дисперсій $d_{\zeta}(t)$ із реалізації ЕКС.



а) стан спокою



б) стан фізичного навантаження



в) стан відновлення

Рис. 2.9. Оцінки дисперсій $d_{\xi}(t)$ із реалізації електрокардісигналу

Зображення випадкових функцій з відповідними зображеннями їх кореляційної функції характеризують модель ЕКС як стаціонарного випадкового процесу в рамках кореляційної теорії.

2.2.3. Аналіз електрокардіосигналу засобами кореляційного аналізу [60,63]. Теорія загального гармонічного аналізу (Вінера) внесла нові аспекти в концепцію гармонічного аналізу коливань як спектрального і дала коректний опис незгасаючих коливань з неперервним спектром. Було проаналізовано можливість розкладу не самого коливання, а допоміжної функції $R_f(u)$, яка характеризує розподіл потужності гармонічних складових вхідного коливання.

Н.Вінер розглянув [64] функції $f(t)$, для яких при всіх $t \in \mathbf{R}$ існує рівномірно обмежена по Θ величина – кореляційна функція:

$$R_f(u) = \lim_{\Theta \rightarrow \infty} \frac{1}{2\Theta} \int_{-\Theta}^{\Theta} f(t+u) \overline{f(t)} dt. \quad (2.15)$$

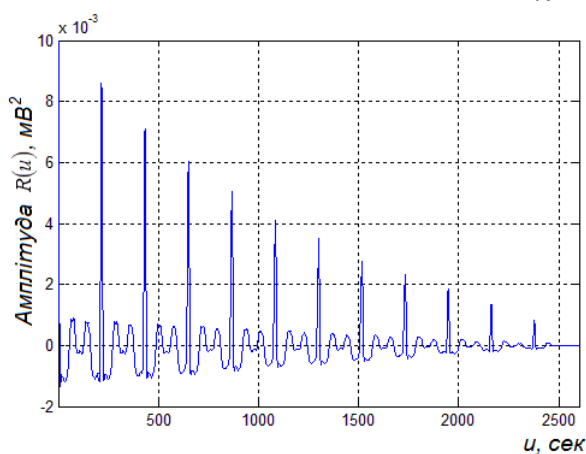
Ця кореляційна функція є неперервною при всіх значеннях аргументу, має складові з тими самими частотами, що й функція $f(t)$. Вона має також властивості симетрії $\overline{R_f(-u)} = R_f(u)$ та обмеженості $|R_f(u)| \leq R_f(0)$.

О.Я.Хінчином (1934 р.) [65] аналогічний результат перенесено на функції, значення яких є випадковими. Основні факти теорії стаціонарних процесів (стаціонарних в широкому сенсі) - це розклад на гармонічні складові їх коваріацій, самих процесів та їх лінійних перетворень. Таким чином перенесено перетворення Фур'є на ВП якими і є ЕКС. Ці ВП трактуються як математична модель нерегулярних незгасаючих коливань. Кореляція процесу виражається через спектральну густину, за допомогою зворотного перетворення Фур'є:

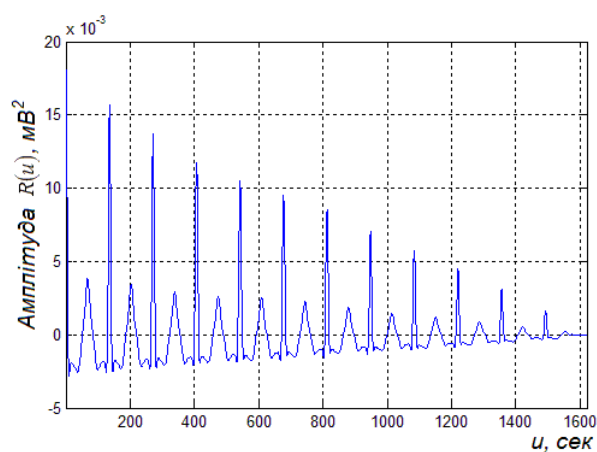
$$R(u) = \int_{-\infty}^{\infty} e^{iu\omega} S(\omega) d\omega. \quad (2.16)$$

Спектральна густина потужності обчислюється з врахуванням того, що $\int_{-\infty}^{\infty} |R(u)|^2 du < \infty$:

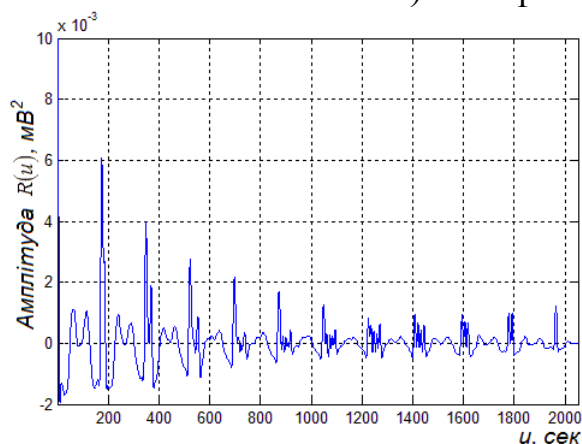
$$S(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} R(u) e^{-i\omega u} du, \quad \omega \in R. \quad (2.17)$$



а) стан спокою



б) стан фізичного навантаження



в) стан відновлення

Рис.2.10. Оцінки автокореляційних функцій вибірок із реалізації ЕКС: а) стан спокою, б) стан навантаження, в) стан відновлення

Розглядаючи вибірки із реалізації ЕКС при фізичному навантаженні у рамках кореляційного аналізу, із рис.2.7 видно, що кореляційна функція від ЕКС (перетворення Фур'є від якої і дає спектр потужності) є періодичною в часі t та циклічно-зникаючою по зсувах u .

З проведеного аналізу характеристик сигналу, адекватна математична модель ЕКС повинна мати властивості випадковості (спричинену впливами зовнішніми та внутрішніми факторами), періодичності (спричиненою роботою серця) та мати засоби щоб описати періодичність коливань у часі, що є важливим показником при виявленні моменту прояву змін у функціонуванні ССС.

Звідси виходить, що загальною моделлю для опису стохастичних коливань, які виникають в результаті повторення циклів у вигляді послідовності фаз розвитку досліджуваного процесу (і є узагальненням поняття детермінованого коливання), повинен бути нестационарним ВП. Він повинен бути гармонізованим, тобто розкладатися на гармоніки, корельованим таким чином, щоб ця корельованість забезпечувала повторюваність властивостей. Але це відобразиться як повторюваність не значень сигналу, а їхніх імовірнісних характеристик.

2.3. Періодично корельований випадковий процес як математична модель електрокардіосигналу серця людини при фізичному навантаженні

Оскільки, нестационарність містить лише заперечення стаціонарності, тому моделювання нестационарних випадкових процесів як ЕКС методами не є поширеним. Постає питання, за яким законом змінюються імовірнісні характеристики електрокардіосигналу в часі. Одним з важливих є обмеження потужності процесу.

Використовуючи колгморівський гільбертовий простір, випадкових величин \mathbf{K} зі скінченими дисперсіями $d_{\xi} = \|\xi\|^2$, скалярним добутком і нормою, та з вимогою скінченності потужності, одним із видів нестационарних процесів є клас випадкових процесів зі скінченною середньою потужністю [66, 67].

Для того, щоб на вивчення коливних сигналів розвинути засоби дослідження ритміки, зокрема електрокардіосигналу, використовуючи працю [68] де результати обґрунтування математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка конструктивно поєднує в одному математичному об'єкті такі властивості коливних сигналів як випадковість та періодичність.

На єдиній методологічній основі, у праці [68], розвинуто теорію нестационарних сигналів, яка дає змогу перенести на такі сигнали відомі засоби із теорії кореляційних стаціонарних сигналів. У цьому розумінні, енергетична теорія охоплює кореляційну теорію стаціонарних сигналів.

У монографії [66] викладена енергетична теорія стохастичних процесів, яка дає можливість встановлення нових фактів, внаслідок осмислення потреб та багатьох результатів досліджень нестационарних сигналів і формування узагальненої точки зору на них. Теорія поєднує питання зображення сигналів

через елементарні складові, обґрунтування алгоритмів опрацювання й аналізу стосовно широкого кола задач теорії і практики використання стохастичних сигналів.

В основу енергетичної теорії покладено принцип виділення класів нестационарних сигналів за скінченністю енергетичних характеристик - енергії сигналу (клас \mathcal{E}):

$$E_{\xi} = \int_D E|\xi(t)|^2 dt < \infty \quad (2.18)$$

або, середньої потужності (клас π):

$$P_{\xi} = M_t \{E|\xi(t)|^2\} < \infty \quad (2.19)$$

де $\xi(t), t \in \mathbf{D}$ – випадковий процес, який є моделлю m -ої вибірки ЕКС;

M_t – усереднення по осі часу;

$\mathbf{D} \subset \mathbf{R}$ - скінчена область задання ЕКС на числовій осі $R = (-\infty, \infty)$.

Якщо енергія коливань, а саме кінетична енергія є квадратичною функцією, то скінченність енергетичних характеристик ЕКС може бути виражений формальними засобами при трактуванні цих характеристик як норм у відповідних векторних, або як їх узагальнення гільбертових просторах. Тоді умова обмеженості норм буде виразом скінченності енергетичних характеристик. Але для нестационарного ЕКС, (який і є при фізичному навантаженні) миттєва потужність $d_{\xi}(t) = E|\xi(t)|^2$, $t \in \mathbf{D}$ є змінною. Тому його природній опис, дає функцію часу зі значеннями у відповідному гільбертовому простоті, яким у даному разі є колгморівський гільбертів простір \mathbf{K} , утворений випадковими величинами скінченої дисперсії, трактованими як абстрактні вектори, тобто елементами (векторами) є значення випадкових процесів, як моделі ЕКС.

Нормою цих елементів в утвореному ними лінійному просторі буде в загальному випадку змінною, згідно виразу:

$$\|\xi_t\|_{\mathbf{K}} = \sqrt{d_{\xi}(t)} = \sqrt{r_{\xi}(t, t)} \quad (2.20)$$

де $t \in \mathbf{D}$, $r_{\xi}(t, s) = E\xi(t)\xi(s)$ – кореляційна функція процесу.

Для того, щоб від часу одержати незалежну характеристику всього нестационарного ЕКС, треба „виключити час”, що можна зробити згідно з фізичною інтерпретацією двома способами: знайшовши у часі середнє (для незаникних коливань – це буде середня потужність); обчисливши інтеграл (це буде його енергія). Вимога скінченності цих інтегральних енергетичних характеристик має природній вираз як обмеженість норм у гільбертових

просторах над колгморівським гільбертовим простором.

Виходячи, із вище сказаного, такі простори є природнім засобом вивчення функцій зі значенням у гільбертових просторах, у тому числі функцій $\xi: \mathbf{D} \rightarrow \mathbf{K}$. Тому, теорія абстрактних функцій зі значеннями у гільбертовому просторі є адекватним засобом вивчення стохастичних сигналів у термінах їхніх інтегральних енергетичних характеристик: енергії, середньої потужності. Такі інтегральні характеристики властиві сигналам, які знаходяться в усталеному режимі, а перехідний режим описують за Л.Заде у термінах змінної стану.

Як ми бачимо, енергетичні характеристики ЕКС, доцільно розглядати як формальні норми у певних просторах, елементами яких є ці сигнали. Такі простори у праці [66], називають просторами сигналів.

Використовуючи теорему Чебешива із випадковими процесами енергетичних класів встановлює той факт, що реалізації таких процесів з імовірністю одиниця є функціями часу – елементами просторів $L^2(\mathbf{D})$ чи \mathbf{B}^2 (останній збігається з простором повільно зростаючих або інакше темперованих, узагальнених функцій) [69]. К.Іто встановив, що для стаціонарних процесів такий факт (належність їх реалізацій з імовірністю одиниця до \mathbf{B}^2) [70].

Отже, енергетична теорія, дає підставу для формалізації повної і вичерпної теорії нестационарних класів у термінах їх зображень як випадкових процесів. У кореляційних термінах, як теорії двох виділених енергетичних класів стохастичних сигналів, через властивості їхніх реалізацій та, їх транслянт, охоплює теорію стаціонарних випадкових процесів. Подальша деталізація досягається вивченням сигналів, які творять підкласи в енергетичних класах.

За властивостями, характером зміни у часі, згідно праці [71] параметроваріантні класи сигналів, доцільно означити з їхніх параметричних (зсувових) коваріацій $b_\xi(t, u) = r_\xi(t + u, t)$, коли вони періодичні у сенсі Безиковича та полі періодичні (квазіперіодичні) у часі по змінній t .

Моделями сигналів, зокрема ЕКС є випадкові процеси названих класів, і служать у розвинутій концепції ритміки як стохастичні коливання [72,73], що істотно узагальнює відомий підхід, який базується на стаціонарній моделі, Вінера-Колгморова [64,74]. Ця концепція дає засоби врахування типу не стаціонарності коливань, крім одержуваного з колгморівської спектрального розподілу потужності. Для них характерна статистична повторюваність властивостей, що знаходять вираз у типі корельованості гармонічних складових коливань. Інформативну характеристику таких коливань, дають множини кореляційних компонент у вигляді коефіцієнтів коефіцієнтів Фур'є. Такі моделі описують сигнали, породжувані системами з поворотами, обертаннями, часовий хід природних процесів, біоритми, коливному кінетику. Періодично

корельований випадковий процес коли
$$N = 1, \Lambda = \frac{2\pi}{T},$$
 де T - період функції

$b(\cdot, u)$, є моделями простої ритміки або ритміки природніх явищ.

Трактуючи клас π як залежність характеристик процесу, що існують при всяких зсувах сукупностей їхніх значень відповідні середні по часі, та брати до уваги характер чи тип цієї часової залежності, то явне задання її вигляду виділить такі, що відповідають цим типам залежності, підкласи класу π . І коли ця залежність періодична чи поліперіодична, то виділяються класи періодично (клас π^T), поліперіодично (клас π^\wedge), і майже періодично корельованих (клас π^λ) випадкових процесів. Згідно праці [66], клас π має таку структуру: $\sigma \subseteq \pi^T \subseteq \pi^\wedge \subseteq \pi^\lambda \subseteq \pi$.

Означені ще у 1947 р. О.Коронкевичем проводилися різнобічні дослідження періодично корельованого випадкового процесу. Деякі із властивостей були встановленні рядом авторів у різний час, причому ці результати розрізненні. Теорія періодично корельованих випадкових процесів під різним кутом зору було зібрано у працях Я.П.Драгана [66-69,71-73,75-94], в яких ці факти логічно доведено та систематизовано із позицій єдиного підходу засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів [66].

Випадкові процеси $\xi(t)$, $t \in R(-\infty, \infty)$, називають періодично корельованим, якщо існують: таке фіксоване число $T > 0$ (період корельованості) математичне сподівання та кореляція мають вигляд:

$$m_\xi(t) = E \xi(t), \quad r_\xi(t, s) = E \xi(t) \xi(s), \quad (2.21)$$

де $\xi^0(t) = \xi(t) - m_\xi(t)$ - центрований ЕКС;

E – символ усереднення по розподілові (обчислення математичного сподівання),

що виконується умова

$$m_\xi(t+T) = m_\xi(t), \quad r_\xi(t+T, s+T) = r_\xi(t, s), \quad \forall t, s \in R, \quad (2.22)$$

де $m_\xi(t)$ - математичне сподівання, а $r_\xi(t, s)$ - кореляційна функція процесу, або, якщо використати параметричну коваріацію $b_\xi(t, u) = r_\xi(t+u, t)$, то з цих формул виходить, що математичне сподівання і параметрична коваріація є періодичними з періодом T :

$$m_\xi(t+T) = m_\xi(t), \quad r_\xi(t+T, s+T) = r_\xi(t, s), \quad \forall t, s \in R, \quad (2.23)$$

Обчисливши середні характеристики, це призводить до того, що усереднення по всій осі переходить в усереднення по відрізку довжини T . Для простоти (внаслідок інваріантності усереднення щодо зсувів) можна вважати

усередненням на відрізку $[0;T)$, тобто покласти, що середні величини характеристик процесу дорівнюють:

$$m = M_t \{m_\xi(t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T m_\xi(t) dt \quad (2.24)$$

$$B(u) = M_t \{r_\xi(t+u, t)\} = \frac{1}{T} \int_0^T r_\xi(t+u, t) dt = \frac{1}{T} \int_0^T b_\xi(t, u) dt \quad (2.25)$$

де M_t - символ усереднення по всій осі часу, T - період корельованості ПКВП. Ці характеристики тому мають розклади у ряди Фур'є:

$$m_\xi(t) = \sum_{k \in Z} m_k e^{ik\Lambda t} \quad (2.26)$$

$$b_\xi(t, u) = \sum_{k \in Z} B_k(u) e^{ik\Lambda t} \quad (2.27)$$

$$\text{де } \Lambda = \frac{2\pi}{T};$$

Є у сенсі теорії узагальнених функцій Шварца [66,67], коли розглядати періодично корельований випадковий процес скінченної середньої потужності.

Використовуючи енергетичний підхід, можна дослідити властивості випадкових процесів, а у припущенні їх η -ергодичності, розробити методи статистичного оцінювання характеристик часової зміни властивостей ЕКС.

Отже, періодично корельовані випадкові процеси – це моделі стохастичних коливань з періодичною зміною імовірнісних характеристик як підклас класу π .

Властивістю періодично корельованого процесу, класу π^T є те, що основні задачі оцінювання їхніх характеристик можна розв'язувати зведенням до статистики стаціонарних ВП, яка достатньо розвинута.

Синфазний метод оцінювання характеристик періодично корельованого процесу полягає у виборі відліків через період корельованості, які творять векторні стаціонарні послідовності і є варіантом статистики стаціонарних послідовностей. Зокрема, періодично корельований випадковий процес класу π (стаціонарний у гільбертовому просторі) описаний виразом:

$$\eta = \mathbf{B}^2(K), \quad (2.28)$$

є гільбертовим простором типу \mathbf{B}^2 з метрикою Бора-Безиковича [66]

$$\|f\|_{\mathbf{B}^2}^2 = M_t \{ |f(t)|^2 \} = \lim_{L \rightarrow \infty} \frac{1}{2N} \int_{-N}^N |f(t)|^2 dt \quad (2.29)$$

над колгоморівським гільбертовим простором \mathbf{K} випадкових величин скінченої дисперсії, квадрат норми елементів (векторів) у якому [66]

$$\|\xi(t)\|_{\mathbf{K}}^2 = d_{\xi}(t) = r_{\xi}(t, t) = E \left| \xi \right|_0^2, \quad t \in \mathbf{D}. \quad (2.30)$$

нормою в гільбертовому просторі \mathbf{B}^2 над колгоморівським гільбертовим простором є квадрат норми ВП класу π і описується виразом,

$$P_{\xi} = \|\xi(t)\|_{\eta^T}^2 = M_t \left\{ \|\xi(t)\|_{\mathbf{K}}^2 \right\} < \infty, \quad (2.31)$$

де P_{ξ} - середня потужність випадкових процесів:

Випадкові процеси класу π^T дорівнює середній за період потужності:

$$\eta^T = \mathbf{L}^2 \left([0, T]; \frac{1}{T}, \mathbf{K} \right), \quad P^T_{\xi} = \frac{1}{T} \int_0^T E \|\xi(t)\|_{\mathbf{K}}^2 dt \quad (2.32)$$

Тому в η^T - ергодичності (критерієм її є критерій Слуцького, який у теорії звичайних, тобто в гільбертовому просторі \mathbf{K} , стаціонарних ВП, є швидке зникання кореляційних зв'язків при $u \rightarrow \infty$) оцінка, яка має всі властивості оцінки кореляційної функції стаціонарних випадкових процесів є оцінкою

нульової кореляції компоненти $\hat{B}(u) = M_t \left\{ \xi(t+u) \xi(t) \right\}$ а спектральна функція є оцінкою розподілу потужності періодично корельованого випадкового процесу.

Кореляційні компоненти:

$$B_k(u) = \frac{1}{T} \int_0^T b_{\xi}(t, u) e^{-ik \frac{2\pi}{T} t} dt \quad (2.33)$$

їх обмеженість $|B_k(u)| \leq |B_0(u)| \leq B_0 = P_{\xi}^T$ - мають зображення у вигляді інтегралів Фур'є за мірами і належать до класу \mathbf{B}^2 :

$$B_k(u) = \int_{\mathbf{R}} e^{iu\lambda} F_k(d\lambda) \quad (2.34)$$

де \mathbf{R} - множина дійсних чисел, F - спектральна міра.

Параметрична кореляція ЕКС має зображення у вигляді:

$$b_{\xi}(t, u) = \iint_{\mathbf{R}^2} e^{i(t\lambda - u\mu)} F(d\lambda, d\mu) \quad (2.35)$$

з двочастотною спектральною мірою (бімірою)

$$F(\Delta, \Delta') = \sum_{k \in \mathbf{Z}_{\Delta'}} \int \chi_{\Delta}(\mu + k\Lambda) F_k(d\mu) \quad (2.36)$$

носієм якої є сім'я прямих [66]

$$F = \{\lambda = \mu + k\Lambda, k \in \mathbf{Z}\} \quad (2.37)$$

Встановленні властивості кореляції періодично корельованого випадкового процесу, дає підставу вивести вираз самого процесу через його стаціонарні складові (стаціонарні компоненти).

Розглядаючи вибірки ЕКС $\xi_m(t)$ як реалізації періодично корельованого випадкового процесу, із періодами T_m корельованості в один серцевий цикл, доцільно зобразити через стаціонарні компоненти у вигляді виразу:

$$\xi_m(t) = \sum_{k \in \mathbf{Z}} \xi_{km}(t) e^{i \frac{2\pi kt}{T_m}} \quad (2.38)$$

де $\xi_{km}(t), k \in \mathbf{Z}$ - стаціонарні компоненти (випадкова складова) m -ої вибірки ЕКС,

$e^{i \frac{2\pi kt}{T_m}}$ - періодична складова m -ої вибірки ЕКС,

З такого подання вираз (2.38) охоплює часткові моделі як сума максимально можливої кількості моделей адитивно-мультиплікативних сумішей, та поєднує у своїй структурі як стохастичну та періодичну складові, і має засоби щоб описати нестаціонарні коливання m -ої вибірок ЕКС $\xi_m(t)$ шляхом розкладання сигналу на стаціонарні компоненти, а тому опрацювання (стаціонарних компонент ЕКС) застосовна вся теорія ймовірності та математичної статистики.

2.4. Висновки до розділу 2

Моделювання ЕКС методами енергетичної теорії стохастичних сигналів для аналізу електрокардіосигналу, дозволило при оцінюванні характеристик сигналу врахувати його фізичні властивості (періодичність, випадковість).

Результатами проведеного аналізу електрокардіосигналу з використанням статистичних методів оцінок (математичного сподівання, дисперсії і кореляційні функції) підтверджено, що адекватна їм модель повинна задовольняти вимоги випадковості та періодичності їх статистичних

характеристик, які задовольняє модель у вигляді періодично корельованих випадкових процесів.

Періодично корельований випадковий процес як модель стохастичного коливання відображає часову-фазову структуру електрокардіосигналу, має засоби врахувати як пов'язаності гармонічних складових, так і зміни імовірнісних характеристик сигналу в часовій області.

РОЗДІЛ 3

МЕТОД СТАТИСТИЧНОГО ОПРАЦЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ ПРИ ФІЗИЧНОМУ НАВАНТАЖЕННІ У КАРДІОДІАГНОСТИЧНИХ СИСТЕМАХ

У розділі на базі обґрунтованої математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу розроблено метод статистичного опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні, який дасть змогу підвищити достовірність діагностики стану серцево-судинної системи шляхом впровадження в область кардіології нового класу інформативних ознак, одержаних синфазним методом аналізу. Розроблено алгоритмічне забезпечення синфазного методу комп'ютерного опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні як періодично корельованої випадкової послідовності із використанням алгебри алгоритмів.

Основні результати розділу опубліковані в працях [96-98].

3.1. Визначення періоду корельованості електрокардіосигналу

Задача визначення періоду корельованості ЕКС як ПКВП є важливою задачею від якої залежить подальші результати, отримані при опрацюванні сигналу з метою підвищення інформативності кардіосистем.

Оскільки при фізичному навантаженні, показником стану ССС є частота серцевих скорочень, тобто ритм який задає синусовий вузол, тому основною характеристикою ЕКС – як ПКВП моделі є період корельованості T .

У випадку електрокардіосигналу не існує прямих способів визначення періоду корельованості за реалізацією сигналу. Тому необхідно сформулювати і розв'язати задачу пошуку періоду корельованості, яка містить обґрунтування критерію встановлення його значення, методу знаходження можливого інтервалу існування періоду корельованості та його початкового наближення, вибір способу пошуку значення періоду корельованості з множини можливих значень.

Зрозуміло, що статистичний період буде близьким до періоду серцевого циклу, тому за початкове наближення – пробне значення періоду T_p використано значення пробного серцевого циклу.

Детальний аналіз можливих методів знаходження періоду корельованості та вибір одного з них обумовлений тим, що цю величину взято за початкове наближення характеристики ПКВП-моделі – періоду корельованості, який є інформативною ознакою ритміки серця. Розглянемо ефективність відомих способів визначення періоду корельованості електрокардіосигналу.

Найпростіший метод знаходження періоду періодичних сигналів – за зареєстрованим ЕКС у часовій області, усереднення інтервалів часу між його максимальними значеннями (С. Gazanhez) [99,121].

З ЕКС видно що максимальними значеннями по амплітуді є R-зубці. Для знаходження R - зубців QRS – комплексів в роботі використано метод екстремальних значень.

На рис 3.1 показано знаходження максимумів ЕКС при порівнянні їх з порогом.

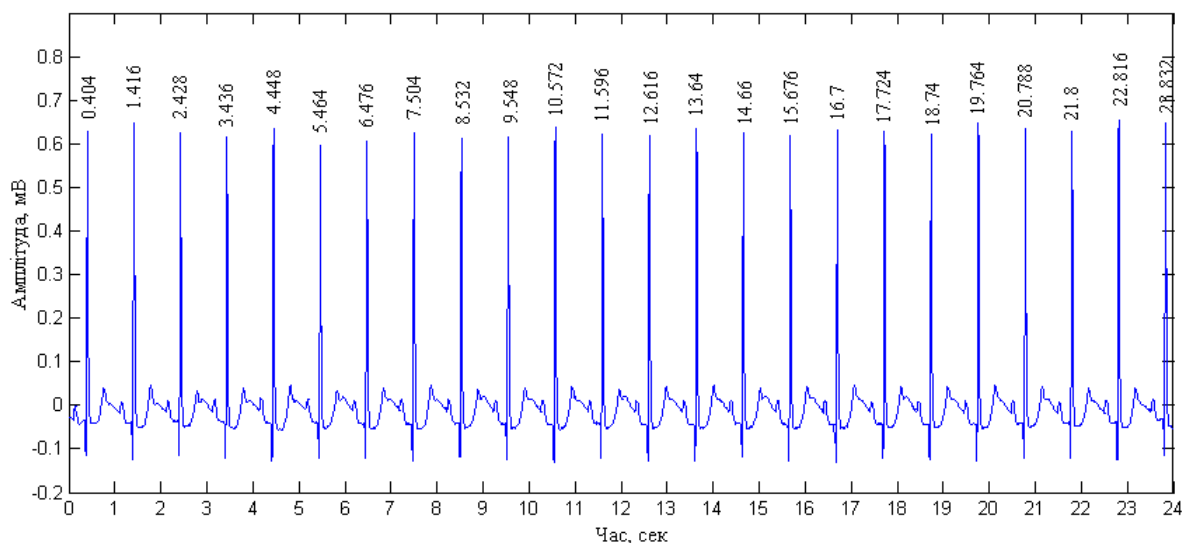


Рис. 3.1. Знаходження періоду у часовій області за реєстрограмою ЕКС

На рис. 3.2 видно, що середнє значення періоду рівне 1.0186 с, а відхилення від середнього рівне 0.0069 с, що свідчить про незначну зміну періоду і також придатність даного методу для визначення періоду корельованості ЕКС як ПКВП.

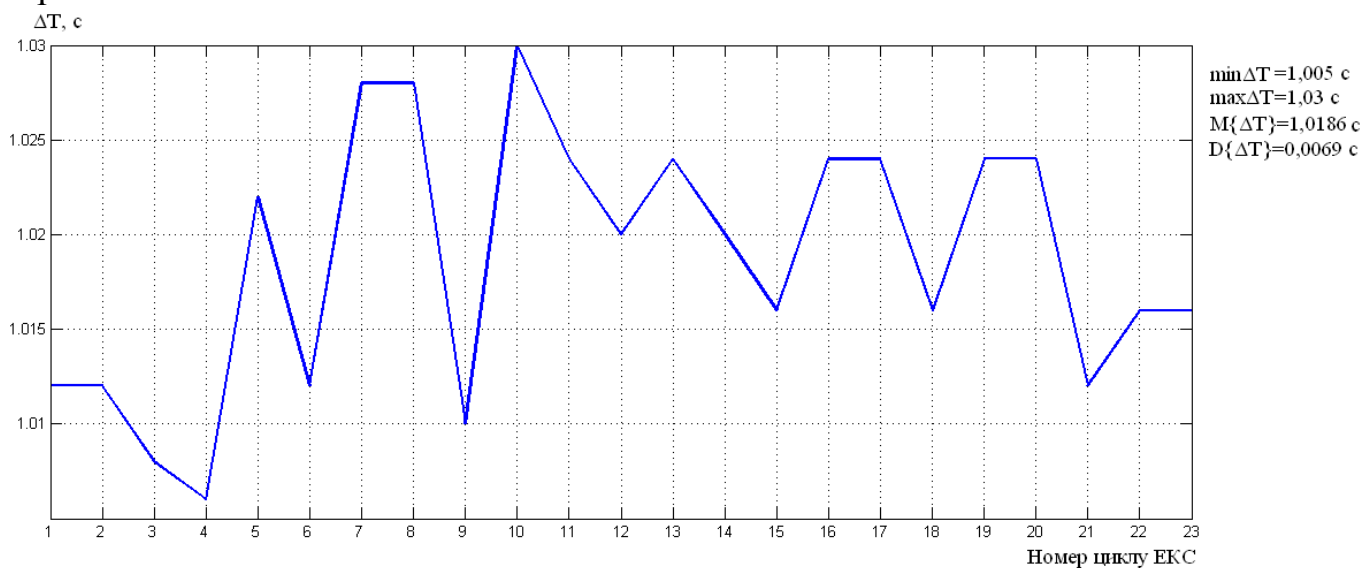


Рис 3.2. Графік залежності зміни періоду від циклів ЕКС (норма)

Проте цей метод залежить від величини порогу, з яким порівнюємо максимальні значення. Для малого значення порогу виявляються врахованими не тільки значення максимумів, але й додаткові максимуми – присутні подвійні R- зубці та високі P та T зубці, що є присутнім у випадку патології.

Період сигналу можна знайти у частотній області за амплітудним спектром сигналу (рис. 3.3) шляхом обчислення добутку гармонік спектру. При вузько смуговому перетворенні Фур'є періоди ЕКС проявляться вузькими піками на частотах, кратних основній частоті.

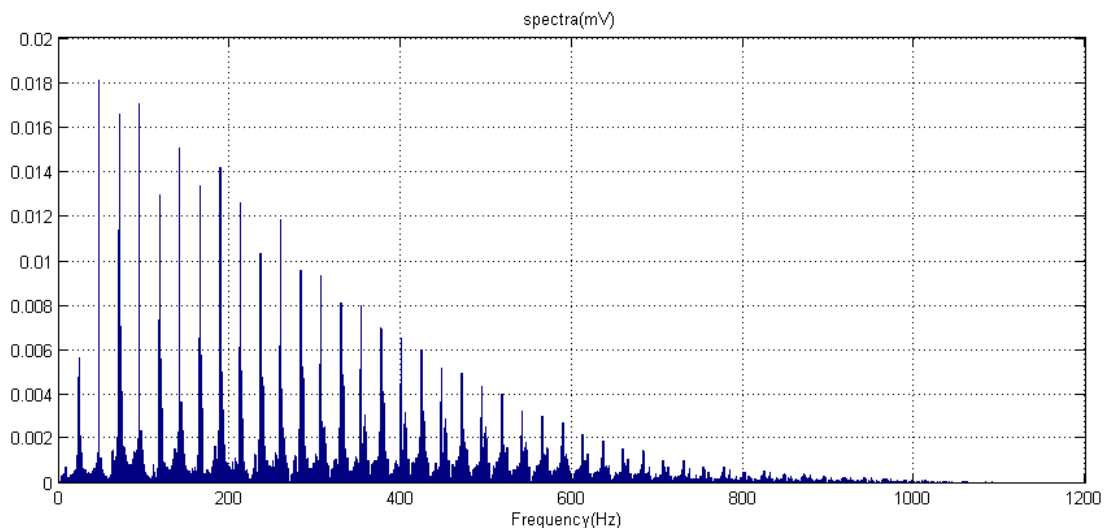


Рис. 3.3. Знаходження періоду у частотній області за амплітудним спектром сигналу

Недоліком цього методу є те, що при фізичному навантаженні спектр ЕКС за короткі проміжки часу різко змінюється. В цих випадках з'являлась невизначеність у спектральних характеристиках, що утруднювало інтерпретацію сигналу.

Наступний метод, ґрунтуються на відомому принципі селективних перетворень процесу $x(t)$, в результаті яких всі гармоніки окрім однієї виявляються ослабленими.

Лінійне селективне перетворення має вигляд:

$$y(t, T_p) = \int_{-T/2}^{T/2} h(\tau, T_p) x(t - \tau) dt \quad (3.1)$$

де $h(\tau, T_p)$ - вагова функція, що визначається видом перетворення;

T_p - параметр, який називають пробним періодом.

Лінійним селективним перетворенням є кореляційне перетворення. Отже, період корельованості можна знайти у часовій області шляхом визначення місцезнаходження максимумів кореляційної функції електрокардіосигналу $x(t)$:

$$y(t) = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} x(t) x(t - \tau) dt, \quad (3.2)$$

де $\tau = T_p$;

T - інтервал оцінювання.

Після відповідних перетворень

$$h(\tau, T_p) = \sum_s h(\tau_s, T_p) \delta(\tau - \tau_s), \quad (3.3)$$

де $\delta(\tau)$ - функція Дірка;
 $h(\tau_s, T_p)$ - ваговий коефіцієнт в точках $\tau = \tau_s$,

отримаємо дискретне селективне перетворення:

$$y(t, T_p) = \sum_s h(\tau_s', T_p) x(t - \tau_s). \quad (3.4)$$

На рис. 3.4 зображено результат знаходження періоду корельованості за автокореляційною функцією ЕКС.

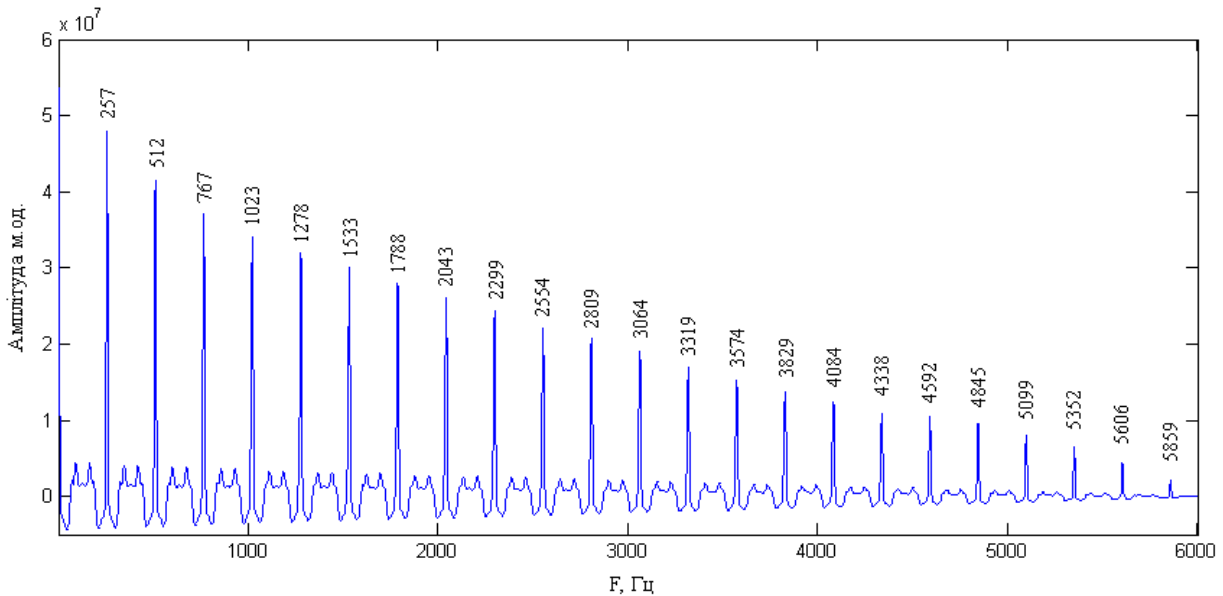


Рис. 3.4. Знаходження періоду за автокореляційною функцією

Основним недоліком методу визначення періоду за точками максимальних значень автокореляційної функції полягає у зниженні швидкодії за рахунок застосування операції множення.

Для кожного із розглянутих методів характерні свої випадки застосування, при яких спостерігаються аномальні значення похибок визначення періоду. Для контролю за появою таких похибок доцільно застосувати верифікацію отриманих значень T .

Верифікацію зручно здійснювати перевіркою гіпотези про пробний період із множини можливих його значень на інтервалі $[T_{1m}; T_{2m}]$.

Щоб оцінити кількісний критерій вибору періоду корельованості за цим поняттям, необхідно задати певний функціонал, який мав би глобальний максимум на інтервалі $[T_{1m}; T_{2m}]$ і в математичному сенсі був би мірою рельєфності кривих статистичних оцінок, побудованих для різних значень ЕКС T_{pm} з інтервалу $[T_{1m}; T_{2m}]$ в m -му вікні.

Отже, критерієм вибору оцінки періоду корельованості з його пробних значень має стати міра рельєфності кривих $\hat{m}_{\xi_m}(t_0 / T_{pm})$, $t_{0n} \in [0; T_{pm}]$. За таку

міру в роботі запропоновано використати відому в теорії функцій характеристику – варіацію функції:

$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) = \sup_{\forall D_m([T_{1m}; T_{2m}])} \sum_{i=0, N-1} |\hat{m}_{\xi_m}(t_{i+1}) - \hat{m}_{\xi_m}(t_i)|, \quad (3.5)$$

Варіація є точною верхньою межею сум приростів значень функцій $\hat{m}_{\xi_m}(t_{k+1}) - \hat{m}_{\xi_m}(t_k)$, коли t_k є точками розбиття $T_{1m} = t_0 < t_1 < \dots < t_k = T_{2m}$ відрізка $[T_{1m}; T_{2m}]$. Верхня межа береться по всіх можливих таких розбиттях. Ця величина, очевидно, є невід'ємною і адитивною, тому що при $T_{1m} < T_{pm} < T_{2m}$ [88]:

$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) = V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{pm}]) + V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{pm}; T_{2m}]), \quad (3.6)$$

Тобто вона справді є мірою в математичному сенсі. Варіація є більшою за розмах функції

$$V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]) \geq \Delta \hat{m}_{\xi_m}([T_{1m}; T_{2m}]) = |\max \hat{m}_{\xi_m} - \min \hat{m}_{\xi_m}|, \quad (3.7)$$

І вона може бути для різних функцій різною, навіть якщо ці функції мають однаковий розмах. Для підсилення рельєфності використано інші аналогічні характеристики – Φ -варіації $V_{\Phi}(f; [a; b])$ ($u \geq 0, \Phi(u) = 0$):

$$V_{\Phi}(f; [a; b])^{\Delta} = \sup_{\forall D_n([a; b])} \sum_{k=0, N-1} \Phi(|f(t_{k+1}) - f(t_k)|). \quad (3.8)$$

При $\Phi(u) = u$ отримуємо клас $V(f; [a; b])$ Жордана (3.12), при $\Phi(u) = U^p$ ($1 < p < \infty$) - класи $V_{U^p}(f; [a; b])$ Вінера.

На рис. 3.2 зображено залежності $V_{\Phi}(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ варіаційної лінійної (коли $\Phi(u) = u$), квадратичної (коли $\Phi(u) = u^2$) та кубічної (коли $\Phi(u) = u^3$) функції статистичних оцінок при різних пробних значеннях базових частот $2\pi / T_{pm}$ як значень відповідних функціоналів.

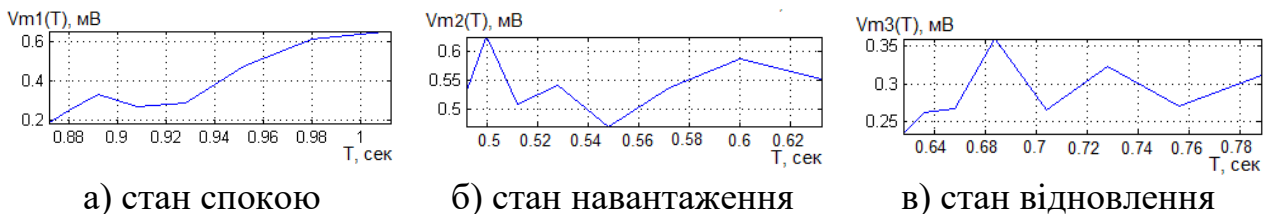


Рис. 3.5. Варіації математичного сподівання вибірок із реалізації ЕКС при фізичному навантаженні

З графіків видно, що всі три криві $V_{\Phi}(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ (при $p=1,2,3$) мають різні максимуми, що свідчить про різномасштабність ЕКС на різних станах.

Отже, за оцінку істинного значення \hat{T}_m періоду корельованості прийнято таке значення пробного періоду, яке, в першому наближенні, дає максимальне значення розмахів $\hat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} \Delta(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$. Точнішим буде те значення пробного періоду, котре забезпечує максимум функціоналів варіації:

$$\hat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]), \quad \hat{T}_m = \arg \max_{\{T_{pm}\}} V(\hat{d}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}]). \quad (3.9)$$

У термінах статистики можна сказати, що останній критерій є потужнішим, бо він має більшу роздільну здатність. Для знаходження глобального максимуму критерію – функціоналів варіації $V(\hat{m}_{\xi_m}; [T_{1m}; T_{2m}])$ - використано відомий чисельний метод послідовного перебору значень $\{T_{pm}\} \subseteq [T_{1m}; T_{2m}]$. Метод послідовного перебору в даному випадку полягає в обчисленні статистичних оцінок при усіх можливих значеннях пробного періоду корельованості з інтервалу $\{T_{pm}\} \subseteq [T_{1m}; T_{2m}]$.

Крок перебору можна задати як певне фіксоване число. Оскільки ми маємо дискретні часові ряди, тому було використано крок – період дискретизації. Саме він визначає крок дискретних значень пробного періоду на інтервалі $[T_{1m}; T_{2m}]$, а отже і точність селекції періоду – $4 \cdot 10^{-3}$ с.

3.2. Метод опрацювання електрокардіосигналу

3.2.1. Синфазний метод опрацювання. На основі наведених в розділі 2 властивостей моделі ЕКС як ПКВП реалізовано відносно простий алгоритм опрацювання сигналу засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів, синфазним методом, який дає можливість за однією реалізацією η -ергодичного ЕКС оцінити фазову структуру його коваріації і середнього, тобто зміну їх у часі, а не лише їх середні значення і тим самим визначити нові інформативні ознаки для задач діагностики стану ССС при фізичному навантаженні.

Синфазний метод виходить з того, що відліки значень ЕКС в межах m -го вікна через період корельованості при різному виборі початку відліку (початкової фази) $t_0 \in [0, T)$ утворюють стаціонарну векторну випадкову послідовність $\{\xi_m(t_0), t_0 \in [0, T)\}$. Співфазні відліки ЕКС в межах m -го ковзного вікна, в силу означення даного класу процесів мають ту саму статистику другого порядку, що й відліки ПКВП $\xi_m(t_0 + kT), k \in Z$.

Тому, за умови η -ергодичності ЕКС, а відповідно, ергодичності у звичайному сенсі послідовності $\{\xi_m(t_0), t_0 \in [0, T)\}$, $t_0 = j\Delta$, де j – крок, для

характеристик ЕКС, виходячи з статистики середньої коваріації та статистики математичного сподівання:

$$b_{\xi_m}(t, u) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \overset{\circ}{\xi}_m(t+u+kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}_m(t+kT)}, \quad (3.10)$$

де $b_{\xi_m}(t, u)$ - статистика середньої коваріації,

$\overset{\circ}{\xi}_m(t)$ – центрований ЕКС на m -му ковзному вікні, $\overset{\circ}{\xi}_m(t_0) = \xi_m(t) - m_{\xi_m}(t)$,

T – період корельованості,

N – кількість періодів корельованості на усій реалізації.

$$\hat{m}_{\xi_m}(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{2N+1} \sum_{k=-N}^N \xi_m(t+kT), \quad (3.11)$$

де $\hat{m}_{\xi_m}(t)$ - статистична оцінка математичного сподівання.

Справедливими будуть наступні статистики:

$$\hat{m}_{\xi_m}^N(t_0) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m(t_0+kT), \quad (3.12)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}^N(t_0, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \overset{\circ}{\xi}_m(t_0+kT) \overline{\overset{\circ}{\xi}_m(t_0+u+kT)}, \quad (3.13)$$

Оцінки математичного сподівання $\hat{m}_{\xi_m}(t)$, параметричної коваріації $\hat{b}_{\xi_m}(t, u)$ є випадковими функціями своїх аргументів.

Найкращими є незсунуті оцінки з найменшою дисперсією та некорельованими значеннями. Властивості цих оцінок залежать від вибраного правила оцінювання (такого, що визначає вид функції спостережуваних значень) та довжини відрізка аналізованої реалізації ЕКС. В наступних підрозділах розглянуто властивості оцінок $\hat{m}_{\xi_m}(t)$, $\hat{b}_{\xi_m}(t, u)$ ЕКС, обчислених синфазним методом.

Усереднення виконано з врахуванням виразів (3.12), (3.13) на відрізку фіксованої довжини $T_m = k\Delta$, де T_m — період корельованості, Δ — інтервал дискретизації. Довжина реалізації тоді буде як $nT_m + u$, де u — максимальний зсув, для якого оцінюється значення кореляційної функції. Вирази (3.12) та (3.13) в даному випадку набудуть вигляду:

$$\hat{m}_{\xi_m}(t) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi_m(t+nT_m) \quad t \in [0, T), \quad (3.14)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \xi_m^{\circ}(t + u + nT_m) \overline{\xi^{\circ}(t + nT_m)}, \quad (3.15)$$

де $t = j\Delta$.

Математичне сподівання статистики (3.14) рівне оцінюваній величині

$$M_t \{ \hat{m}_{\xi_m}(t) \} = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m^{\circ}(t + kT_m) = \hat{m}_{\xi_m}(t), \quad (3.16)$$

Тому оцінка (3.13) є незсунутою.

Дисперсія оцінки (3.14) дорівнює:

$$D_{\hat{m}_m}(t) = M[\hat{m}_{\xi_m}(t) - M_t \{ \hat{m}_{\xi_m}(t) \}]^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) \hat{b}_{\xi_m}(t, kT_m). \quad (3.17)$$

При відомому математичному сподіванні, параметрична коваріація $\hat{b}(t, u)$:

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m^{\circ}(t + kT_m) \overline{\xi^{\circ}(t + u + kT_m)} - \hat{m}_{\xi_m}(t) \hat{m}_{\xi_m}(t + u). \quad (3.18)$$

Ці оцінки є незсунутими, а їхня дисперсія відповідно визначається виразом:

$$D_{\hat{b}_{\xi_m}^N}(t, u) = \frac{1}{N^2} \sum_{j, k=0}^{N-1} E \xi_m^{\circ}(t + kT_m) \overline{\xi_m^{\circ}(t + u + kT_m)} \cdot \overline{\xi_m^{\circ}(t + jT_m)} \times \\ \times \xi_m^{\circ}(t + u + jT_m) - b_{\xi_m}^2(t, u), \quad (3.19)$$

При невідомому математичному сподіванні, коли попередньо необхідно обчислити його оцінку, статистики мають при скінченному N вже не нульовий зсув:

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi_m^{\circ}(t + kT_m) - \hat{m}_{\xi_m}(t + kT_m)] \overline{[\xi_m^{\circ}(t + u + kT_m) - \hat{m}_{\xi_m}(t + u + kT_m)]}, \quad (3.20)$$

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \xi_m^{\circ}(t + kT_m) \overline{\xi_m^{\circ}(t + u + kT_m)} - \hat{m}_{\xi_m}(t) \hat{m}_{\xi_m}(t + u), \quad (3.21)$$

Для першої з них знаходимо:

$$M_t \left\{ \hat{b}_{\xi_m}(t, u) \right\} = \hat{b}_{\xi_m}(t, u) - \frac{1}{N} \hat{b}_{\xi_m}(t, u) - \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} b_{\xi_m}(t, u + kT_m) + \frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) b_{\xi_m}(t, u + kT_m), \quad (3.22)$$

Зсув її

$$\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(1)} = \frac{1}{N} \left[\hat{b}_{\xi_m}(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} b_{\xi_m}(t, u + kT_m) \right], \quad (3.23)$$

прямує до нуля при $N \rightarrow \infty$, тобто розглянута оцінка є асимптотично незсунутою. Таку ж властивість має й оцінка (3.18). Її зсув:

$$\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) b_{\xi_m}(t, u + kT_m), \quad (3.24)$$

Величини $\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(1)}$ та $\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)}$ пов'язані між собою співвідношенням:

$$\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(1)} + \varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{b}_{\xi_m}(t, u) + \sum_{k=-N+1}^{N-1} b_{\xi_m}(t, u + kT_m) \right]. \quad (3.25)$$

Варто відзначити, що при невідомому математичному сподіванні оцінки параметричної коваріації також може бути утворена статистика:

$$\hat{b}_{\xi_m}(t, u) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [\xi_m(t + kT_m) \xi(t + u + kT_m) - \hat{m}_{\xi_m}(t + kT) \hat{m}_{\xi_m}(t + u + kT_m)] \quad (3.26)$$

Зсув її аналогічний до $\varepsilon_{\hat{b}_{\xi_m}}^{(2)}$.

При кореляційному аналізові ЕКС, окрім отримання оцінок коваріації $\hat{b}_{\xi_m}(t, u)$, постає задача знаходження оцінок кореляційних компонент $\hat{B}_k(u)$, які характеризують структуру її часової мінливості. Оцінки кореляційних компонент здійснюється за статистикою:

$$\hat{B}_{km}(u) = \frac{1}{T} \int_0^T \hat{b}_{\xi_m}(t, u) e^{\left(-ik \frac{2\pi}{T_m} \right)} dt, \quad \overline{k = 0, u - 1}. \quad (3.27)$$

При відомому математичному сподіванні такі оцінки є незсунутими:

$$M_t \{ \hat{B}_{km}(u) \} = \hat{B}_{km}(u), \quad (3.28)$$

При скінченному N , коли параметричну коваріацію обчислено за формулою (3.19), зсув визначається виразом:

$$\varepsilon_{\hat{B}_{km}(u)}^{(1)} = -\frac{1}{N} \left[\hat{B}_{km}(u) - \sum_{k=-N+1}^{N-1} \frac{|k|}{N} \hat{B}_{km}(t, u + kT_m) \right], \quad (3.29)$$

Якщо ж параметрична коваріація обчислюється за допомогою співвідношення (3.21), то її зсув рівний:

$$\varepsilon_{\hat{B}_{km}(u)}^{(2)} = -\frac{1}{N} \sum_{k=-N+1}^{N-1} \left(1 - \frac{|k|}{N} \right) \hat{B}_{km}(u + kT_m). \quad (3.30)$$

Наведені співвідношення дають можливість проаналізувати властивості статистик математичної моделі ЕКС в межах m -го ковзного вікна у вигляді ПКВП, таких як: математичне сподівання, коваріаційну функцію та кореляційні компоненти які визначають наближення таких оцінок до обчислення величин залежно від методів їх знаходження.

3.2.2. Реалізація методу опрацювання алгеброю алгоритмів.

Опрацювання ЕКС як періодично корельованої випадкової послідовності із дискретним часом синфазним методом базується на тому, що ЕКС через дискретний період корельованості N_T розбивається на послідовності синфазних значень на ґратках виду $\{n\Delta t + kN_T\Delta t, k \in Z\}$, де для кожного $n\Delta t \in [0, N_T\Delta t)$ своя ґратка, а значення на цих ґратках утворюють стаціонарні та стаціонарно-зв'язані ергодичні випадкові послідовності (рис.3.1).

Для розроблення алгоритмів опрацювання ЕКС як ПКВП використано алгебру алгоритмів Овсяка В.К. [101,102], яка, на відміну від вербального та блок-схемного описів, забезпечує точний опис, мінімізацію за кількістю дій (унітермів) та дослідження алгоритмів.

Операції алгебри алгоритмів виконуються над унітермами, якими є окремі знаки та їхні послідовності. Унітерми, в залежності від конкретних чи абстрактних залежностей поділяються на предметні, наприклад $(y = x, z = t^2, \dots)$ і абстрактні $(F(x, y))$ - абстрактна функція від двох змінних). Формули-алгоритми утворюються операціями над унітермами. *Абстрактні алгоритми* – формули з абстрактними унітермами. Заміною в абстрактних алгоритмах всіх абстрактних унітермів предметними утворюються моделі абстрактних алгоритмів.

Знаками операцій алгебри алгоритмів є [101,102]: секвентування (\frown), елімінування (\dashv), паралелення (\lrcorner), циклічне секвентування (\wr), циклічне елімінування (\dashv), та циклічне паралелення (\cup). Операція секвентування використовується для опису послідовностей дій, елімінування – розгалужень в алгоритмах, паралелення – процесів, які виконуються одночасно, інвертування – зміни черговості виконання унітермів, циклічними операціями описуються цикли в алгоритмах.

На базі алгебри алгоритмів розроблено алгоритмічне забезпечення формування стаціонарних компонент із послідовності ЕКС із дискретним часом, який зображено на рис.3.6.

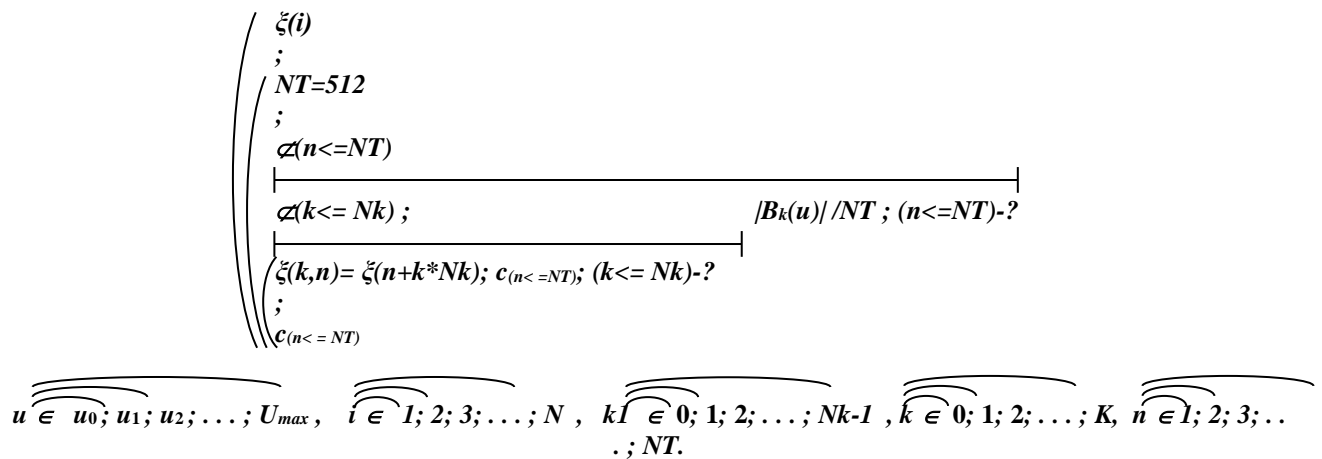


Рис. 3.6. Алгоритмічне забезпечення формування стаціонарних компонент із центрованої послідовності ЕКС із дискретним часом

На рис.3.6 позначено через: U_{max} – максимальний зсув, N – довжина реалізації ЕКС, N_k – кількість періодів реалізації ЕКС, K – кількість спектральних компонент та NT – довжина періоду.

Маючи масив стаціонарних компонент $\xi(k, n\Delta t) = \xi(n\Delta t + kN_T)$ обчислено масив оцінок їх взаємкореляційних функцій $\hat{b}_\xi(n\Delta t, u)$ (коваріаційні компоненти) згідно виразу:

$$\hat{b}_\xi(n\Delta t, u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \xi(n\Delta t + u + kN_T) \xi(n\Delta t + kN_T), \quad k \in Z \quad (3.31)$$

Від отриманих оцінок коваріаційних компонент $\hat{b}_\xi(n\Delta t, u)$ обчислено оцінки спектральних компонент $\hat{B}_k(u)$ згідно виразу:

$$\hat{B}_k(u) = \frac{1}{N_T} \sum_{n=0}^{N_T-1} \hat{b}_\xi(n\Delta t, u) e^{-j2\pi kn/N_T}. \quad (3.32)$$

Оцінки $\hat{B}_k(u)$ на відміну від оцінок $\hat{b}_\xi(n\Delta t, u)$ характеризуються стійкістю щодо часових зсувів і відображають фазово-часову структуру в частотній області.

Спектральні компоненти $\hat{B}_k(u)$ є кількісним показником оцінювання фазово-часової структури ЕКС, який дають змогу оцінити зміни сигналу в часі. Як відомо, що будь-яка людська система, яка в часі не змінює свої показники, можна вважати в нормі, а в іншому випадку – патологія. Тому, дослідження фазово-часової структури дає можливість виявити момент прояву змін в роботі людської системи, що можна порівняти із раннім проявом будь-якої хвороби.

Ґрунтуючись на вище перелічених операціях реалізації синфазного методу розроблено алгоритм опрацювання ЕКС із використанням алгебри алгоритмів (рис.3.7).

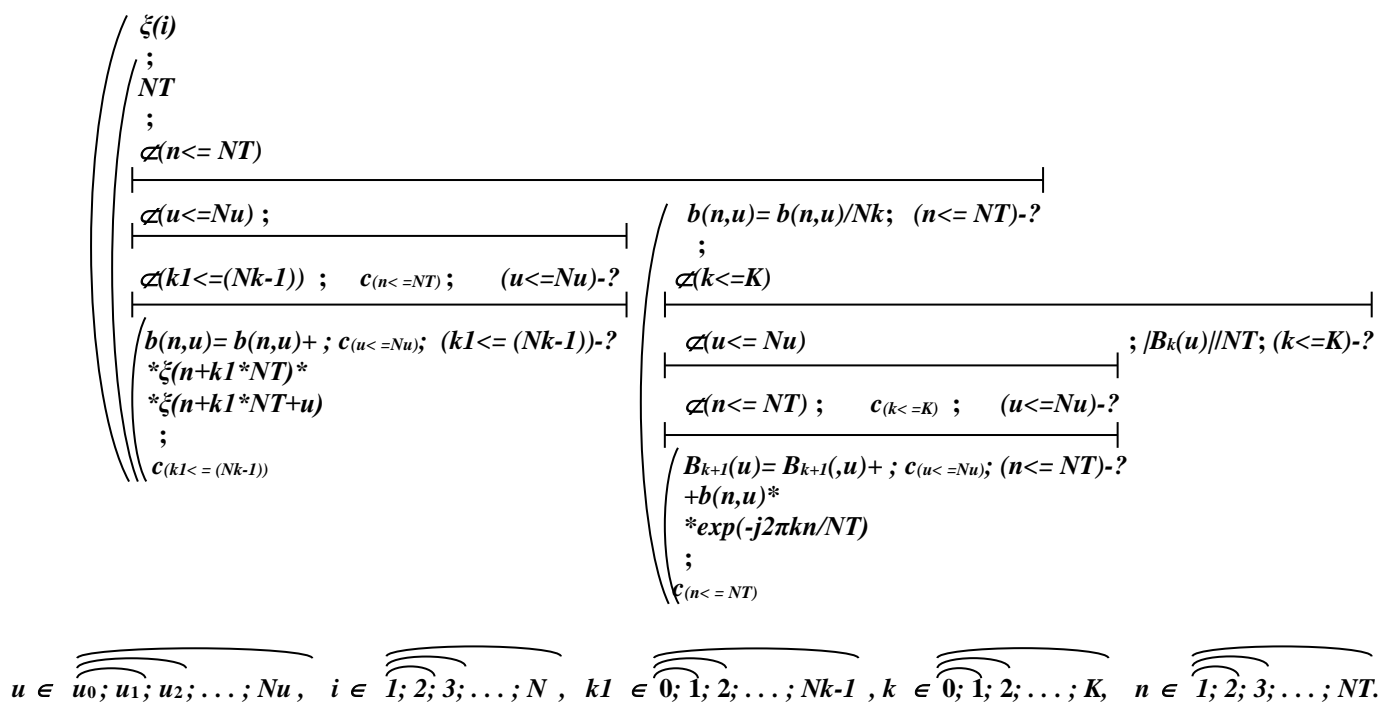


Рис.3.7. Алгоритм опрацювання ЕКС синфазним методом

Використовуючи розроблені алгоритми опрацювання синфазного методу (рис.3.3) обчислено оцінки спектральних компонент, які наведено у розділі 4.

3.3. Алгоритмічне забезпечення опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах

Враховуючи те, що методи опрацювання ЕКС в кардіодіагностичних системах реалізовані у вигляді програмного забезпечення, яке оперує безпосередньо із дискретним ЕКС, тому опрацювання ЕКС m -го ковзного вікна як періодично корельовано випадкової послідовності із дискретним часом синфазним методом базується на тому, що ЕКС через дискретний період корельованості N_{T_m} розбивається на послідовності синфазних значень на

ґратках виду $\{i\Delta t + kN_{T_m}, k \in \mathbb{Z}\}$, де для кожного $i\Delta t \in [0, N_{T_m} \Delta t)$ своя ґратка, а значення на цих ґратках утворюють стаціонарні та стаціонарно-зв'язані ергодичні випадкові послідовності. Використовуючи операції алгебри алгоритмів, їх властивості та методи мінімізацій формул алгоритмів (методи секвенцій, введення додаткових умов) розроблено формулу мінімізованого алгоритмічне забезпечення (алгоритм) опрацювання ЕКС при фізичному навантаженні з найменшою кількістю термів, який зображено виразом:



де $m = 1; 2; 3; \dots; (S-Sw)$; $u = u_0; u_1; u_2; \dots; Umax(m)$; $Nk = 1; 2; 3; \dots; Umax(m)/NT(m)$;

$kI = 0; 1; 2; \dots; Nk-1$, $k = 0; 1; 2; \dots; K$, $n = 1; 2; 3; \dots; NT$;

Рис.3.8. Алгоритмічне забезпечення опрацювання ЕКС

На рис.3.8 позначено: S – тривалість ЕКС при фізичному навантаженні; S_w – тривалість ковзного вікна; $\xi(m\Delta t)$ – електрокардіосигнал при фізичному навантаженні; m – кількість вікон; Δt – дискретна послідовність відліків ЕКС; $NT(m)$ – період корельованості в m вікні, Nk – кількість кореляційних компонент, k – порядковий номер компоненти, Nu – максимальна довжина зсуву ковзного вікна, $b(n,u)$ – параметрична кореляція, $B_K(n)$ – кореляційні компоненти, K – кількість кореляційних компонент, Nu – максимальна довжина дискретного зсуву.

Маючи масив стаціонарних компонент $\xi(k, n\Delta t) = \xi(n\Delta t + kN_T)$ обчислено масив оцінок їх взаємокореляційних функцій $\hat{B}_{k_n}(u)$ (коваріаційні компоненти) згідно виразу:

$$\hat{B}_{km}(u) = \frac{1}{N_{T_m}} \sum_{i=0}^{N_T-1} \hat{b}_{\xi_b}(i\Delta t, u) e^{-j2\pi ki/N_{T_m}} . \quad (3.33)$$

Оцінки $\hat{B}_{km}(u)$ характеризуються стійкістю щодо часових зсувів і відображають фазово-часову структуру в частотній області.

Кореляційні компоненти $\hat{B}_{km}(u)$ є кількісним показником оцінювання фазово-часової структури ЕКС, який дають змогу оцінити зміни сигналу в часі.

Розроблена формула алгоритму комп'ютерного опрацювання ЕКС при фізичному навантаженні (3.33) дає змогу оцінити його характеристики для виявлення нових в області кардіології інформативних ознак на основі математичної моделі у вигляді дискретної періодично корельованої випадкової послідовності.

3.4. Висновки до розділу 3

Розроблено алгоритмічне забезпечення комп'ютерного опрацювання електрокардіосигналу у кардіодіагностичних системах та оцінювання його характеристик з метою визначення інформативно-інваріантних ознак електрокардіосигналу в рамках математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. На базі аналізу характеристик математичної моделі електрокардіосигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу та синфазного методу опрацювання, встановлено, що вони дають змогу розширити можливість статистичної оцінки імовірнісної характеристики стану серцево-судинної системи людини шляхом впровадження в область кардіології нового класу інформативних ознак – кореляційних компонент, які характеризують зміни фазово-часової структури, і дають змогу своєчасно виявити порушення в роботі серця людини.

РОЗДІЛ 4

ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ СТАТИСТИЧНОГО ОПРАЦЮВАННЯ ТА РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ, ЇХ ВЕРИФІКАЦІЯ

У розділі опрацьовано електрокардіосигнал синфазним методом, використано статистичний метод опрацювання для обчислення достовірності отриманих результатів. Розроблено програмне забезпечення імітаційного моделювання електрокардіосигналу для верифікації отриманих результатів опрацювання.

Основні положення розділу опубліковані в роботах [103-106].

4.1. Результати опрацювання електрокардіосигналу

Базуючись на математичній моделі електрокардіосигналу у вигляді ПКВП та синфазного методу опрацювання, здійснено оцінювання спектральних компонент, які дають змогу розширити можливості діагностики зміни стану ССС при дозованому фізичному навантаженні, шляхом впровадження в область спортивної медицини нового класу інформативних ознак.

Використовуючи алгоритм опрацювання ЕКС (розділ 3), обчислено кореляційні компоненти за допомогою програм додатку Д.2, які зображено на рис.4.1,а,б.

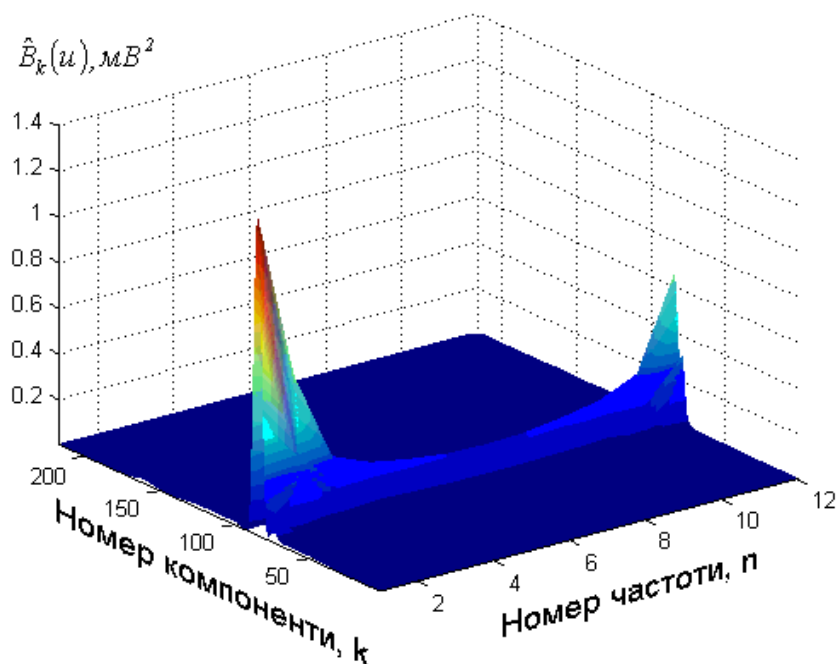


Рис.4.1.а. Реалізації кореляційних компонент ЕКС для m -их вікон (стан спокою)

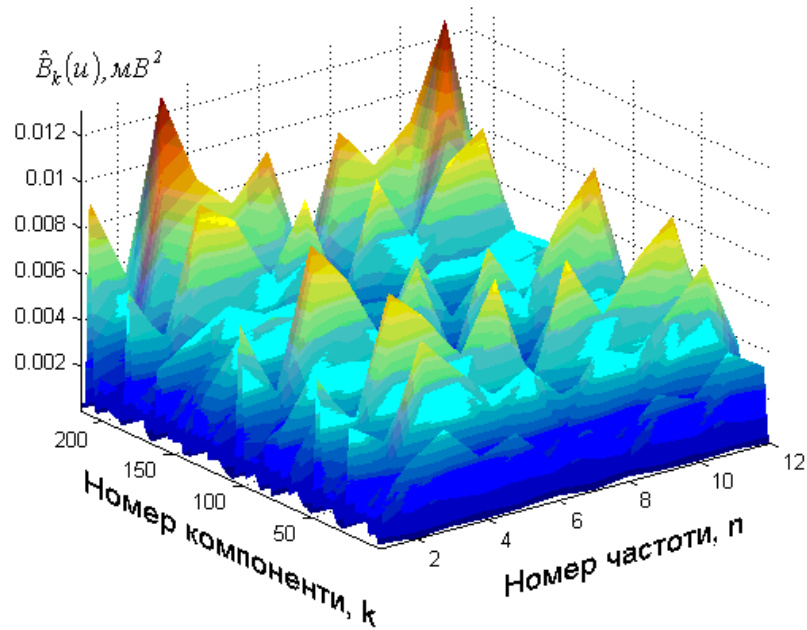


Рис.4.1.б. Реалізації кореляційних компонент ЕКС для m -их вікон (стан фізичного навантаження)

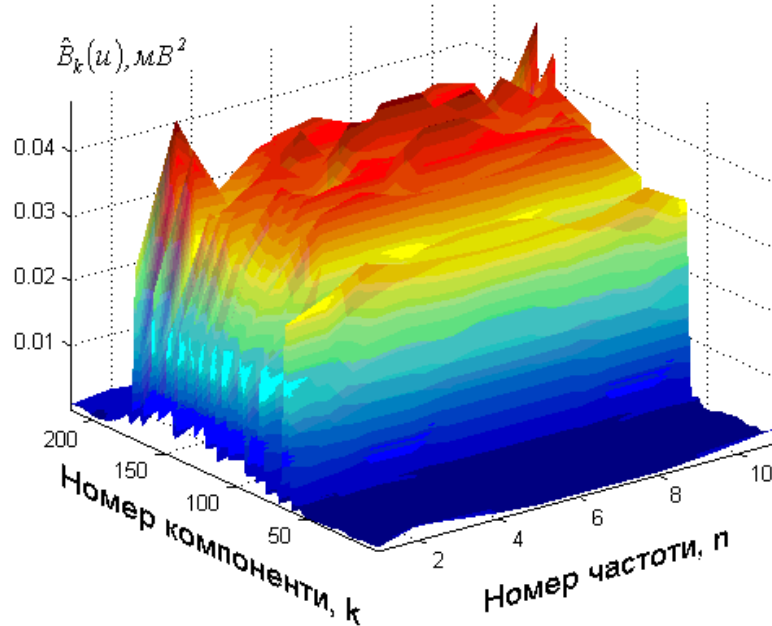


Рис.4.1.в. Реалізації кореляційних компонент ЕКС для m -их вікон (стан відновлення)

Для оцінювання спектральних компонент (рис.4.1) використано оцінку математичного сподівання:

$$M_u \{ \hat{B}_{km}(u) \} = \frac{1}{N_u} \sum_{u=1}^{N_u} \hat{B}_k(u), \quad u = \overline{1, N_u}, \quad k = \overline{1, N_k}. \quad (4.1)$$

де $M_u \{ \bullet \}$ – символ усереднення по часових зсувах, k - номер спектральної компоненти (частоти), u - зсув, N_u – кількість зсувів, N_k – кількість компонент.

Реалізації оцінок математичних сподівань для спектральних компонент зображено на рис. 4.2.

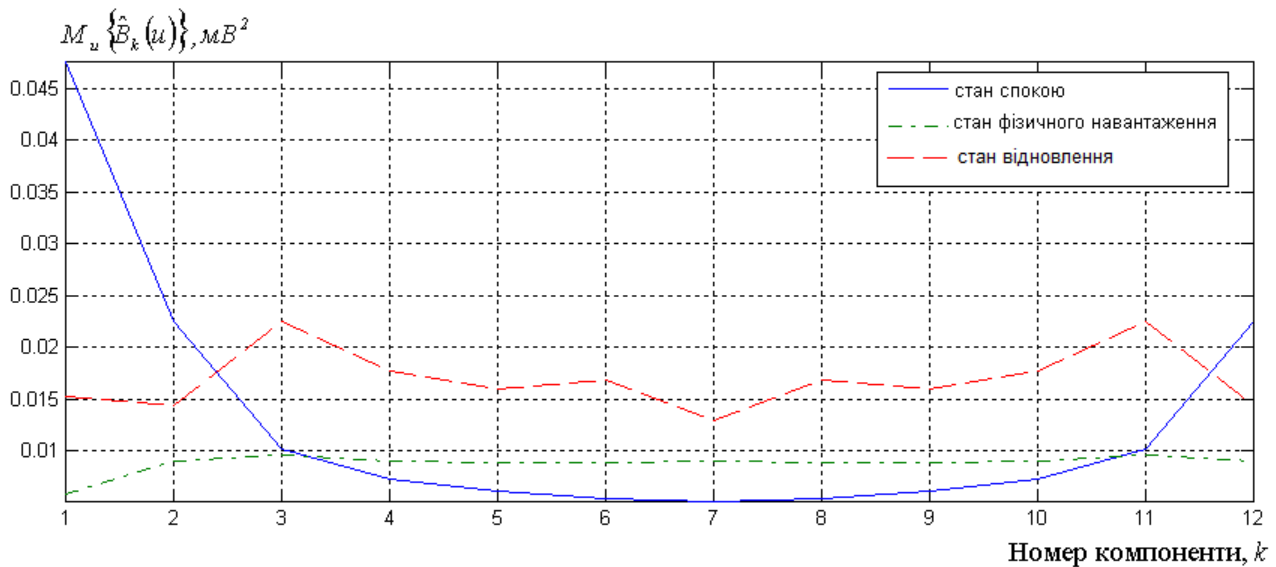


Рис.4.2. Усереднені кореляційні компоненти ЕКС для m -их вікон

Шляхом візуального порівняння (рис. 4.2) видно, що оцінки кореляційних компонент ЕКС $M_u \left\{ \hat{B}_{km}(u) \right\}$ зосереджені на одних і тих самих частотах, проте їх амплітудні значення різняться між собою що свідчить про чітку зміну в функціонуванні ССС системи, а саме: стан спокою, стан навантаження та стан відновлення ССС під час виконання ФП Руф'є.

За статистичну оцінку, яка дасть змогу описати ЕКС під час виконання ФП Руф'є, використано оцінку усереднених кореляційних компонентах, яку обчислено згідно з виразом:

$$m(t) = M_k \left\{ M_u \left\{ \hat{B}_{km}(u, t) \right\} \right\} = \frac{1}{N_k} \sum_{k=1}^{N_k} M_u \left\{ \hat{B}_{km}(u, t) \right\}, \quad n = \overline{1, N_c / N_b}, \quad u = \overline{1, N_u}. \quad (4.2)$$

Реалізації оцінок усереднених кореляційних компонент зображено на рис. 4.3.

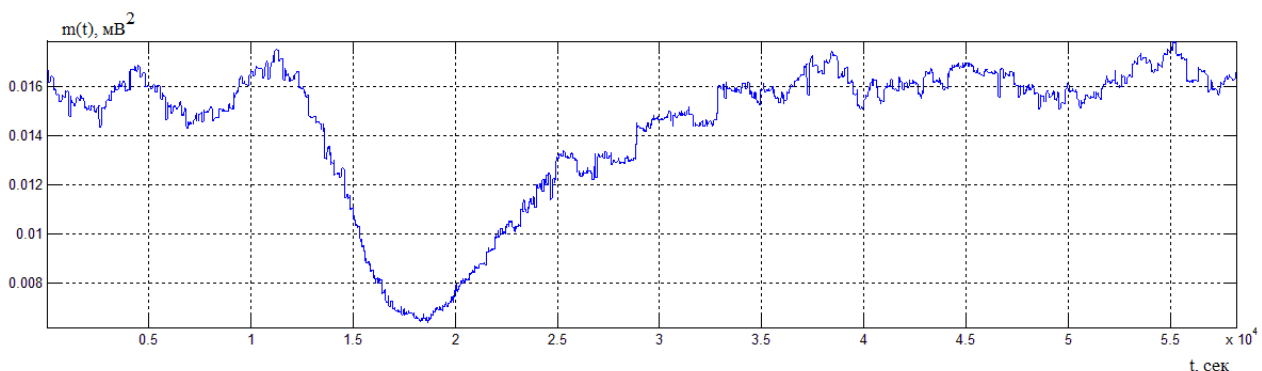


Рис. 4.3. Реалізація оцінок усереднених кореляційних компонент ЕКС

На рис. 4.3 візуально видно зміну амплітудних значень оцінок усереднених кореляційних компонент ЕКС, що свідчить про чіткі зміни у функціонуванні ССС які відбуваються до, під час та після виконання ФП Руф'є. За отриманою реалізацією кореляційних компонент (4.3) чітко спостерігаються зміни у інтенсивності роботи ССС, а саме, до навантаження амплітуда компонент перевищує амплітуду реалізації під час навантаження і при завершенні навантаження – експоненціальне зростання потужності компонент до рівня навантаження (тотожний рівню потужності після навантаження).

Отримані оцінки $m(t)$, і будуть статистичними характеристиками електрокардіосигналу під час виконання ФП Руф'є.

4.2. Спосіб визначення часу відновлення стану серцево-судинної системи за електрокардіосигналом при фізичному навантаженні

Усередненні оцінки кореляційних компонент (рис.4.3) характеризують зміну ЕКС, а саме його фазово-часові відхилення, що є важливим для задачі визначення часу відновлення після фізичного навантаження.

В результаті аналізу реалізації усереднених оцінок (рис.4.3) встановлено, що до навантаження оцінки змінюються в інтервалі від $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$ із середнім рівнем (математичним сподіванням) m_1 .

Якщо ці оцінки після навантаження наближаються по значенню в інтервалі $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$ до оцінок до навантаження в інтервалі від t_0 до t_1 (рис.4.3) то стверджується те, що стан ССС відновлюється, а максимальне наближення по значенню в n -ий момент часу t_n (на рис. 4.4 момент час t_3), дає підстави для ствердження факту відновлення.

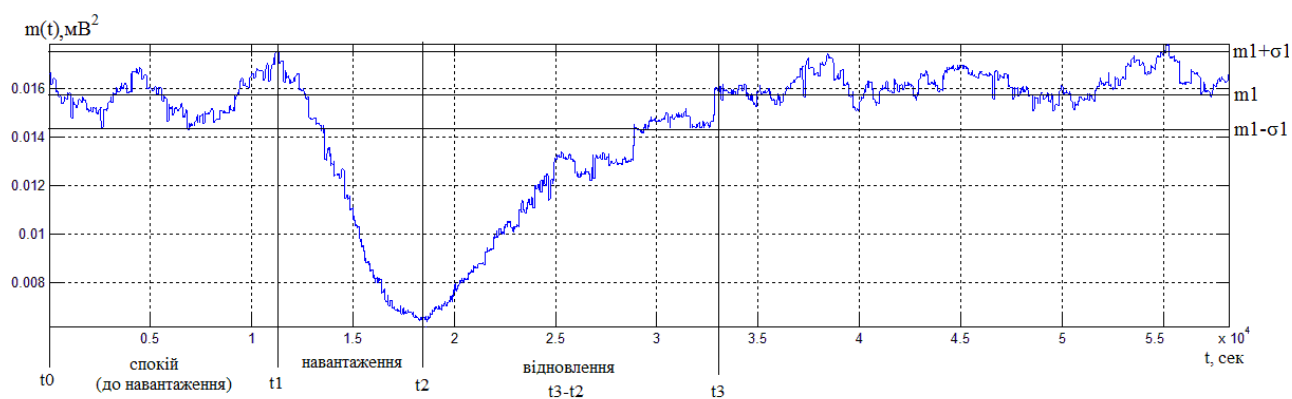


Рис. 4.4. Реалізація усереднених оцінок кореляційних компонент ЕКС із позначеними часовими зонами

Традиційно в таких ситуаціях за припущення, що значення оцінок кореляційних компонент в інтервалі від t_0 до t_1 (до навантаження – стан спокою) змінюються за нормальним законом розподілу, який виражає формула:

$$p(m(t_n)) = \frac{1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} \exp \left\{ -\frac{(m(t_n) - m_1)^2}{2\sigma_1^2} \right\}, \quad t_n \in [t_0, t_1] \quad (4.3)$$

де m_1 - математичне сподівання кореляційних компонент ЕКС до навантаження:

$$m_1 = \sum \sum B_k(t_1, u), \quad (4.4)$$

σ_1 - середньоквадратичне відхилення кореляційних компонент ЕКС до навантаження:

$$\sigma_1 = \sqrt{\sum \sum (m_1 - B_k(t_1, u))^2}. \quad (4.5)$$

Графік густини ймовірностей має вигляд нормальної кривої (Гауса), який зображено на рис.4.5.

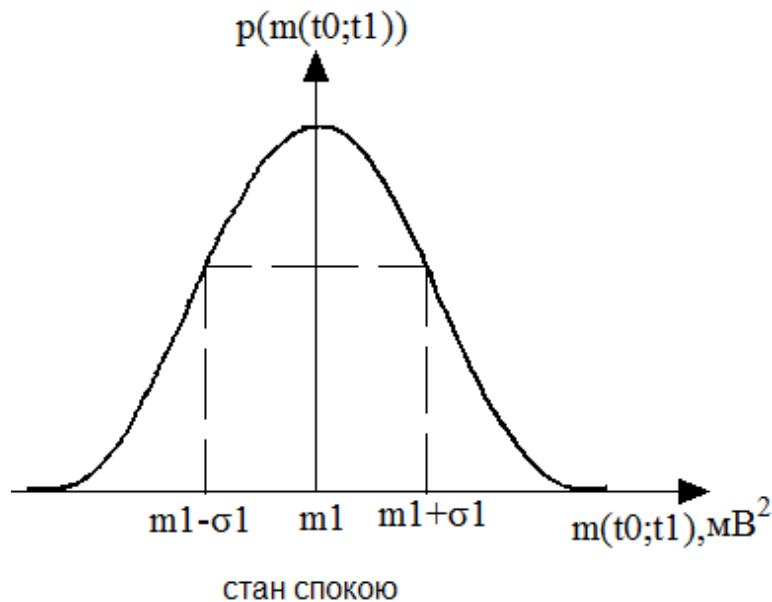


Рис. 4.5. Розподіл густини ймовірності (стан спокою)

Задачу визначення часу (моменту) відновлення ССС після фізичного навантаження за усередненими кореляційними компонентами ЕКС зведено до визначення максимальної ймовірності попадання миттєвого значення $m(t_n)$ в інтервал $[(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)]$:

$$\begin{cases} m(t_n) \in [(m_1 - \sigma_1); (m_1 + \sigma_1)] \\ p\{(m_1 - \sigma_1) < m(t_n) < (m_1 + \sigma_1)\} = \max \end{cases} \quad (4.6)$$

за виразом:

$$p\{(m_1 - \sigma_1) < m(t_n) < (m_1 + \sigma_1)\} = \frac{1}{\sigma_1 \sqrt{2\pi}} \int_{m_1 - \sigma_1}^{m_1 + \sigma_1} \frac{(m(t_n) - m_1)^2}{2\sigma_1}. \quad (4.7)$$

На базі виразів (4.4) та (4.5) розроблено формулу алгоритму (4.5) для визначення часу відновлення із максимальною ймовірністю прийнятого рішення.

```

m(t); t0; t1; t2; tmax
;
m1=mean(m(t0:t1))
;
sigma1=std(m(t0:t1)) |
;
Q(t<=tmax)
p(m(t))=(1/(sigma1*sqrt(2*pi)))*exp(-(m(t)-m1)*(m(t)-m1)/(2*sigma1*sigma1))
;
C(t<=tmax)
;
p(m(t)) -> ; pmax=(1/(sigma1*sqrt(2*pi)))*exp(-(m(t2)-m1)*(m(t2)-m1)/(2*sigma1*sigma1))
;
(t<=tmax)-? Q(t<=tmax)
;
Q(i<=(m1+sigma1))
;
ptemp(i)=ptemp(i)+(1/(sigma1*sqrt(2*pi)))*
* exp(-(m(t)-m1)*(m(t2)-m1)/(2*sigma1*sigma1))
;
C(i<=tmax)
;
pmax=ptemp(i); (i<=tmax)-?
;
t3=i;
;
C(t<=tmax)
;
(pmax<ptemp)-?

```

(4.8)

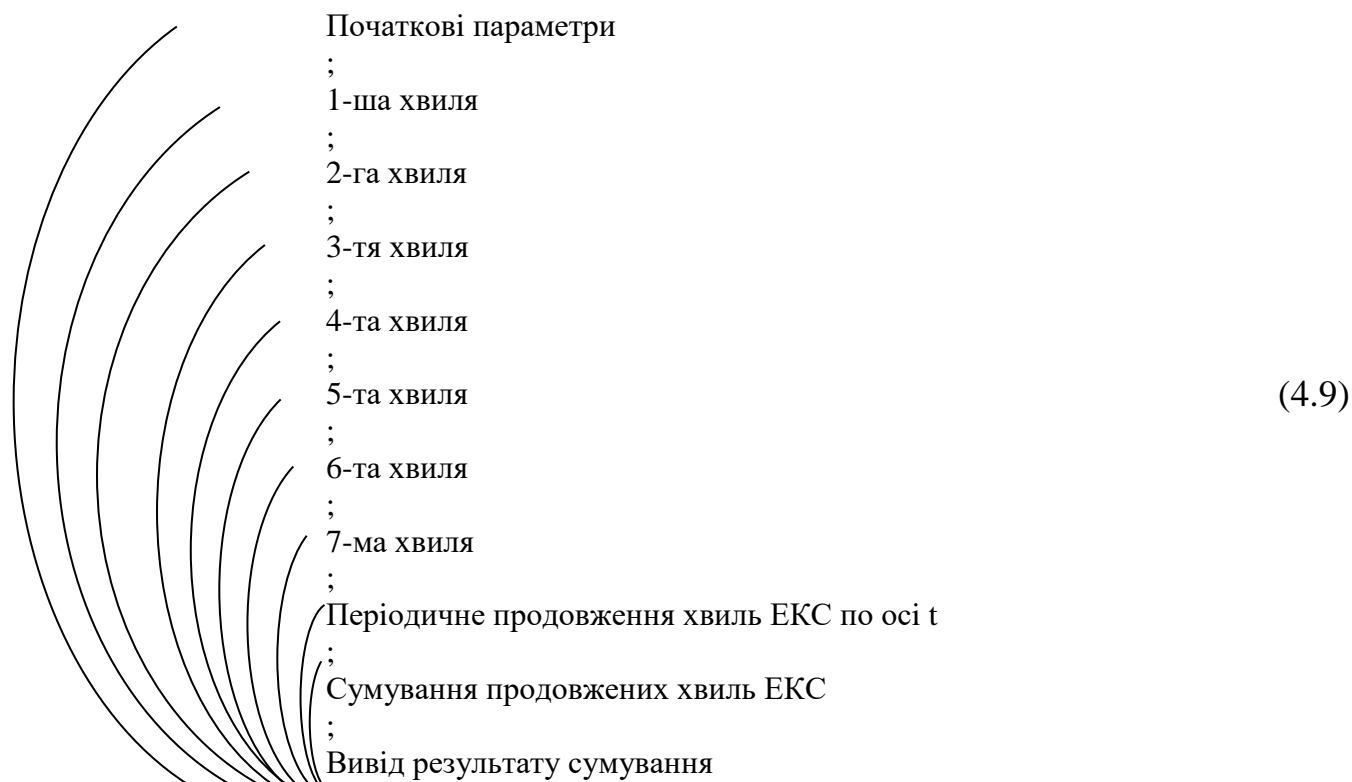
де $t \in \overline{t_0; t_1; t_2; \dots; t_{\max}}$, $i \in \overline{m_1 - \sigma_1; (m_1 - \sigma_1) + \Delta t \dots; m_1 + \sigma_1}$

З метою верифікації розробленого методу опрацювання ЕКС при фізичному навантаженні та способу визначення часу відновлення за отриманими результатами опрацювання розроблено комп'ютерну імітаційну модель ЕКС та формули алгоритму щодо її реалізації, які наведено у розділі 4.2.

4.3. Верифікація методу опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні

4.3.1. Алгоритм імітаційного моделювання електрокардіосигналу. Із відомих методів моделювання відомо що, електрокардіосигнал у межах одного періоду моделювали за допомогою однієї функції на всьому інтервалі часу. Але дана модель не є достовірною в порівнянні до експериментально відібраних даних ЕКС. Тому в даній роботі запропоновано моделювати ЕКС, за допомогою функцій на певних характеристичних часових рівнях. Оскільки ЕКС в межах періоду складається з семи характерних кривих, а саме 7-ми хвиль, тому будемо моделювати кожен із хвиль окремо, а потім об'єднавши їх в один

цілий масив утворимо ЕКС. Формула алгоритм методу моделювання ЕКС в межах одного періоду зображено у вигляді виразу (4.9).



Згідно до формули алгоритму (4.9) спочатку моделюються n хвиль ЕКС (Q, R, S, T, U) в межах їх часового діапазону k -го періоду, відповідно від 0 до T_{nk} , потім змодельовані хвилі розташовуються на часовій осі в залежності від їх послідовного розміщення, а часові області якими вони не належать заповнюються нулями згідно виразу:

$$\xi_k(t) = \sum_{k \in Z} \tilde{\xi}_{nk}(t), \quad t \in [0, T_k) \quad , T_1 \neq T_2 \neq \dots \neq T_k, \quad (4.10)$$

$\tilde{\xi}_{nk}(t)$ - продовжені по часовій області хвилі ЕКС $\xi_{nk}(t)$, $t \in [0, T_{nk})$ (заповнення нулями часових областей, яким не належать хвилі):

$$\tilde{\xi}_{nk}(t) = \begin{cases} \xi_{nk}(t), & t \in [T_{(n-1)k}, T_{nk}) \\ 0, & t \notin [T_{(n-1)k}, T_{nk}) \end{cases}, \quad (4.11)$$

де T_{nk} – тривалість n -ої хвилі на k -му періоді ЕКС, $T_{1k} \neq T_{2k} \neq \dots T_{kn}$.

Для детальшого розуміння як формується ЕКС, на рис.4.6 зображено принцип формування ЕКС в межах періоду.

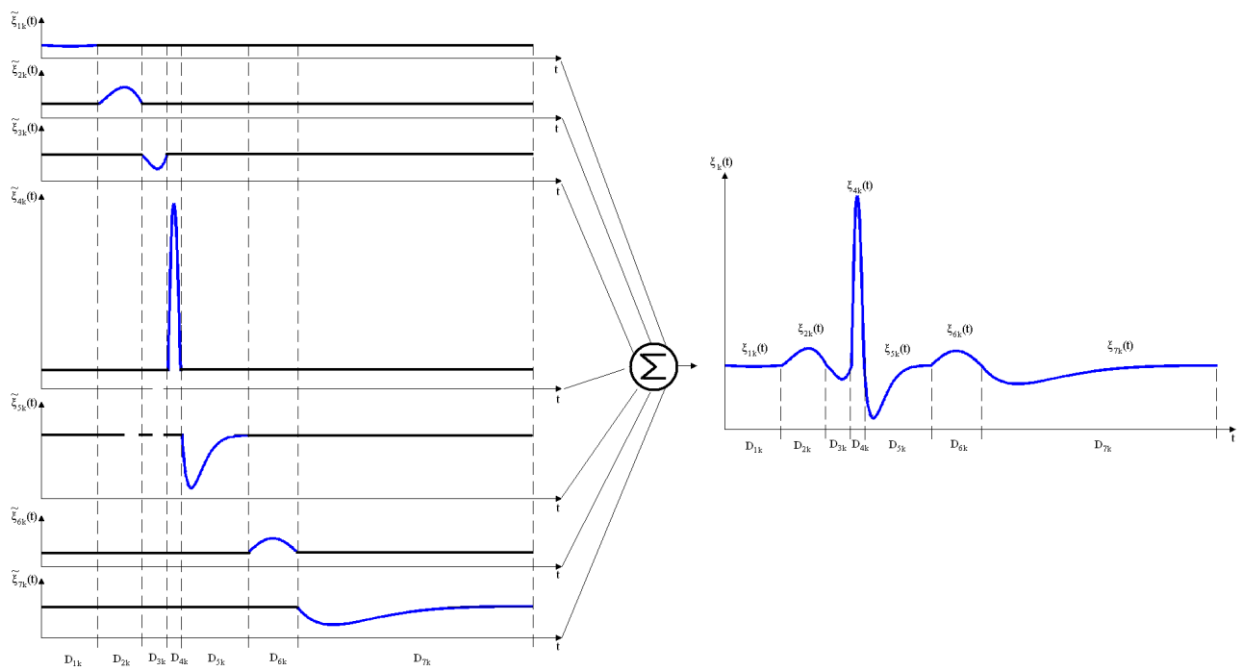


Рис.4.6. Принцип формування k -го ЕКС в межах періоду

Відповідно до зображеного на рис.4.6 принципу формування ЕКС в межах періоду продовжені хвилі ЕКС сумуються, і отримуємо сформований на періоді сигнал.

Оскільки ЕКС є повторним, тому необхідно моделювати сигнал ще й на інших періодах а саме сигнал необхідно подовжити на n -ну кількість періодів. Окрім періодичності ЕКС характеризується випадковістю амплітуд зубців та їх тривалостей, тому внесення випадковості є актуальною задачею. Формула алгоритму моделювання ЕКС (випадкового і повторного) зображена у вигляді виразу (4.12).

$$\begin{array}{l}
 \text{Початкові дані} \\
 ; \\
 \mathcal{A}(k \leq Nk) \\
 \mathcal{A}(n \leq Nn) \\
 \left(\begin{array}{l}
 \text{Моделювання } n\text{-ох хвиль на } k\text{-му періоді ;} \\
 \text{Додавання випадковості} \\
 ; \\
 C(n \leq Nn) \\
 ;
 \end{array} \right. \quad \left. \begin{array}{l}
 \text{Об'єднання хвиль на } k\text{-му періоді ;} \\
 ; \\
 C(k \leq Nk) \\
 \text{Об'єднання } k\text{-их ЕКС ; Вивід ЕКС} \rightarrow \\
 ; \\
 C(k \leq Nk)
 \end{array} \right) \quad (n \leq Nn) \text{ - ?}
 \end{array} \quad (4.12)$$

Згідно з формулою алгоритму (4.12) спочатку моделюються k -та кількість ЕКС в межах періоду, відповідно від 0 до T_k , потім змодельовані ЕКС розташовуються на часовій осі в залежності від їх послідовного розміщення, а часові області якими вони не належать заповнюються нулями у відповідності до виразу:

$$\xi(t) = \sum_{k \in \mathbb{Z}} \tilde{\xi}_k(t), \quad t \in \mathbb{R} \quad (4.13)$$

де $\tilde{\xi}_k(t)$ - періодично продовжений ЕКС по часовій осі, $\tilde{\xi}_k(t), t \in \mathbb{R}$:

$$\tilde{\xi}_k(t) = \begin{cases} \xi_k(t), & t \in [T_{k-1}, T_k) \\ 0, & t \notin [T_{k-1}, T_k) \end{cases}, \quad (4.14)$$

де $\xi_k(t)$ - ЕКС в межах k -го періоду T_k , $\xi_k(t), t \in [0, T_k)$,
 T_k - тривалість k -го періоду ЕКС, $T_1 \neq T_2 \neq \dots T_k$.

На рис.4.6 зображено схему формування ЕКС в межах періоду для детального розуміння як формується повторний та випадковий ЕКС.

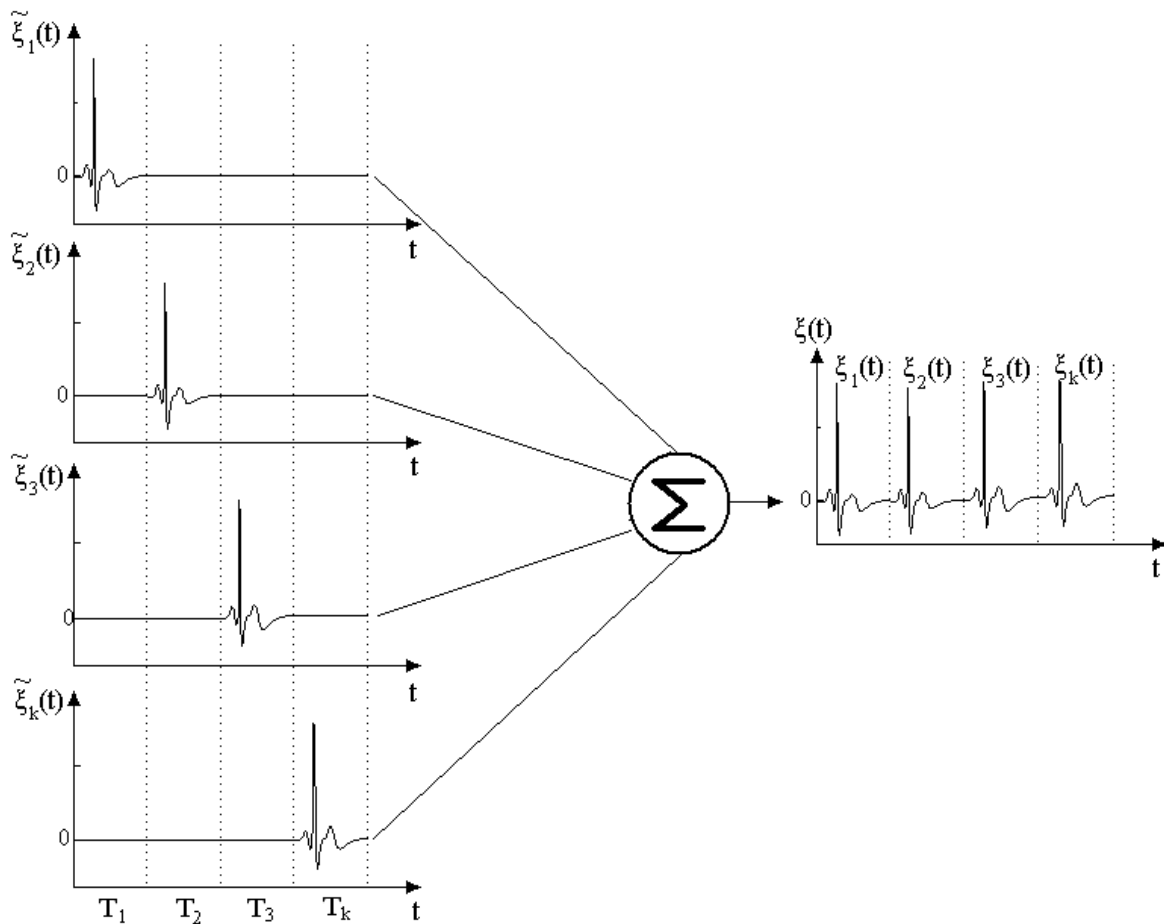


Рис. 4.7. Принцип формування повторного та випадкового ЕКС

4.3.2. Імітаційна модель електрокардіосигналу. Базуючись на математичній моделі ЕКС у вигляді ПКВП і принципі імітування (рис. 4.6, 4.7), імітаційну модель подано у вигляді:

$$\xi(t) = \sum_{k \in Z} \tilde{\xi}_k(t) = \sum_{k \in Z} \sum_{n \in Z} \tilde{\xi}_{nk}(t), \quad t \in \mathbf{R} \quad (4.15)$$

де $\tilde{\xi}_k(t)$ - продовжений по числовій осі k -ий період ЕКС, $\tilde{\xi}_k(t), t \in \mathbf{R}$;
 $\tilde{\xi}_{nk}(t)$ - продовжені по часовій області n -ні хвилі ЕКС, $\tilde{\xi}_{nk}(t), t \in [0, T_{nk})$.

Імітаційну модель n -ої хвилі ЕКС на одному k -му періоді T_k побудовано у вигляді синусоїди із експонентційним затуханням на характерних часових інтервалах, яка враховує медичні діагностичні параметри, такі як амплітуди хвиль та їх часові тривалості і випадковість амплітуд хвиль та їх часових інтервалів:

$$s_{nk}(t) = A_{nk} \sin(2 \cdot \pi \cdot t \cdot f_{nk}) \cdot e^{-t \cdot K_{nk}} \cdot L_{nk}, \quad t \in [0, T_{nk}) \quad (4.16)$$

де n – номер хвилі на певних інтервалах, $n=1,2,\dots,N$;
 N - кількість хвиль;
 T_{nk} – тривалість n -ої хвилі на k -му періоді;
 A_{nk} - амплітуда nk -ої хвилі;
 f_{nk} - частоти коливань синусоїд (в даному випадку для півперіоду);
 K_{nk} - коефіцієнти нахилу nk -ої хвилі;
 L_{nk} - масштабні коефіцієнти для nk -ої хвилі;

В моделі (4.15) амплітуди хвиль A_{nk} і часові їх тривалості T_{nk} є сталими величинами, тому внесемо в даний вираз випадкову складову:

$$\xi_{nk}(t) = (A_{nk} + \psi_A) \sin(2 \cdot \pi \cdot (t + \psi_T) \cdot f_{nk}) \cdot e^{-t \cdot K_{nk}} \cdot L_{nk}, \quad t \in [0, T_{nk}), \quad (4.17)$$

де $\psi_A(M\{A\}, D\{A\})$ - випадкова величина амплітуди хвиль з математичним сподіванням $M\{A\}$ та дисперсією $D\{A\}$, яка є показником відхилення;

$\psi_T(M\{T\}, D\{T\})$ - випадкова величина тривалості хвиль з математичним сподіванням $M\{T\}$ та дисперсією $D\{T\}$, яка є показником відхилення.

На рис.4.7. зображено ЕКС із основними інформативними параметрами, які є необхідними для задачі параметричної ідентифікації.

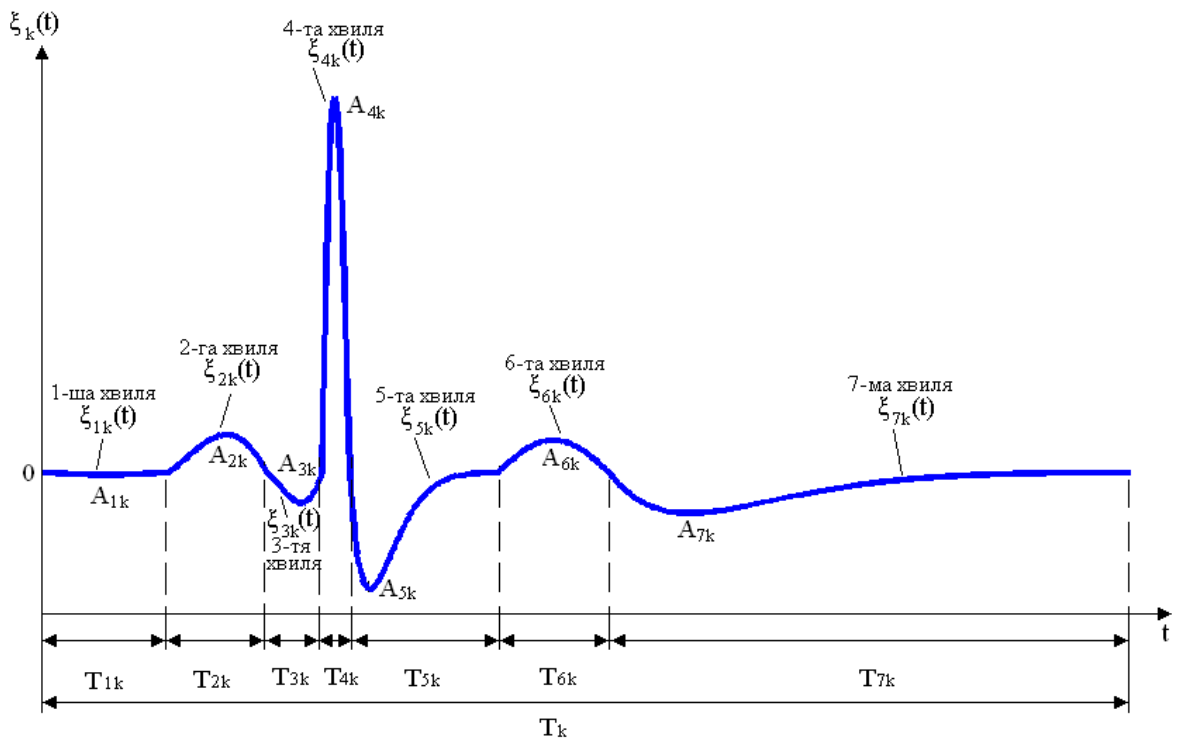


Рис.4.8. Електрокардіосигнал та його основні параметри ($M = 7$)

Отримані значення функцій (4.16) для n хвиль об'єднано в одну функцію:

$$\xi_k(t) = \xi_{1k}(t_1) \cup \xi_{2k}(t_2) \cup \xi_{3k}(t_3) \dots \xi_{nk}(t_k), \quad (4.18)$$

- де $t_{1k} \in [0, T_{1k})$ - часовий діапазон 1-ої хвилі ;
 $t_{2k} \in [0, T_{2k})$ - часовий діапазон 2-ої хвилі;
 $t_{3k} \in [0, T_{3k})$ - часовий діапазон 3-ої хвилі;
 $t_{nk} \in [0, T_{nk})$ - часовий діапазон n -ої хвилі;
 $t \in [0, (T_{1k} + T_{2k} + T_{3k} + \dots + T_{nk}))$ - тривалості, яка рівна періоду T_k ЕКС.

Вираз (4.18) зображено у вигляді виразу:

$$\xi_k(t) = \sum_{n \in Z} \tilde{\xi}_{nk}(t), \quad t \in [0, T_k) \quad (4.19)$$

де $\tilde{\xi}_{nk}(t)$ - продовжені по часовій області n -ні хвилі ЕКС $\xi_{nk}(t)$, $\tilde{\xi}_{nk}(t)$, $t \in [0, T_{nk})$.

Вираз (4.19) описує імітаційну модель ЕКС в межах k -го періоду T_k , яка враховує у своїй структурі випадковість амплітуд та їх тривалостей, тобто є нестационарним випадковим процесом.

Підставивши вирази (4.17) і (4.19) в (4.15) отримано:

$$\xi(t) = \sum_{k=1}^{N_k} \left(\sum_{n=1}^{M_n} \left(\begin{cases} (A_{nk} + \psi_A) \sin(2 \cdot \pi \cdot (t + \psi_T) \cdot f_{nk}) \cdot e^{-t \cdot K_{nk}} \cdot L_{nk}, & t \in [T_{(n-1)k}, T_{nk}) \\ 0, & t \notin [T_{(n-1)k}, T_{nk}) \end{cases}, t \in [T_{k-1}, T_k) \right) \right), \quad (4.20)$$

де N_k - кількість періодів ЕКС;

M_n - кількість хвиль ЕКС в межах k -го періоду.

Вираз (4.20) є описує імітаційну модель ЕКС, яка враховує у своїй структурі випадковість та повторність.

Алгоритм моделювання згідно виразу (4.20) матиме вигляд:

1. Задати значення масиву амплітуд ЕКС A_{nk} та їх тривалостей T_{kn} ;
2. Задати значення кількість періодів N_k та хвиль M_n ;
3. Задати значення математичних сподівань та дисперсій для масиву випадкових величин $\psi_A(M(A), D(A))$ та $\psi_T(M(T), D(T))$;
4. Задати значення коефіцієнтів нахилу хвиль L_{nk} ;
5. Змоделювати реалізації n -ну кількість хвиль згідно виразу (4.10) для k -ої кількості періодів ЕКС;
6. Продовжити n -ні хвилі k -ого періоду ЕКС по всій часовій осі (в межах періоду);
7. Просумувати продовжити n -ні хвилі k -ого періоду ЕКС;
8. Продовжити k -ту кількість періодів ЕКС по всій часовій осі (в межах усієї тривалості сигналу);
9. Просувати продовжені k -ті періоди ЕКС;

4.3.3. Імітаційна модель зміни періоду електрокардіосигналу.

Графічну зміну періоду ЕКС при фізичному навантаженні зображено на рис.4.8, де через D1, D2 та D3 позначено області, на яких період змінює своє значення, А – максимальне значення періоду амплітуду (пік навантаження).

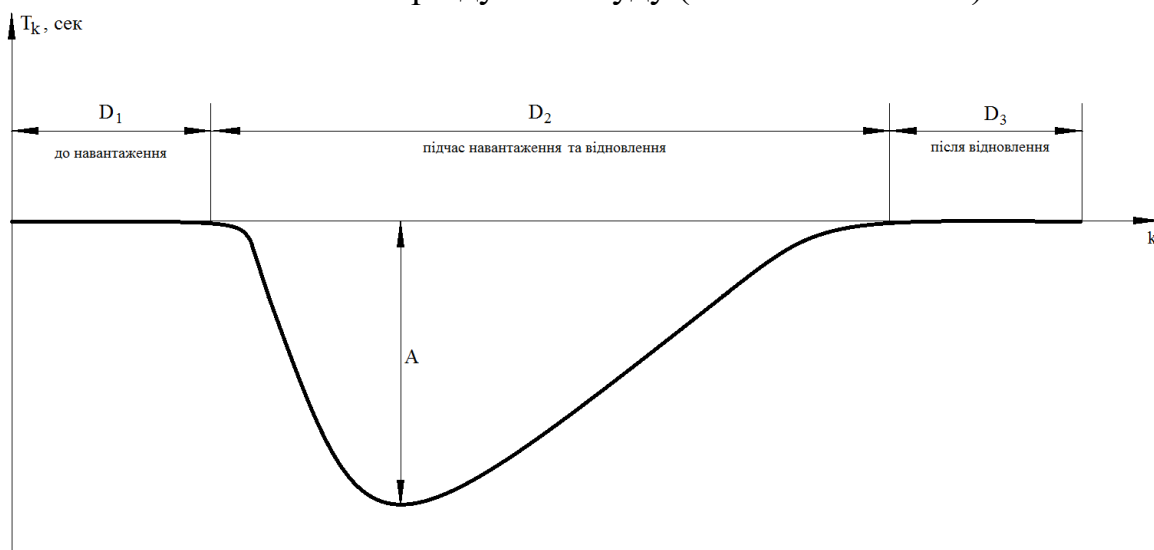


Рис. 4.9. Зміна періоду ЕКС при фізичному навантаженні

Для зміни періоду ЕКС при фізичному навантаженні запропоновано ввести коефіцієнт зміни періоду K_{T_k} (коефіцієнт підсилення або пониження), який забезпечить імітування ЕКС по формі (рис.4.8), шляхом його перемноження на значення k -го періоду $T_k \cdot K_{T_k}$.

На рис. 4.8 видно, що значення періоду ЕКС змінюється по експоненційному закону, а саме, при навантаженні різко зростає, і при відновленні плавно падає, тому значення коефіцієнта зміни K_{T_k} має змінюватися за тиким самим законом.

Таку зміну описано за допомогою синосоїди із експонетційним зниканням на певних часових рівнях у вигляді виразу:

$$K_{T_k} = \sum_{n=1,3} \tilde{K}_{T_{nk}}, \quad k = \overline{1, K_{\max}} \quad (4.21)$$

де $\tilde{K}_{T_{nk}}$ – продовжені по відліках хвилі коефіцієнта зміни періоду $K_{T_{nk}}$, $n = \overline{1,3}$, $k = \overline{1, K_{\max}}$ (заповнення нулями області відліків, яким не належать хвилі):

$$\tilde{K}_{T_{nk}} = \begin{cases} K_{T_{nk}}, & k \in D_n \\ 0, & t \notin D_n \end{cases}, \quad (4.22)$$

де $K_{T_{nk}}$ - n -на хвиля коефіцієнта зміни періоду в межах k -го періоду K_{T_k} .

На рис.4.10 зображено принцип формування зміни k -го періоду ЕКС при фізичному навантаженні з метою детального розуміння.

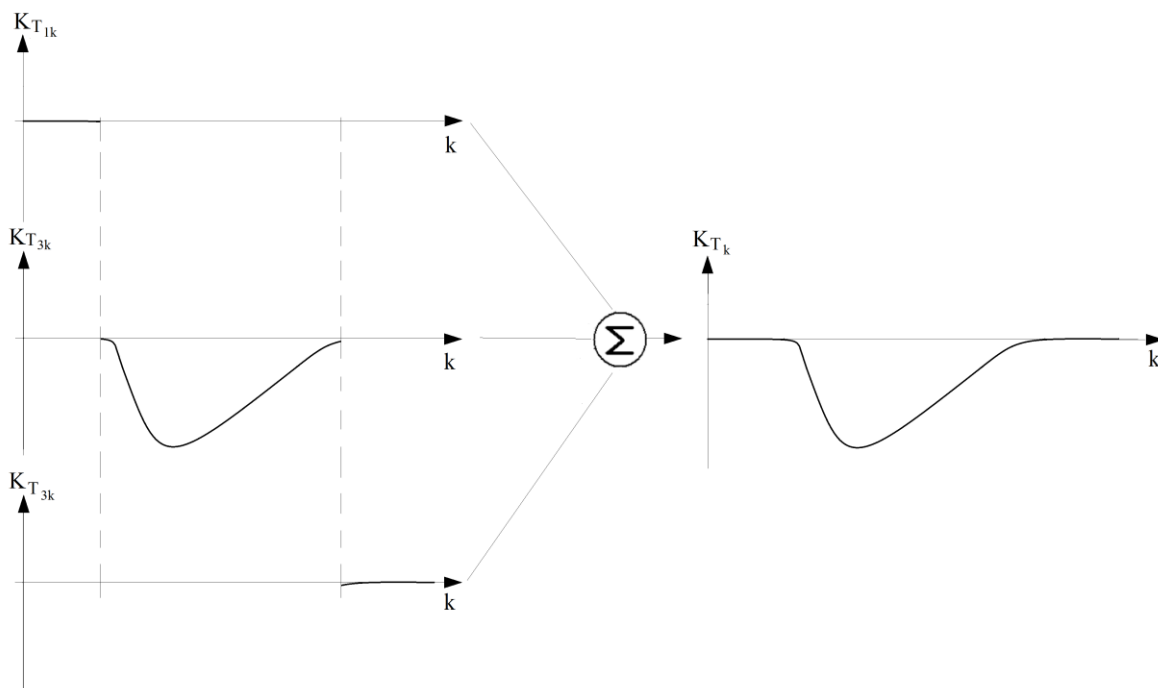


Рис.4.10. Принцип формування коефіцієнта зміни періоду

Використавши ідеологію при моделюванні ЕКС, зміну періоду описано у вигляді сукупності синусоїд із експоненційними зниканнями:

$$K_{T_{nk}} = A_{T_{nk}} \sin(2 \cdot \pi \cdot k \cdot f_{T_{nk}}) \cdot e^{-k \cdot M_{T_{nk}}} \cdot L_{T_{nk}}, \quad n = \overline{1,3}, \quad k = \overline{1, K_{\max}}, \quad (4.23)$$

де $A_{T_{nk}}$ – максимальне значення n -ої хвилі на k -му періоді;
 $f_{T_{nk}}$ – частоти коливань синусоїд (в даному випадку для півперіоду);
 $M_{T_{nk}}$ – коефіцієнти нахилу nk -ої хвилі;
 $L_{T_{nk}}$ – масштабні коефіцієнти для nk -ої хвилі.

Підставивши вираз (4.21) та (4.22) у вираз (4.23) отримано вираз для моделювання коефіцієнта зміни періоду:

$$K_{T_k} = \sum_{n=1,3} \left(\begin{cases} A_{T_{nk}} \sin(2 \cdot \pi \cdot k \cdot f_{T_{nk}}) \cdot e^{-k \cdot M_{T_{nk}}} \cdot L_{T_{nk}}, & k \in D_n \\ 0, & k \notin D_n \end{cases} \right), \quad k = \overline{1, K_{\max}} \quad (4.24)$$

де D_n – n -на область, на яких період змінює своє значення;
 K_{\max} – максимальна значення зміни періоду.

Вираз (4.24) описує імітаційну модель коефіцієнта зміни періоду, яка враховує у своїй структурі усі властивості реальної зміни періоду ЕКС при фізичному навантаженні.

4.3.4. Імітування електрокардіосигналу без фізичного навантаження

Розглянемо детально процес імітування кожної з хвиль ЕКС. Оскільки перша хвиля ЕКС має нульову амплітуду, тому її представлення не є доцільним. Друга хвиля ЕКС має вигляд півперіоду синусоїди із плавним експоненційним наростанням на піку хвилі. Використовуючи рівняння алгебри і основні його функції можемо утворити дану криву за допомогою добутку синуса на експоненту.

Математичний вигляд експонентційної функції подано у вигляді виразу:

$$s_{11}(t) = e^{tK_1}, \quad (4.25)$$

де t – час;
 K_1 – коефіцієнт наростання експонентційної функції.

Експоненціальна функція (4.25) має вигляд наростаючої кривої (рис.4.11), і в залежності від коефіцієнту K нахил змінюється.

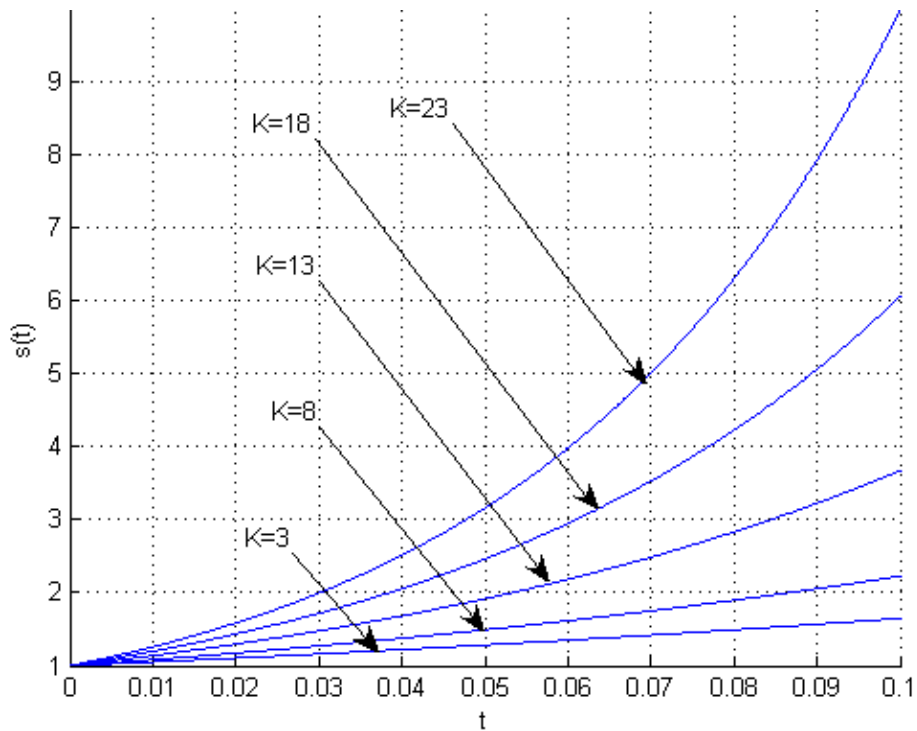


Рис. 4.11. Реалізація експонетційної функції

Для того, щоб крива (рис.4.11) мала коливну структуру необхідно використати синусоїдальну функцію для півперіоду з заданим рівнем амплітуди, яка описується за допомогою виразу:

$$s_{12}(t) = A_2 \sin(2\pi f_2 t), \quad (4.26)$$

де A_2 – амплітуда, f_2 – частота коливання, t – час.

Синусоїдальну функцію для півперіоду зображена на рисунку 4.12.

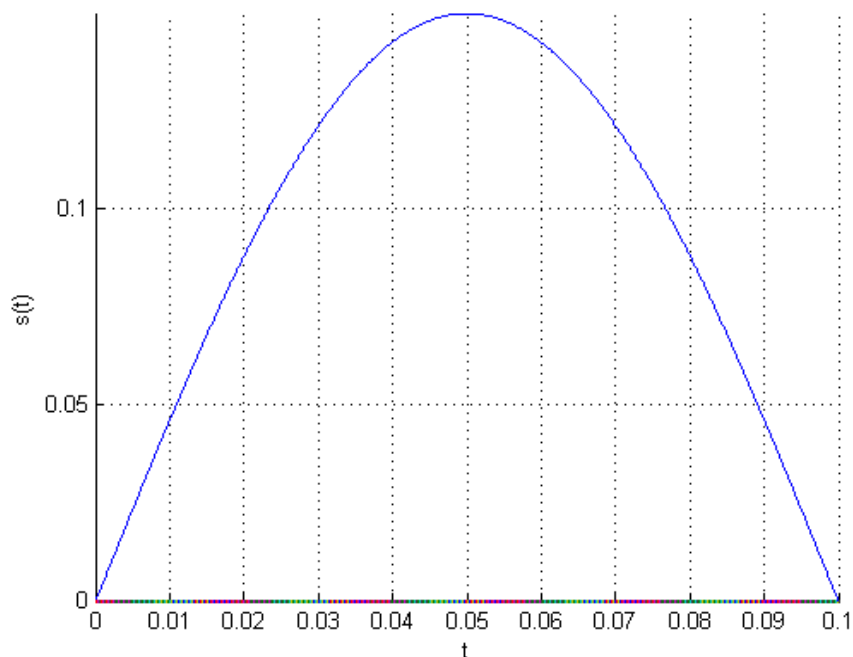


Рис. 4.12. Реалізація синусоїдальної функції для півперіоду

Записавши вираз добутку обох функцій (4.25) та (4.26), отримано вираз, який показує доцільність вище побудованого виразу (4.16):

$$s_2(t) = s_{11}(t) \cdot s_{12}(t) = A_2 \sin(2\pi f_2 t) e^{-tK_2}, \quad (4.27)$$

де A_2 – амплітуда 2-ої хвилі ЕКС;
 f_2 – частота коливання другої хвилі;
 t – час;
 K_2 – коефіцієнт наростання.

Результат комп'ютерного імітування кривої на базі виразу (4.27) зображено на рис. 4.13, при різних коефіцієнтах наростання ($K=3, 8, 13, 18, 23$).

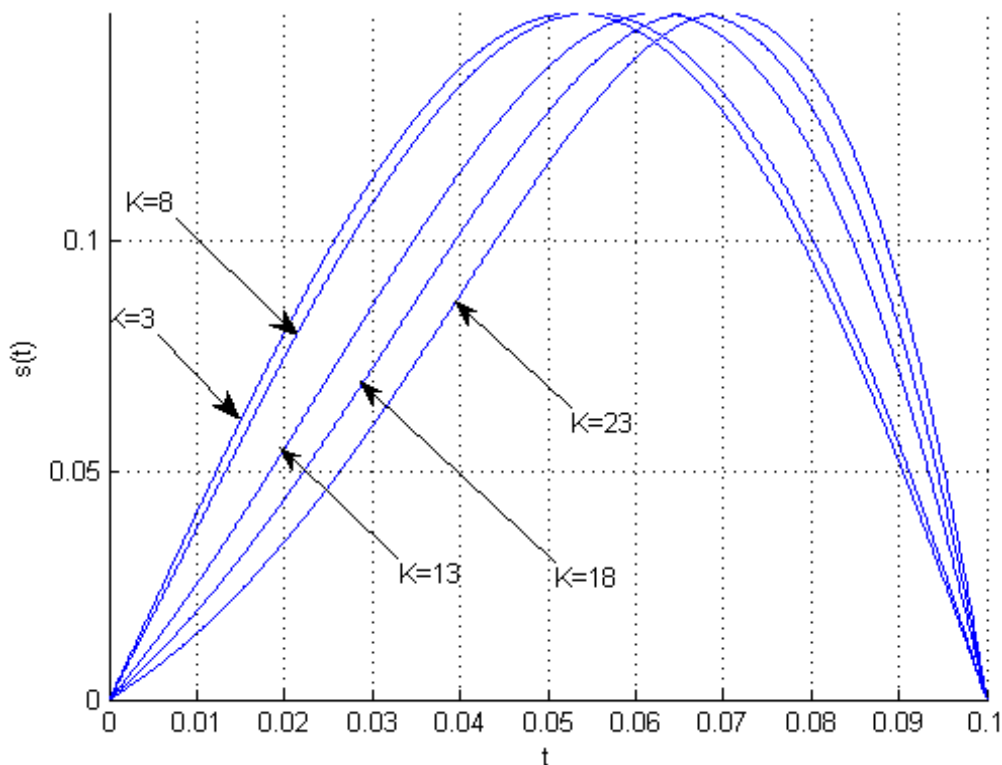


Рис. 4.13. Реалізація добутку експонентційної функції та функції синуса (2-га хвиля ЕКС)

Третя хвиля ЕКС є подібною до другої хвилі ЕКС, але із від'ємною за рівнем амплітудою, тому її математичний опис буде аналогічний виразу 4.27.

Третю хвиля ЕКС описано виразом:

$$s_3(t) = A_3 \sin(2\pi f_3 t) e^{-tK_3}, \quad (4.28)$$

Третя хвиля ЕКС на відміні від першої має також плавний характер наростання з від'ємним рівнем амплітуди коливання. Результат виразу 4.28 зображено на рисунку 4.14.

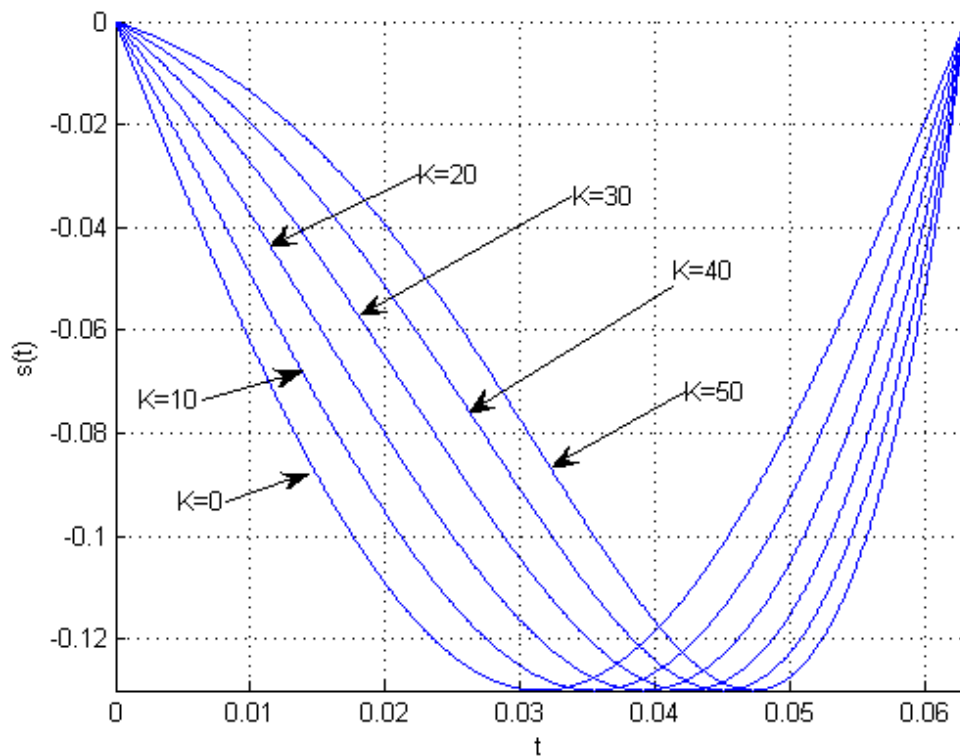


Рис 4.14. Реалізація третьої хвилі ЕКС з різними значеннями коефіцієнту нахилу

Четверта хвиля ЕКС аналогічна 2-ій хвилі і представляє собою синусоїду з експоненційним зниканням в кінці інтервалу часу.

Вирази 4.25 та 4.26 також описують четверту хвилю, але із додатньою амплітудою коливання.

Описано четверту хвилю за допомогою наступного виразу:

$$s_4(t) = A_4 \sin(2\pi f_4 t) e^{-tK_4}, \quad (4.29)$$

- де A_4 – амплітуда 4-ої хвилі;
 f_4 – частота коливання 4-ої хвилі;
 t – час;
 K_4 – коефіцієнт наростання.

Результат моделювання виразу (4.29) зображено на рис. 4.15 при різних коефіцієнтах нахилу K .

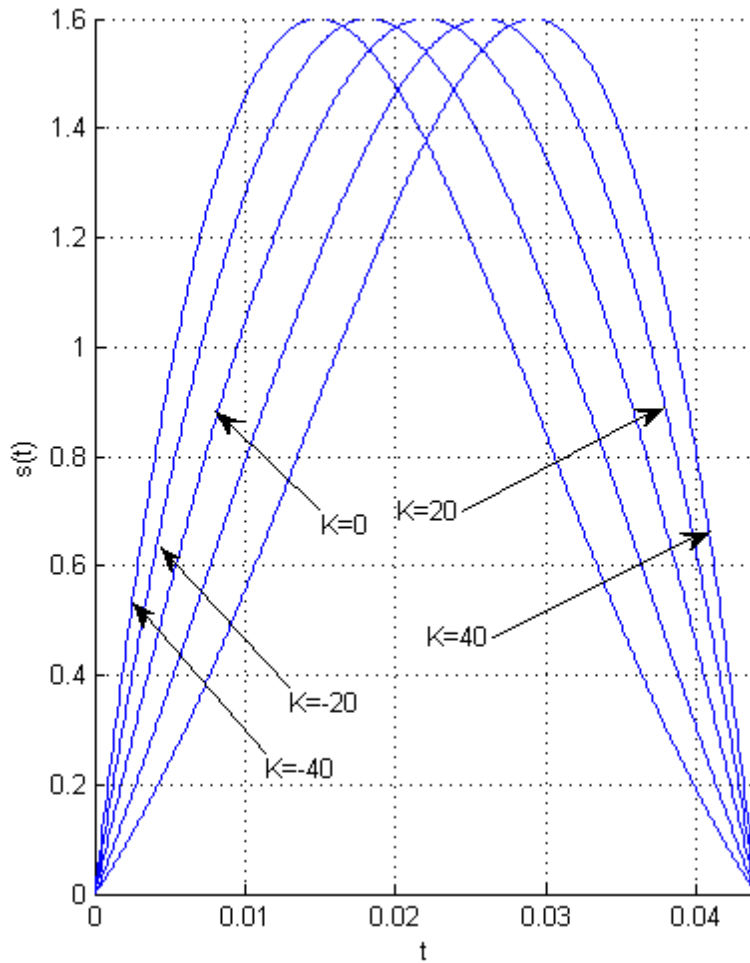


Рис. 4.15. Реалізація четвертої хвилі ЕКС з різними значеннями коефіцієнту нахилу

Вирази імітаційних моделей для 5-ої, 6-ої та 7-ої хвиль ЕКС описуються виразами:

$$s_5(t) = A_5 \sin\left(\frac{2\pi t}{f_5}\right) e^{-tK_5}, \quad (4.30)$$

$$s_6(t) = A_6 \sin\left(\frac{2\pi t}{f_6}\right) e^{-tK_6}, \quad (4.31)$$

$$s_7(t) = A_7 \sin\left(\frac{2\pi t}{f_7}\right) e^{-tK_7}, \quad (4.32)$$

Результати імітування 5-ої, 6-ої та 7-ої хвиль ЕКС наведено на рисунках 4.16-4.18.

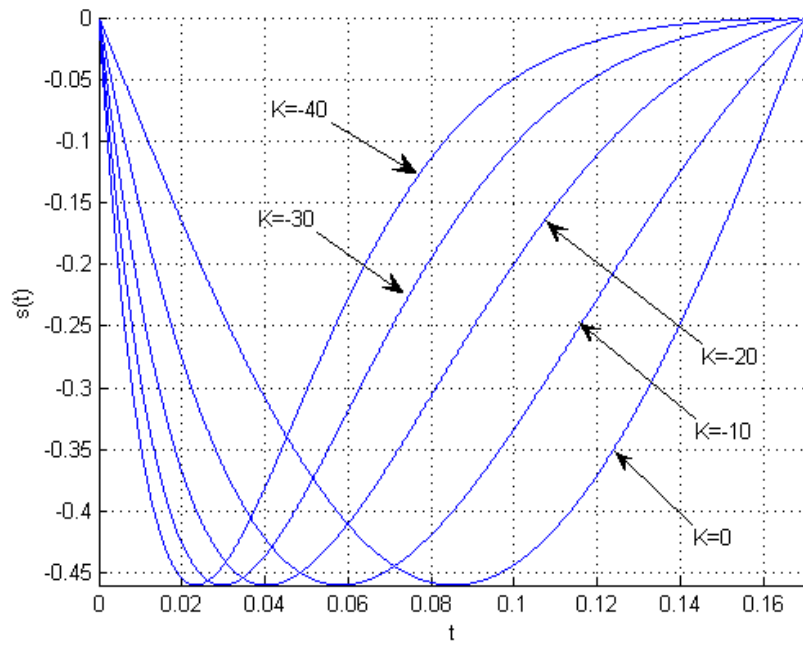


Рис. 4.16. Реалізація п'ятої хвилі ЕКС при різних K_5

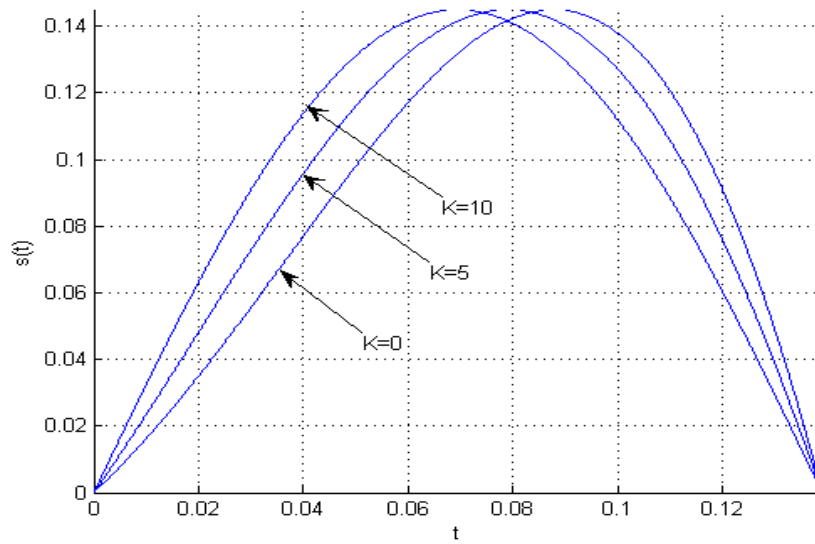


Рис. 4.17. Реалізація шостої хвилі ЕКС при різних K_6

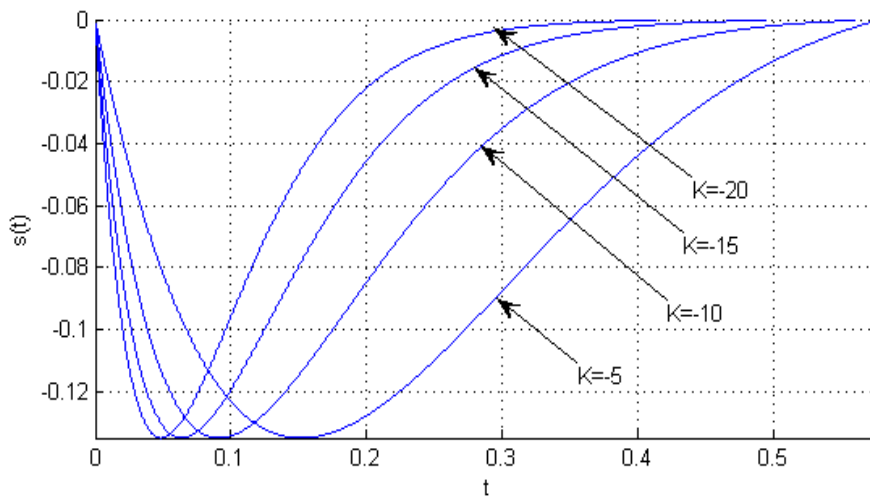


Рис. 4.18. Реалізація сьомої хвилі ЕКС при різних K_7

Об'єднання семи функцій (вирази 4.27-4.32) в одну, згідно алгоритму імітаційного моделювання та виразу 4.20, із врахуванням випадковості амплітуд та тривалостей їх, отримано електрокардіосигнал в межах одного періоду T (рис. 4.19), з коефіцієнтами нахилу: $K_1=0$, $K_2=8$, $K_3=20$, $K_4=-15$, $K_5=-40$, $K_6=0$, $K_7=-10$.

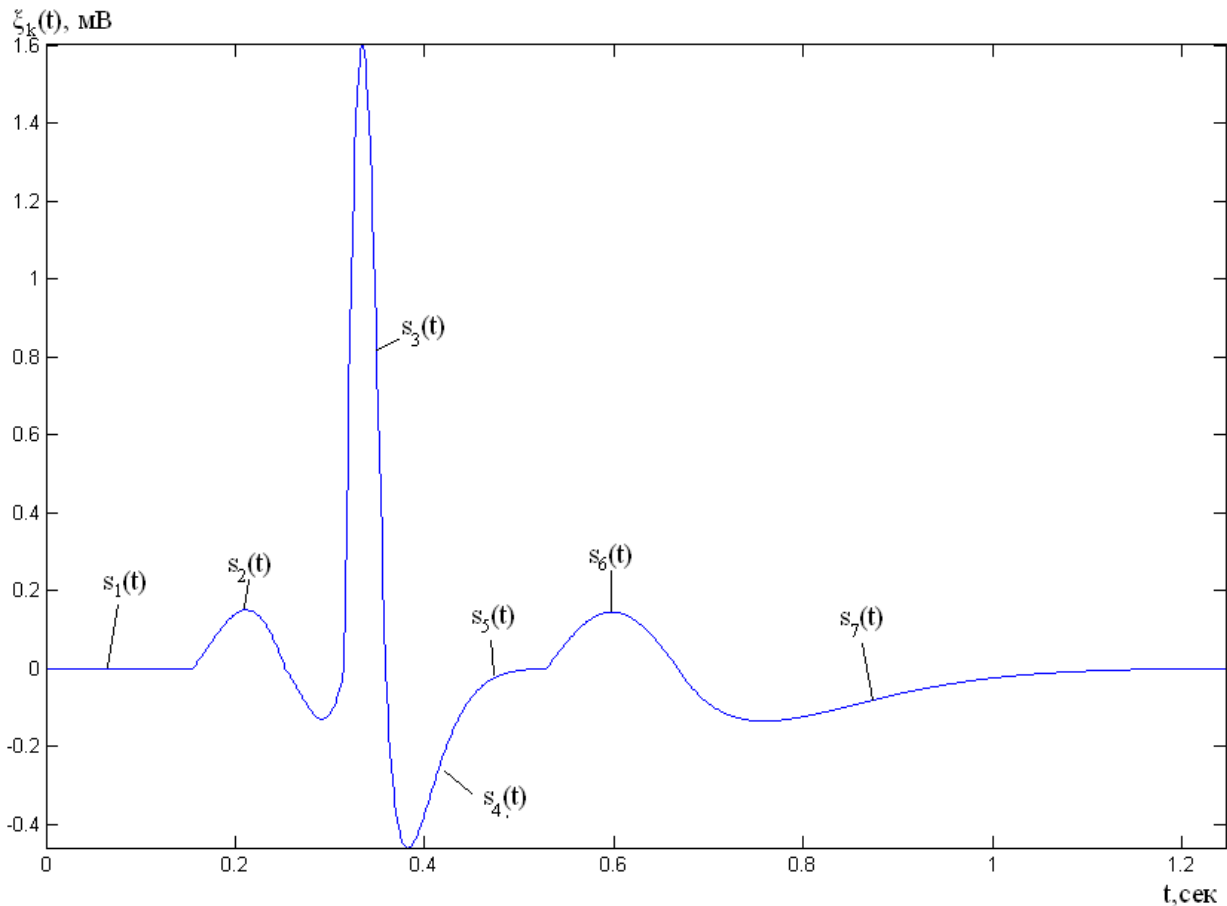
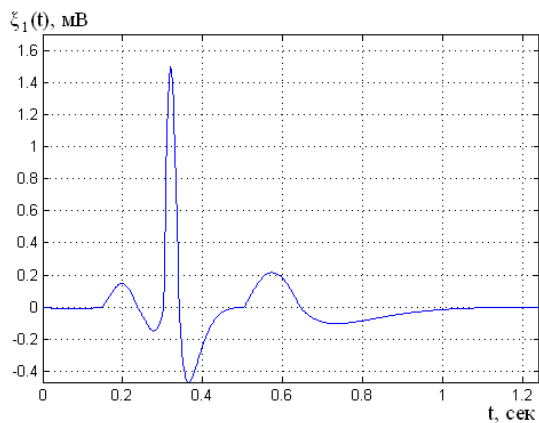


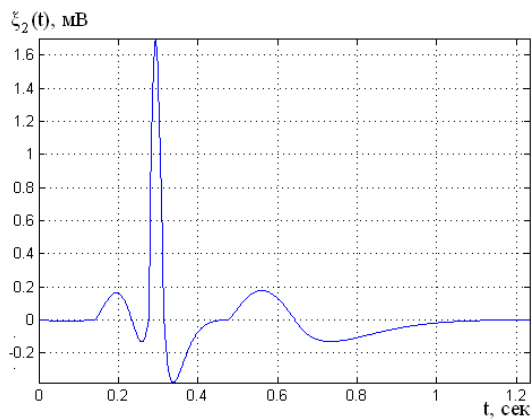
Рис. 4.19. Реалізація зімітованого ЕКС в межах одного періоду

Отже, з вище сказаного, стверджено, що ЕКС в межах періоду T на певних часових інтервалах веде себе як синусоїда з характерними експонентційними затуханнями на цих інтервалах. Тому використовуючи вище сказане та реалізоване підтверджено, що побудована імітаційна модель ЕКС без фізичного навантаження у вигляді синусоїди із експонентційним затуханням на характерних часових рівнях в межах періоду T , забезпечує врахування всіх вище наведених медичних діагностичних параметрів (амплітуди хвиль і їх часові тривалості) (параметрична ідентифікація).

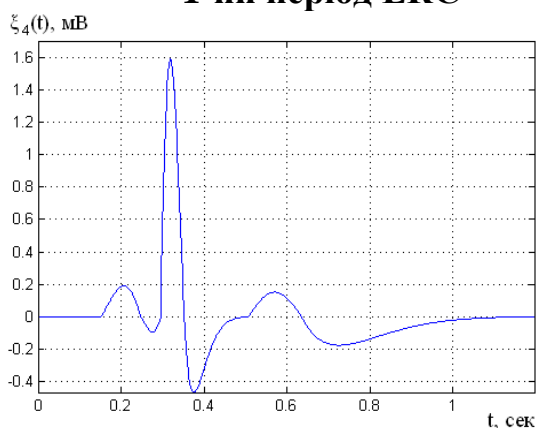
Оскільки значення амплітуд та їх тривалостей ЕКС є випадковими, тому внесення випадкової величини в вираз (4.16) є доцільним. Результати імітування ЕКС із випадковими амплітудами та їх тривалостями наведено на рис. 4.16.



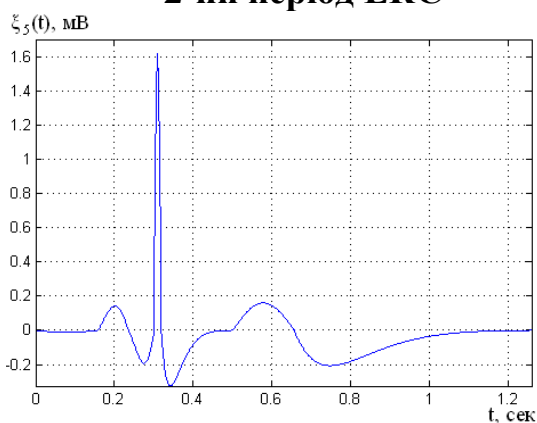
1-ий період ЕКС



2-ий період ЕКС



4-ий період ЕКС



5-ий період ЕКС

Рис.4.20. Реалізацій зімітованих випадкових ЕКС в межах k -го періоду

Оскільки ЕКС є не тільки випадковим, а ще й і повторним (періодичним) процесом (як вище було зазначено), тому актуальним є також процес імітування ЕКС на k -их періодах, що дасть змогу наблизити імітований ЕКС до реального сигналу.

Результат імітування у відповідності до виразу алгоритмів (4.9, 4.12) та виразу (4.16) зображено на рис.3.21-3.22.

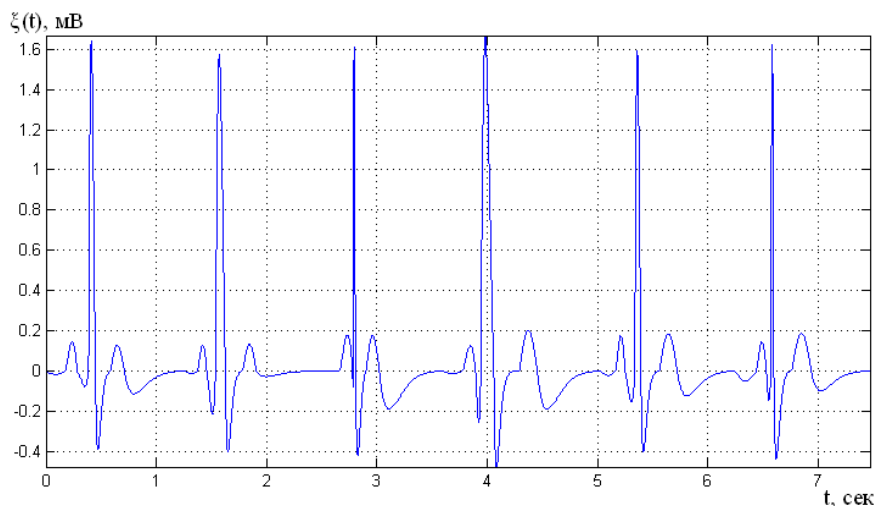


Рис. 4.21. 1-ша реалізація зімітованого ЕКС (повторний та випадковий)

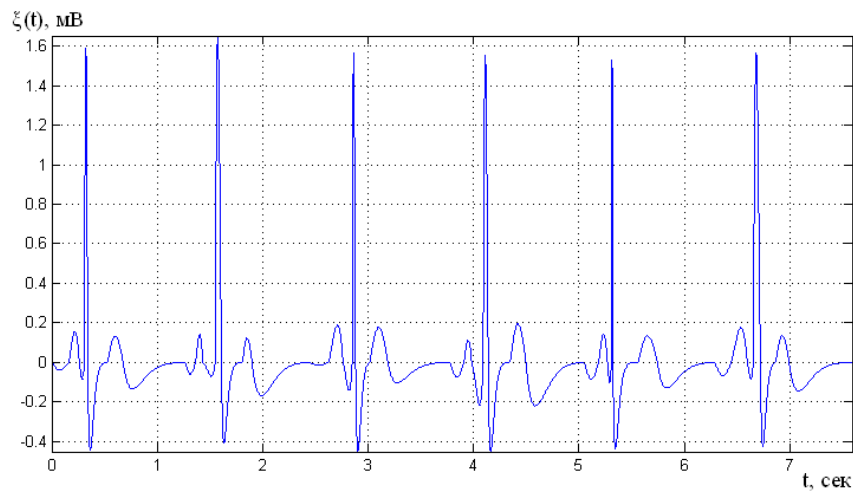


Рис. 4.22. 2-га реалізація зімітованого ЕКС (повторний та випадковий)

4.3.5. Імітування коефіцієнта зміни періоду ЕКС при фізичному навантаженні

Основними входними параметрами при комп'ютерному імітуванні ЕКС є піки хвиль, їх тривалості та коефіцієнти нахилу хвиль, які є достатніми для відтворення реальних сигналів при фізичному навантаженні.

Розглянемо детально кожну з хвиль. У медичній практиці перша та третя хвиля має нульову амплітуду, а друга хвиля має вигляд півперіоду синусоїди із плавним наростанням на піку хвилі. Використовуючи рівняння алгебри і основні його функції можемо утворити дану криву за допомогою добутку синусоїдальної функції на експонентційної.

На рис.4.23-4.25 зображено реалізації зімітованих коефіцієнт зміни періоду при різних значення параметрів амплітуд, коефіцієнтів та тривалостей.

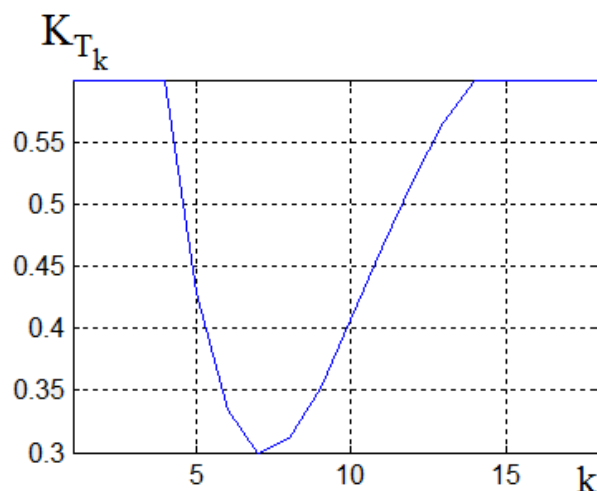


Рис. 4.23. Зімітована реалізація зміни періоду ЕКС при $A_{T1k} = A_{T3k} = 0$, $A_{T2k} = 0.3$, $k_{2k} = -0.2$, $D1 = 3$, $D2 = 10$, $D1 = 5$, $K_{MAX} = 18$

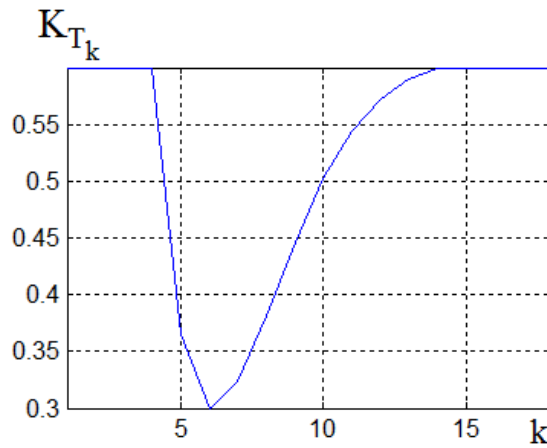


Рис. 4.24. Зімітована реалізація зміни періоду ЕКС при $A_{T_{1k}} = A_{T_{3k}} = 0$, $A_{T_{2k}} = 0.3$, $k_{2k} = -0.4$, $D1 = 3$, $D2 = 10$, $D1 = 5$, $K_{MAX} = 18$

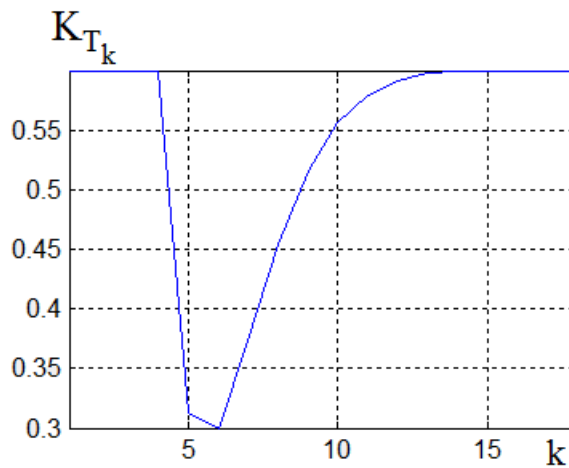


Рис. 4.25. Зімітована реалізація зміни періоду при $A_{T_{1k}} = A_{T_{3k}} = 0$, $A_{T_{2k}} = 0.3$, $k_{2k} = -0.6$, $D1 = 3$, $D2 = 10$, $D1 = 5$, $K_{MAX} = 18$

Отже, шляхом підбору вхідних параметрів коефіцієнта зміни, можна зімітувати коефіцієнт зміни періоду наближеним до реальних ЕКС.

4.3.6. Результати роботи програмного забезпечення по імітаційному моделюванню електрокардіосигналу при фізичному навантаженні. Для комп'ютерного імітаційного моделювання ЕКС при фізичному навантаженні апріорно задано параметрами:

- 1) Початковий час t_0 .
- 2) Момент часу початку присідання t_1 .
- 3) Момент часу завершення присідання t_2 .
- 4) Момент часу відновлення після навантаження t_3 .

Реалізації зімітованих реалізацій ЕКС, які розроблені у середовищі MATLAB за допомогою програмного забезпечення із графічним інтерфейсом користувача, зображено на рис. 4.26-4.27.

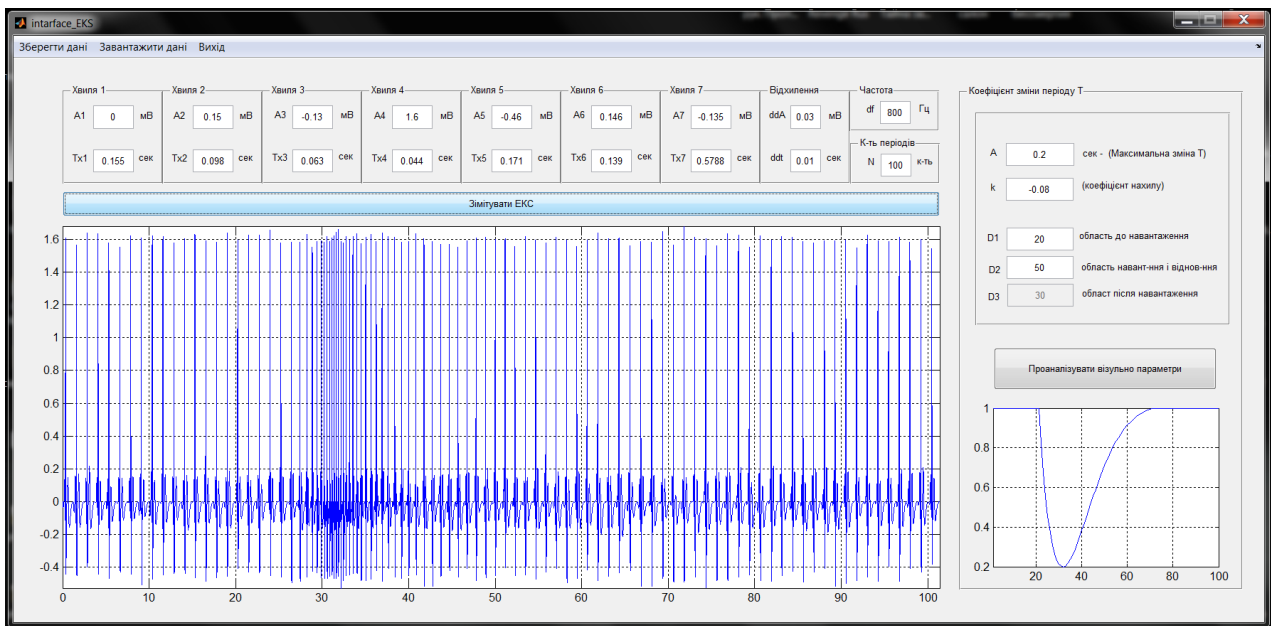


Рис. 4.26. Реалізація зімітованого електрокардіосигналу при фізичному навантаженні ($t_1=75$ сек, $t_2=25$ сек, $t_3=45$ сек)

Використовуючи розроблені програми додатку (В.2), які базуються на формулах алгоритмів (3.28) і (4.8), визначено час відновлення із максимальною ймовірністю прийнятого рішення (рис.4.27).

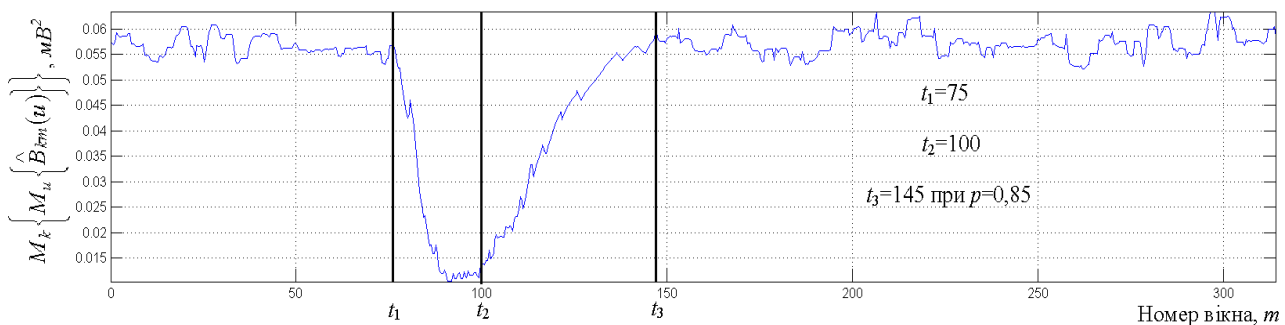


Рис. 4.27. Реалізація усереднених оцінок кореляційних компонент зімітованого ЕКС при фізичному навантаженні

Отриманий результат (рис.4.27) свідчить про високу ймовірність порядку 0,89 визначення часу t_3 апріорного по відношенню до апостеріорного.

В таблиці 4.1 наведено 10 результатів обчислення часу відновлення для 10-ти реалізацій зімітованих ЕКС із вказанням ймовірностей прийнятих рішень.

Таблиця 4.1

Результати обчислених значень моменту часу відновлення та ймовірності вірно прийнятого рішення

№	Апріорний час $t_{3 \text{ apriore}}$	Апостеріорний час $t_{3 \text{ aposteriory}}$	Ймовірність вірно прийнятого рішення
1	180	181	0,89
2	185	183	0,92
3	190	192	0,95
4	195	193	0,87
5	200	204	0,89
6	205	210	0,88
7	210	212	0,91
8	215	219	0,93
9	220	225	0,90
10	225	225	0,97

Для оцінювання точності методу визначення часу відновлення () щодо апріорних даних використано значення відносної похибки між значення апостеріорних $t_{3 \text{ aposteriory}}$ та апріорних $t_{3 \text{ apriore}}$ часів (таблиця 4.1):

$$\delta_{t_3} = \frac{|t_{3 \text{ apriore}} - t_{3 \text{ aposteriory}}|}{t_{3 \text{ apriore}}} \cdot 100\% , \quad (4.33)$$

де $t_{3 \text{ apriore}}$ - значення апріорного моменту часу t_3 ;
 $t_{3 \text{ aposteriory}}$ - значення апостеріорного моменту часу t_3 ;
 Значення відносних похибок в процентах наведено в табл.4.2.

Таблиця 4.2

Значення відносних похибок між достовірностями імітованими та експериментальними ЕРС δ_{p_d} при різних ймовірностях помилки p_f

№	Відносна похибка, %
1	2
1	0,56
2	1,08
3	1,05
4	1,025
5	2
6	2,44
7	0,95
8	1,86
9	2,72
10	0

Із обчислених значень ймовірностей (табл.4.2) видно, що максимальне значення відхилення становить 2,72%, що свідчить про високу точність методу визначення часу відновлення ССС за ЕКС. Даний факт є підставою для верифікації методу опрацювання ЕКС при фізичному навантаженні.

4.4. Висновки до розділу 4

Наведено результати опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні на базі його математичної моделі у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. Застосування цих методів дали змогу розширити можливість діагностики стану серцево-судинної системи людини під час проведення функціональних проб шляхом впровадження в область спортивної медицини нового класу інформативно-інваріантних ознак – кореляційні компоненти, котрі відповідають функціонального стану серця людини.

Використовуючи статистичний метод отримано вирази для визначення часу відновлення серцево-судинної системи з максимальною ймовірністю прийнятого рішення за кореляційними компонентами електрокардіосигналу після фізичного навантаження. Результати оцінювання ймовірностей підтвердили адекватність використання кореляційних компонент електрокардіосигналу як інваріантно-інформативних ознак, за допомогою яких можна з високою точністю 2,72% оцінити функціональний стан серцево-судинної системи після впливу на неї фізичного навантаження.

Розроблено формулу алгоритму для комп'ютерного імітаційного моделювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні з метою верифікації розробленого методу опрацювання електрокардіосигналу та способу визначення часу відновлення за кореляційними компонентами.

ВИСНОВКИ

В монографії розв'язано актуальну наукову задачу розроблення математичного забезпечення (обґрунтування математичної моделі та методу) та алгоритмічно-програмного забезпечення статистичного опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні, сформованого на базі цієї моделі, для підвищення точності кардіодіагностичних систем, зорієнтованих на визначення показників стану серцево-судинної системи людини та адаптивності її організму до змін середовища.

При цьому отримано такі основні результати:

1. На підставі проведеного порівняльного аналізу відомих математичних моделей електрокардіосигналу, зареєстрованого при фізичному навантаженні, сформульовано основні вимоги до математичної моделі: можливість опису коливання у часі, засоби для опису нестационарних коливань з урахуванням поєднання властивостей періодичності й випадковості серцевих циклів при фізичному навантаженні.

2. Розроблено математичне забезпечення опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні шляхом на базі математичної моделі електрокардіосигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, яка на відміну від відомих враховує як періодичний перехідний характер, так і стохастичність структури сигналу при фізичних навантаженнях.

3. Удосконалено метод опрацювання та розроблено алгоритмічне забезпечення опрацювання електрокардіосигналу з використанням засобів енергетичної теорії стохастичних сигналів, які дають змогу оцінити стан серцево-судинної системи при фізичних навантаженнях на ранніх стадіях захворювання.

4. Установлено, що отримані значення усереднених кореляційних компонент є інформативно-інваріантними ознаками електрокардіосигналу, за значеннями яких з ймовірністю прийнятого рішення 0,9 можна оцінити функціональний стан серцево-судинної системи при фізичному навантаженні, зокрема виявити час відновлення стану серця при фізичному навантаженні з точністю 2,72%.

5. Вперше розроблено комп'ютерну імітаційну модель електрокардіосигналу при фізичному навантаженні на базі обґрунтованої математичної моделі для потреб верифікації й тестування розробленого математичного забезпечення опрацювання електрокардіосигналу.

6. Розроблено пакет програмного забезпечення статистичного опрацювання електрокардіосигналу, яке придатне для використання як складової спеціалізованого програмного забезпечення кардіодіагностичних систем для визначення стану серцево-судинної системи людини.

ДОДАТКИ

Додаток А

Функціональні проби серцево-судинної системи

А.1. Проба з керованим диханням

Проводиться проба в положенні пацієнта лежачи і являє собою глибоке дихання з частотою 6-8 дихальних рухів в одну хвилину в регулярному ритмі, який задається або метрономом, або по команді дослідника.

ЕКГ реєструється протягом двох хвилин до проби, трьох хвилин під час дихання і трьох хвилин після закінчення керованого дихання. Оцінка реакції вегетативної нервової системи в результаті проби з керованим диханням наведена нижче.

Слід звертати увагу на те, що проба повинна бути строго обмежена за часом. Не можна допускати гіпервентиляції, так як може відбутися активізація симпатичного відділу ВНС, і тоді оцінити проби буде скрутно. Інтерпретація проби з керованим диханням представлена в таблиці 1.

Таблиця А.1. Оцінка проби з керованим диханням

Стан відповідного відділу вегетативної нервової системи	Характеристика показника, мс	
	RRmax	RRmin
Нормальна активність парасимпатичного відділу	Збільшення от 50 до 100 мс	~
Нормальна активність симпатичного відділу	Збільшення	Зменшення от 50 до 100 мс
Гіперреактивність парасимпатичного відділу	більше 100 мс --	Зменшення більше 100 мс
Гіпореактивність парасимпатичного відділу	Збільшення до 50 мс	--
Гіпореактивність симпатичного відділу	--	Зменшення не більше 50 мс
Парадоксальна реакція	На ритмограмі під час керованого дихання не формуються швидкі хвилі, що адекватні ритму дихання	

А.2. Проба з гіпервентиляцією.

Гіпокапнія, респіраторний алкалоз, що виникають під час проби, призводять до тимчасового зниження вмісту калію в міокарді, а також порушення дисоціації оксигемоглобіну, індукуючи тим самим коронарспазм.

Гіпервентиляційну пробу зазвичай проводять вранці натщесерце. Перед дослідженням реєструють вихідну (контрольну) ЕКГ у 12 стандартних

відведеннях в положенні пацієнта лежачи. Потім просять хворого зробити 20-30 форсованих глибоких вдихів і видихів з великою частотою без перерви протягом 20-30 сек. і відразу ж після цього роблять повторне електрокардіографічне дослідження.

Пробу вважають позитивною, коли частота пульсу зростає на 50-100 % від початкової та на ЕКГ у грудних відведеннях з'являються негативні зубці Т, що нерідко поєднуються з депресією сегмента ST і подовженням інтервалу QT.

А3. Проба з затримкою дихання.

Призначають пробу з затримкою дихання на вдиху (проба Штанге) і значно рідше - на видиху (проба Генчі). При проведенні проби Штанге пацієнт сидячі на стільці робить глибокий вдих і затримує дихання. Лікар обчислює тривалість затримки дихання за секундоміром. У здорових людей мінімальна тривалість затримки дихання становить 30 с. При цьому електрокардіографічне дослідження проводять двічі - до проби і наприкінці її проведення. Пробу Генчі проводять в положенні хворого лежачи, який робить глибокий вдих і після максимального видиху затримує дихання. Тривалість затримки дихання у здорових людей повинна бути при цьому не менше 25-35 с. Наприкінці проби проводять повторне електрокардіографічне дослідження.

У разі функціональних змін на ЕКГ до проби після проби відбувається нормалізація показників. Тоді як при коронарної недостатності відзначається посилення порушень процесів реполяризації.

А.4. Кліноортостатична проба.

Ортостатична проба допомагає оцінити активність вагальних та симпатичних впливів на серце та функціональний стан серцево - судинної системи. Зміна положення тіла призводить до деякого переміщення серця в порожнині грудної клітини, перерозподілу крові та підвищенню тонуусу симпатичної нервової системи. У кліноортостатической пробі (КОП) беруть участь два вегетативних рефлекса: кліноостатичний рефлекс Дані елопулу, характеризують зменшенням ЧСС на 4-6 ударів в одну хвилину при переході з вертикального положення (ортостаза) в горизонтальне (кліноположення), і ортостатичний рефлекс Превелі. Суть останнього полягає в тому, що при переході з кліноположення у вертикальне відбувається збільшення ЧСС на 6-24 ударів в одну хвилину. Під час ортостазу активується симпатичний відділ вегетативної нервової системи.

Реакція пацієнта на КОП може бути нормальною, зниженою і парадоксальною.

Методика проведення проби полягає в наступному: після нетривалого відпочинку (протягом 4-5 хв) у положенні лежачи при спокійному диханні пацієнту проводиться запис ЕКГ, потім, не припиняючи реєстрації ЕКГ, пацієнт займає положення ортостаза (встає). ЕКГ записується через 30с, 3, 5, а іноді і 10 хвилин нерухомого стояння.

Під час проведення проби на ЕКГ можлива поява артефактів. Для уникнення їх рекомендується прекардіальні електроди накладати відразу два на

кожну руку: червоний і чорний - на праву, а жовтий і зелений на ліву руку, і необхідно пояснити пацієнтові, щоб при зміні положення він не робив різких рухів.

Інтерпретація результатів. Для зручності аналізу застосовується комплексний показник коефіцієнт реакції кліноортостатической проби (КР КОП), який розраховується за формулою:

$$\text{КРКОП (\%)} = (\text{RRmax} - \text{RRmin} / \text{RRmax}) \times 100.$$

Оцінка результатів КОП наведена в таблиці А.2.

Таблиця А.2. Оцінка кліноортостатической проби за даними кардіоритмограми

Характер реакції	Коефіцієнт реакції кліноортостатической проби, %
Нормальна	25-30
Знижена	Менше 25
Парадоксальна	Більше 30

На ЕКГ при проведенні проби фізіологічним, крім почастишання пульсу, вважається ознаки відновлення синусового ритму (позитивний зубець Р в І та ІІ стандартних відведеннях та негативного в аVR), зменшення амплітуди зубця Т.

А.5. Синокаротидна проба.

Показання. В основному цю пробу використовують з метою купірування нападів суправентрикулярної тахікардії, а також для уповільнення ритма при незрозумілому походженні тахікардії. Проведення проби протипоказано при гострому або недавньому інфаркті міокарда або порушенні мозкового кровообігу, порушеннях атріовентрикулярної або синоаурикулярної провідності і т. д.

При її проведенні лікар натискає на каротидний синус, який знаходиться в місці розгалуження загальної сонної артерії на внутрішню і зовнішню сонні артерії, тобто на рівні тиреоїдного хряща, безпосередньо під кутом нижньої щелепи і досередини від грудинно-ключично-соскоподібного м'яза. Реєстрацію ЕКГ і пробу проводять в положенні хворого лежачи на спині. При цьому спочатку записують ісходна ЕКГ. На каротидний синус натискають масажними рухами по напрямку позаду і до середини. Натиснення має бути несильним і тривати не більше 10-20 с. Синокаротидну пробу проводять під безперервним електрокардіографічним моніторингом. При появі ефекту або при погіршенні стану хворого проба повинна одразу ж припинена.

Слід, зазначити, що проведення синокаротидної проби загрожує розвитком серйозних ускладнень, тому проводити її треба з великою обережністю і тільки за суворими показаннями.

А.6. Проба з фізичним навантаженням

Для оцінки толерантності ССС в умовах підвищеного споживання кисню проводиться проба з фізичним навантаженням у вигляді велоергометрії, тредміл-тесту, сходової проби, проби Майстри та ін (підскоки, присідання).

Однак, найбільш стандартизованими в дитячій практиці є проведення велоергометрії та тредміл-тесту.

Показаннями до проведення проби з фізичним навантаженням є:

- Необхідність оцінити специфічні симптоми або ознаки, які можуть бути викликані або посилюються при фізичному навантаженні.
- Необхідність виявлення ненормальних адаптивних реакцій у дітей з соматичною патологією, в тому числі і кардіальної.
- Оцінка ефективності терапевтичних та хірургічних методів лікування.
- Оцінка рівня функціональної здатності, особливо при дачі рекомендацій щодо професійної та спортивної діяльності.
- Оцінка прогнозу захворювання.
- Оцінка рівня фізичної підготовки.
- Визначення вихідних даних, тактики спостереження та ефективності кардіальної реабілітації.

Згідно з рекомендаціями Американської асоціації серця існує 3 клас показань до проведення проби з фізичним навантаженням. Клас I:

1. Оцінка фізичної працездатності дітей і підлітків з вродженими вадами серця, після хірургічної корекції вроджених аномалій серця і дітей з набутими хворобами клапанів і міокарда.

2. Обстеження дітей з симптомами стенокардії.

3. Оцінка адекватності роботи кардіостимулятора при навантаженні.

4. Обстеження молодих спортсменів з симптомами, зумовленими навантаженням.

Клас ІА:

1. Оцінка адекватності медикаментозного, хірургічного лікування та ефекту радіочастотної абляції у тих дітей з тахіаритміями, у яких аритмія до лікування провокувалась навантаженням.

2. Як доповнення - для оцінки тяжкості вроджених або придбаних серцевих вад, особливо аортального стенозу.

3. Оцінка серцевого ритму при навантаженні у дітей з відомою або ймовірною аритмією, що провокується фізичним навантаженням.

Клас ІВ:

1. Як компонент оцінки дітей та підлітків з наявністю в сімейному анамнезі випадків незрозумілою раптової смерті у молодих осіб, пов'язаної з навантаженням.

2. Спостереження за особами з вірогідним розвитком ураження коронарних судин внаслідок таких захворювань, як хвороба Кавасакі і systemic lupus erythematosus.

3. Оцінка шлуночкової відповіді і шлуночкових аритмій у дітей та підлітків з вродженою атріовентрикулярної блокадою.

4. Оцінка реакції ЧСС на навантаження у дітей та підлітків, які отримують β - блокатори, для визначення адекватності медикаментозної β - блокади.

5. Оцінка реакції коригованого інтервалу QT (подовження або вкорочення) на навантаження у дітей та підлітків - як доповнення в діагностиці спадкових синдромів подовженого QT.

6. Оцінка реакції АТ на навантаження та / або його співвідношення при вимірюванні на руці і нозі - після корекції коарктації аорти.

Клас III:

1. Скринінг здорових дітей і підлітків перед спортивними змаганнями.

2. Рутинне використання навантажувального тестування у дітей та підлітків з больовим синдромом в грудній клітці нестенокардитичного характеру, що часто спостерігаються в цьому віці.

3. Оцінка надшлуночкової і шлуночкової екстрасистолії у дітей та підлітків, які не мають інших захворювань (крім екстрасистолії)

Абсолютні протипоказання до проведення проб з фізичним навантаженням:

- серцева недостатність II б і III ступеня;
- обструкція вивідного тракту лівого шлуночка;
- активні запальні процеси в міокарді;
- виражена дихальна недостатність.

Відносні протипоказання до проведення проб з фізичним навантаженням: аневризма; артеріальна гіпертензія з АТ більш 180/100 у дітей 11 років і 160/80 мм рт.ст. у дітей більш молодшого віку; реконвалесценція після інфекційних захворювань (1 міс.); гіпертермія; тяжкі порушення ритму серця (атріовентрикулярна блокада 3-го ступеня, хронічна шлуночкова тахікардія, аритмогенного кардіоміопатія, синдром слабкості синусового вузла); вроджені вади серця.

Критеріями припинення проб з фізичним навантаженням є:

- поява болю в області серця;
- поява сильної задишки (до 60 за хв.);
- втома;
- ціаноз або блідість шкірних покривів;
- симптомне зниження частоти шлуночкового ритму;
- падіння АТ на фоні зростання навантаження з симптомами слабкості, запаморочення і т.д.;

• підвищення систолічного АТ > 250 мм.рт.ст і діастолічного АТ > 125 мм.рт.ст.;

- диспное (задишка);
- симптомна тахікардія;
- прогресивне падіння сатурації кисню > 90 %;
- зсув сегмента ST > 3мм (депресія);
- підвищення частоти шлуночкової ектопії > 3 за хв.

Критерії нормальної реакції на пробу з фізичним навантаженням:

- зростання частоти серцевих скорочень;

- збільшення амплітуди зубців Р і R в III стандартному відведенні, її зменшення в I відведенні;
- зміщення сегмента ST вниз від ізолінії (не більше ніж на 0,5 мм);
- відхилення електричної осі серця вправо, але не більше ніж на 30 % від початкового кута α ;
- зниження частоти аритмії;
- при брадіаритміях функціонального (вагозалежного) генезу - нормалізація ритму серця, зниження ступеня блокади.

Патологічні зміни електрокардіограми при проведенні проби з фізичним навантаженням:

- депресія сегмента ST на 1 мм і більше, зміна його форми (дугоподібні куполом донизу), інверсія зубця T, різке зниження його амплітуди в декількох відведеннях;
- елевація сегмента ST більш 2мм;
- поява аритмії;
- різка тахікардія;
- збільшення частоти та комплексності тахіаритмій характерно для хворих з органічним ураженням серцевого м'яза і / або дітей з високою чутливістю міокарда та фокусу аритмії до симпатичної стимуляції.

А.7. Велоергометрія.

При велоергометрії досліджуваний крутить ногами педалі укріпленого нерухомого велосипеда зі швидкістю від 40 до 80 об / хв, перебуваючи в положенні сидячи або лежачи. У дітей молодшого віку (до 9 років) рекомендується міняти темп обертання педалей, так як у них переривання проби може бути обумовлено місцевою втомою м'язових груп.

Під час проведення ЕКГ знімають у 12 стандартних відведеннях, при цьому для зручності випробуваного й зменшення механічних перешкод електроди з правої і лівої руки поміщають відповідно на праву і ліву лопатки, а з правої і лівої ноги - на поперекову область праворуч і ліворуч над гребенем клубової кістки. Також можна використовувати відведення Неба або відведеннях III, avF і V5. Електрокардіограму реєструють до проби, під час її проведення і після закінчення навантаження лише через 1-3 хвилини, а якщо виникли стійкі зміни - через 10 хвилин.

Залежно від потужності навантаження при велоергометрії м.б. максимальним і субмаксимальним. Вид навантаження залежить від віку, статі, стану здоров'я та тренуваності досліджуваного. Пробу з максимальним навантаженням можна застосовувати у абсолютно здорових і тренуваних дітей, наприклад у юних спортсменів. У дітей із захворюванням серця або з підозрою на нього максимальне навантаження протипоказане. При велоергометрії у дітей найчастіше використовують пробу з субмаксимальним навантаженням. Величину субмаксимального навантаження встановлюють відносно до частоти серцевих скорочень, яка повинна становити 70-85 % від максимальної, характерної для даного віку. У дітей часто використовується тест PWC170,

коли при велоергометрії дається навантаження такої потужності, щоб частота пульсу досягла 170 уд / хв.

Величина навантаження визначається у ватах або кілограмометрах (1Вт = бкгм/мін). Рівень навантаження розраховується виходячи з 1-1,5 Вт / кг. Вважається, що ЧСС 170 уд / хв у здорових дітей досягається при потужності навантаження близько 3 Вт / кг, тому потужність 1, 2 і 3 ступенів зазвичай становить 1, 2 і 3 Вт / кг відповідно. Належну максимальну потужність навантаження у дітей від 5 до 15 років можна визначити орієнтовно за формулою Godfrey (1974):

$$W_{\max} = 15 \text{ Ч} (P - 100) / 6,$$

де W - макс. потужність навантаження (Вт), P - довжина тіла дитини (см).

Зазвичай навантаження при проведенні ВЕМ у дівчаток на 12% менше, ніж у хлопчиків цього ж віку.

У осіб молодого віку і дорослих максимальне і субмаксимальне навантаження можна розрахувати за формулами згідно рекомендацій АСС / АНА :

$$\begin{aligned} \max \text{ЧСС} &= 220 - \text{вік, років} \\ \text{субмакс} \text{ЧСС} &= 200 - \text{вік, років} \end{aligned}$$

Типи фізичних навантажень на велоергометрії.

Залежно від мети та контингенту обстежуваних осіб застосовують ВЕМ з постійним навантаженням, ступінчасто зростаючим з перервами на відпочинок і неперервно зростаючим навантаженням.

II При постійному навантаженні його рівень протягом усього часу дослідження не змінюється. Таке навантаження діти зазвичай легко переносять.

II Навантаження зростаючої потужності з періодами відпочинку спочатку дається протягом 4-5 хвилин (до цього часу відбувається відносна стабілізація показників частоти пульсу). Потім пропонується відпочинок протягом 5-10 хвилин і дається більш потужне навантаження (як правило, подвійне), а потім приріст потужності навантаження становить величину, що дорівнює вихідному рівню. Навантаження послідовно збільшують, поки буде досягнута субмаксимальна частота пульсу.

II При безперервній ВЕМ періоди відпочинку відсутні, а потужність навантаження кожні 2-3 хв. збільшується вдвічі без перерви до досягнення субмаксимальної частоти ритму.

Оптимальна загальна тривалість навантаження становить 9 хвилин, у виняткових випадках вона може збільшуватися до 12 хвилин (при високій фізичній працездатності). При цьому після проби пацієнтам рекомендується продовжувати обертання педалей ще 1 хвилину для попередження виникнення колапсу, який може відбутися за рахунок різкого зменшення венозного повернення внаслідок периферичної вазодилатації при припиненні роботи «м'язового насоса».

При поступовому підвищенні потужності навантаження про адекватність її на кожному рівні свідчатиме збереження постійної ЧСС та АТ і відсутність патологічних змін на ЕКГ в останні 2 хв кожного рівня навантаження.

Зазвичай при проведенні проби з фізичним навантаженням оцінюють максимальну або субмаксимальну здатність здорових і хворих. Про величину навантаження судять в основному по ЧСС, АТ, максимальному споживанню кисню (МСК), показниками ЕКГ і т.д. При максимальному навантаженні відбувається максимальне споживання кисню. Однак пробу з максимальним навантаженням застосовують тільки у здорових людей або (частіше) у спортсменів, у пацієнтів із захворюваннями серця її проводити не можна.

Між величиною споживання кисню і кількістю виконаної роботи існує пряма кореляція. Обидва ці показники у здорових осіб прямо корелюють з досягнутою ЧСС. Розрахувати МСК можна за допомогою спіроергометрії або непрямим способом за формулою:

$$\text{МСК} = (90 + (3,44 * W)) / P \quad (\text{МЕТ}),$$

де W- потужність останнього ступеня в Вт, P - вага випробуваного в кг

Зазвичай при проведенні навантажувального тесту використовують наступний алгоритм виконання безперервно східчасто зростаючого фізичного навантаження.

I ступінь - 25 Вт (150) (кг х м) / хв).

II ступінь - 50 Вт (300 (кг х м) / хв).

III ступінь - 75 Вт (450 (кг х м) / хв).

IV ступінь - 100 Вт (600 (кг х м) / хв). і т.д.

Тривалість кожного ступеня навантаження - 3 хв.

Тест із фізичним навантаженням необхідно припинити при досягненні субмаксимальної ЧСС (при споживанні кисню під час фізичного навантаження, рівному 75 %) або при виникненні ознак і симптомів, що є показаннями для припинення проби.

Оцінювання фізичної працездатності проводиться на підставі обсягу виконаної роботи при досягненні субмаксимальної частоти і максимального споживання кисню. Нормативні показники представлені в таблиці 3.

Таблиця А.3. Середні значення показників ВЕМ залежно від статі і віку.

Обстежені			Середні значення показників		
Вік,	Стать	Відношен	PWC-., (Вт)	МПК	
				Мл/хв.	Мл./Хв.Ат
1	2	3	4	5	6
8-9	Ч	Н/с	1083 ± 3,2	1492 ± 71	49/3 ± 1,7 50,4 ± 1,7
			109,4 ± 3,5	1535 ± 42	
	Ж	Н/с	120,0 ± 5,1 90) ± 3,7	1337 ± 81 1022 ± 30	42,0 ± 3,7 363 ± 1,2

Продовження таблиці А.3.

1	2	3	4	5	6
10-11	Ч	Н/с	119.8 ±3,8 102.9 ±6.7	1714 ±74 1657 ± 63	47,9 ±1,3 47 [^] ±23
	Ж	Н/с	107,1 ±5/5 103.3±2.2	1533 ±36 1277 ± 35	42/5 ± 1,1 35.2 ±1.2
12-13	Ч	Н/с	155,7±6,8 124J0 ±25	2221+77 1698 ± 52	46,7 + 1,0 43 [^] 8 ± 1 [^] >
	Ж	Н/с	129,5±5,4 109,4+7	1974 ± 70 1509 + 63	44/5 ±13 32,7 ±0 [^] >
14-15	Ч	Н/с	1513 ±10/5 1143 ±11.2	2703 ± 72 2299 ± 116	46/5 ±1,4 443 ± 1,7
	Ж	Н/с	111,0±5,6 100/3 + 18 J	2221 ±52 1722 ± 128	42/5 ±13 38,1 ±3,7

МПК - максимальне споживання кисню.

При проведенні проби з фізичним навантаженням в дитячому віці слід звертати особливу увагу на особливості реагування основних показників діяльності ССС: ЧСС та АТ.

Оцінка реакції ЧСС на навантаження.

- У дітей невеликої ударний об'єм, обумовлений малими розмірами серця, при навантаженні компенсується більш частим серцебиттям, тому вони досягають більшої максимальної ЧСС, ніж дорослі.
- У пост пубертатному віці максимальна ЧСС знижується з віком на 7-8 уд/хвилину кожні наступні 10 років. При одному й тому ж рівні навантаження дівчата мають більш високу ЧСС, ніж хлопчики, як і діти з надлишковою масою тіла в порівнянні з худими.
- Пікові значення ЧСС залежать від вихідного рівня тренуваності дитини, так у осіб із високою максимальної ЧСС на початку проби в процесі регулярних фізичних тренувань вона може знижуватися.
 - Також на величину ЧСС при навантаженні впливають мотивація дитини до виконання навантаження і взаєморозуміння тестованого і тестуючого.
 - У середньому, максимальна ЧСС у дітей та підлітків за даними різних авторів коливається в діапазоні між 190 і 210 уд / хвилину.

Оцінка реакції артеріального тиску на навантаження.

- У відповідь на фізичне навантаження систолічний артеріальний тиск у порівнянні з вихідним збільшується тим більше, чим вище потужність навантаження, діастолічний тиск у порівнянні з вихідним змінюється в межах ± 10 мм рт.ст..
- Адекватним вважається приріст САТ при субмаксимальному навантаженні не менше ніж на 70-75 мм рт.ст.
- Низький приріст артеріального тиску (на 20-30 мм рт.ст) може бути пов'язаний з утрудненим відтоком через аортальний клапан, з

лівошлуночковою недостатністю або з ішемічною дисфункцією міограда.

- Швидкий приріст артеріального тиску характерний для осіб з вихідною гіпертензією.

Виділяють 4 типи гемодинамічних реакцій ССС на навантаження :

1. Нормотонічний тип - приріст САТ на 70-75 мм рт.ст., знижений або вихідний рівень ДАТ, приріст ЧСС на 85-90 ударів.

2. Гіпертонічний - приріст САТ більш ніж на 70 мм рт.ст., або перевищення САТ більше 220 мм рт.ст. і ДАТ більше 95 мм рт.ст.

3. Гіпотонічний тип - приріст САТ менше ніж на 60 мм рт.ст., приріст пульсового АТ менше 15% від вихідного, приріст ЧСС вище адекватного. Цей тип є характерним для детренованих осіб і для пацієнтів з нейроциркуляторною дистонією.

4. Дистонічний тип - приріст САТ більше 220 мм рт.ст і значне зниження ДАТ до 40 мм рт.ст., аж до феномену «нескінченого» тону. Характерно для спортсменів за наявності у них функціональних порушень або при перетренованості.

А.8. Тредміл -тест.

При виконанні фізичного навантаження на тредмілі досліджуваний крокує по рухомій під певним кутом доріжці. Швидкість руху доріжки від 1,7 до 6 км/ч. Кут нахилу можна міняти від 10 до 20°. Чим більше кут нахилу, чим швидше рухається доріжка, і чим довше триває ходьба по ній, тим більше інтенсивність навантаження. Як і при проведенні велоергометрії, так і при тредміл-тесті можна застосовувати постійне або поступово зростаюче навантаження. Електрокардіограму реєструють або у відведеннях Неба, або в 12 загальноприйнятих відведеннях з модифікаціями накладення відведень від кінцівок.

Найбільш часто в педіатрії використовується протокол Bruce (1963), що включає в себе збільшення навантаження на 50 Вт кожні 2,5 хвилини. При переривчасто східчасто зростаючому навантаженні тривалість кожної ступені коливається від 3 до 5 хвилин. Програма протоколу Bruce представлена в таблиці А.4.

Таблиця А.4. Протокол Bruce у дітей при проведенні тредміл -тесту.

Ступінь навантаження	Швидкість стрічки, км/год	Кут підйому	
		%	Градуси
I	2,7	10	5,7
II	4,0	12	6,8
III	5,5	14	8,0
IV	6,8	16	9,0
V	8,0	18	10,0
VI	8,9	20	11,0
VII	9,6	22	12,4

Велоергометрія і тредміл-тест відносяться до нестандартизованих методів фізичного навантаження, тому що ступінь навантаження при них застосовується різна, індивідуальна, в залежності від можливостей кожного досліджуваного.

А.8. Тілт -тест.

Проба з пасивним ортостазом або тілт-тест (head-up tilt table testing) є "золотим стандартом" у діагностиці пацієнтів з нейрокардіогенними синкопе. Вона призначена для виявлення патологічних реакцій вегетативної нервової системи на ортостатичний стрес.

Тілт-тест полягає в швидкому пасивному зміні положення тіла пацієнта з горизонтального у вертикальне під кутом 60° до горизонтальної площини. При цьому під дією гравітаційних сил відбувається депонування крові в нижній частині тіла, знижується тиск наповнення правих відділів серця, що ініціює цілу групу рефлексів. У нормі така зміна положення тіла збільшує симпатичну відповідь з артеріолярною вазоконстрикцією і збільшенням скорочувальної здатності міокарда. У пацієнтів з нейрокардіогенними синкопе при цьому підвищується кардіовагальний тонус і виникає артеріолярна вазодилатація, що може призвести до раптової системної гіпотензії і зупинки серця з нападом втрати свідомості.

Тілт-тест виконується в тихій затишній кімнаті з неяскравим освітленням, натщесерце. Під час дослідження проводиться моніторинг електрокардіограми і артеріального тиску. Перед початком дослідження пацієнта надійно фіксують на столі для проведення ортостатичних проб, після чого головний кінець столу піднімають на 60°. Завершують тілт-тест при індукції непритомності або предсінкопального стану, за відсутності синкопе максимальна тривалість ортостаза становить для дітей до 12 років - 30 хвилин, старше 12 років - 40 хвилин.

А.9. Проба з атропіном

Атропін сульфат в терапевтичній дозі блокує М-холінореактивні рецептори, які розташовуються в постсинаптичній мембрані клітин ефektorних органів у закінчень постгангліонарних холінергічних (парасимпатичних) волокон. Тому атропін можна вважати блокатором блукаючого нерва.

Внутрішньосерцево препарат діє на синусовий та АВ вузол і в меншій мірі на нижчележащі відділи провідної системи серця.

При внутрішньовенному введенні відзначається спочатку брадікардитична (при малих дозах), а потім тахікардитична фаза дії атропіна. Ефекти атропіну проявляються через 25 с, а максимум дії настає через 2-3 хв після внутрішньовенного введення.

Показаннями до проведення атропінової проби є:

- брадіаритмії (синусова брадікардія, порушення синоаурикулярної провідності, синдром слабкості синусового вузла) ;
- порушення атріовентрикулярної провідності ;
- суправентрикулярна екстрасистолія, суправентрикулярна тахікардія ;

- синдром " ранньої реполяризації ".

Протипоказання до проведення атропінової проби: висока міопія, глаукома; виражена брадикардія (ЧСС менше 50 за хвилину); політопна екстрасистолія; органічні та структурні захворювання серця; синусова і ектопічна тахікардія (відносне протипоказання при органічному ураженні серця).

Методика. Проводити пробу слід вранці через 1,5 години після їжі. Перед пробю дитина повинна відпочити в положенні лежачи 10-15 хвилин, потім реєструється базисна ЕКГ в стані спокою; далі вводиться 0,1% розчин атропіну сульфату в дозі 0,02-0,025 мг / кг маси тіла (на 4 мл фізрозчину) (0,1 мл даного розчину на рік життя, але не більше 1,5 мл). ЕКГ реєструється через 1, 3, 5 хвилин після введення і потім кожні 5 хвилин до повернення первісної картини ЕКГ. Запис через 60 хвилин є контрольним, а через 75 хвилин після введення атропіну показники ЕКГ повинні повернутися до вихідного рівня.

Інтерпретація результатів. Залежно від впливу атропіну сульфату на організм виділяються чотири типи реакції : нормальна, знижена, підвищена, парадоксальна.

При нормальній реакції відбувається збільшення ЧСС після введення атропіну на 20-30%, коефіцієнт реакції проби з атропіном сульфату (КР ЛП), який розраховується аналогічно, як при кліноортостатичній пробі, повинен бути не менше 30%. При зниженій реакції відзначається незначне підвищення ЧСС, а коефіцієнт реакції менше 30%. При підвищеній реакції ЧСС збільшується більш ніж на 30%, а коефіцієнт реакції стає більше 70-80%.

Парадоксальна реакція на введення атропіну сульфату може бути пов'язана із застосуванням кілька підвищеної дози препарату або при особливої індивідуальної чутливості пацієнта до атропіну сульфату, коли дія його може поширюватися і на Н-холінорецептори, які знаходяться в постсинаптичній мембрані всіх прегангліонарних волокон, мозковому шарі надниркових залоз, синокаротидній зоні, а також у ЦНС (нейрогіпофіз). У великих дозах атропін блокує не тільки М-холінорецептори, а й Н-холінорецептори.

Нормалізація ритму серця на пробі з атропіном свідчить про вагозалежний, функціональний характер аритмії. Збереження аритмії при пробі - більшою мірою характерно для органічного ураження серця.

Проведення проби з атропіном сульфату буває виправданим для уточнення частотної залежності екстрасистолії, яка з'являється при кілька зниженій частоті серцевих скорочень або при брадикардії. При істинно частотно-залежної екстрасистолії після введення атропіну такі екстрасистоли проходять. Цю обставину можна враховувати при призначенні терапії.

Некардіальними ефектами при пробі з атропіном є сухість у роті, тахікардія, гіперемія обличчя.

А.10. Калій - обзіданова проба

В сучасній кардіологічній практиці, як правило, не проводять ізольовану пробу з калієм, а зазвичай поєднують її із введенням препаратів, що блокують адренергічні рецептори (β - блокатори).

Показанням до проведення проби є порушення процесу реполяризації неясного генезу - зниження або інверсія зубця Т, депресія сегмента ST, подовження інтервалу QT.

Протипоказанням щодо застосування калій - обзиданової проби є виражена брадикардія, СА- блокади та АВ блокади 2-3 ступеня, ниркова недостатність, серцева недостатність 3 ступеня, гіпотонія, схильність до бронхоспазму, шлунково-кишкові розлади. Побічна дія може проявлятися нудотою, блювотою або запамороченням.

Методика проведення проби: пробу проводять не менше ніж через півтори години після їжі. Дитині дається обзидан перорально (0,3-1,0 мг/кг) і хлорид калію (0,5-0,1 мг/кг в теплій воді). ЕКГ реєструється через 30, 60, 90 і 120 хвилин після введення.

Інтерпретація результатів. Нормальною реакцією при проведенні проби з обзиданом вважається зменшення ЧСС на 10-20 за одну хвилину. Нормалізація процесів реполяризації на ЕКГ свідчить про симпатозалежний характер вихідних змін. Збереження аритмії при пробі – скоріш за все характерно для органічних захворювань серця.

Результат проби з обзиданом залежить не тільки від дози, але й від індивідуальної чутливості пацієнта до препарату.

Проба з обзиданом також може бути використана для з'ясування частотної залежності екстрасистоїї, яка найбільш часто реєструється при підвищеній ЧСС і тахікардії. При наявності залежності такої екстрасистоїї від частоти серцевих скорочень після вживання обзидану вона зникає.

Проведення ЕКГ у пацієнта, який отримує обзидан з терапевтичною метою, може допомогти вибрати оптимальну дозу препарату.

А.11. Проба з гілурітмалом (аймаліном)

Гілурітмал (Аймалін) є антиаритмічним препаратом 1А класу, що блокує переважно швидкі калієві канали кардіоміоцитів. Він застосовується при лікуванні як суправентрикулярних, так і шлуночкових аритмій у дітей, а також в оцінці тривалості абсолютного рефракторного періоду у хворих з синдромом WPW, виявленні типових ЕКГ змін сегмента ST у дітей з синдромом Бругада.

При синдромі WPW на ЕКГ часто є виражені зміни ST - Т, вторинні до деформації комплексу QRS. Усунення аномального проведення імпульсу дозволяє оцінити справжній стан обмінних процесів в міокарді. З цією метою, крім атропінової, застосовується проба з гілурітмалом (аймаліном); вона зручна, нетривала та добре переноситься хворими.

Механізм дії гілурітмалу: препарат збільшує ефективний рефрактерний період додаткових шляхів і менше впливає на провідність атріовентрикулярного з'єднання, тим самим сприяючи проведенню імпульсу до шлуночків звичайним шляхом. Препарат посилює коронарний кровоток, виявляє чинить інотропну і помірну адренолітичну дію.

Показанням до проведення проби є синдром WPW та синдром Бругада. Якщо у дитини з синдромом WPW рефракторний період аномального додаткового шляху коротше 220-250 мс, при додатковому розвитку

передсердної миготливої аритмії є ризик переходу суправентрикулярної тахікардії у фібриляцію шлуночків. Тому всі діти з феноменом або синдромом WPW вимагають дообстеження для оцінки ефективного рефракторного періоду аномальних шляхів.

Протипоказаннями до проби з гілурітмалом є виражені порушення атріовентрикулярної та внутрішньошлуночкової провідності.

Побічна дія препарату полягає в розвитку АВ блокади, подовженні інтервалу QT, розвитку нападів Морганьї – Едамса - Стокса, вираженої брадикардії і порушенні внутрішньошлуночкової провідності. З інших можливих побічних ефектів відзначається підвищення температури тіла, жовтушність шкірних покривів, порушення функції печінки.

Методика проведення проби: пробу проводять не менше ніж через півтори години після їжі. Після 10-ти хвилинного відпочинку записують вихідну ЕКГ, а потім внутрішньовенно повільно протягом декількох хвилин вводять гілурітмал з розрахунку 1,0 мг/кг (але не більше 50 мг) на 10 мл фізрозчину. ЕКГ реєструється при введенні препарату та через кожні 5 хвилин до повернення ЕКГ в початковий стан.

Тривалість збереження нормальної ЕКГ після усунення синдрому WPW становить від 10 до 50 хв. При введенні препарату можливі почервоніння обличчя, відчуття тепла, жару, поява плям Труссо на верхній половині тулуба, зниження артеріального тиску, рідше болі в животі та запаморочення, що зникають після закінчення введення препарату.

Інтерпретація результатів. Зникнення феномена WPW на пробі свідчить про відносно тривалий рефракторний період аномальних шляхів і відсутність ризику розвитку фібриляції шлуночків.

У хворих з підозрою на синдром Бругада при пробі з гілурітмалом посилюються ЕКГ зміни характерні для цього захворювання. З цією метою можливе також використання інших антиаритмічних препаратів цього класу: новокаїнаміда, флекаїніда або черезстравохідної стимуляції.

Використання проби може бути ефективним при виявленні аритмогенної дисплазії правого шлуночка. При підозрі на дане захворювання проба з гілурітмалом може допомогти у виявленні специфічних ЕКГ змін, насамперед епсилон хвилі.

А.12. Проба зі стимуляцією бета-адренергічних рецепторів

У дитячій кардіологічній практиці використовується також проба з ізадрином. Показаннями до неї є повна атріовентрикулярна блокада та хронічні ектопічні тахікардії.

Протипоказаннями до проби з b - адреностимуляторами є кардіомегалія і виражена міокардіальна недостатність.

Методика дослідження: пробу проводять вранці на голодний шлунок або через 2 години після прийому їжі і 30 - хвилинного відпочинку лежачи. Після запису вихідної ЕКГ дають 5 - 10 мг (1 - 2 таблетки) ізадрину під язик. Початок дії препарату виявляється при почастишанні пульсу (зазвичай через 10 хв). У цей час записують ЕКГ через кожні 5 - 10 хв до отримання вихідних даних. Дія

препарату триває не більше 2 - 3 ч. Якщо пульс частішає більш ніж на 10 уд/хв, то препарат рекомендують постійно мати при собі дітям з повною атріовентрикулярною блокадою та рідким ритмом (менше 50 ударів на хвилину) як засіб швидкої допомоги при втраті свідомості або запамороченні. За відсутності ефекту необхідно провести пробу і підібрати дозу іншого стимулятора β - адренергічних рецепторів - алупента (10 - 20 мг перорально).

А.13. Проба з блокадою кальцій струму (верапаміл).

У деяких випадках, особливо у спортсменів, дистрофічні зміни на ЕКГ пов'язані з хронічним надлишковим накопиченням іонів кальцію в клітинах субендокарда і папілярних м'язів. Для підтвердження цього положення проводиться проба з ізоптіном (верапамілом), який, обмежуючи кальцій-ток, нормалізує електрокардіографічну картину.

Також пробу з верапамілом можна використовувати для діагностики скритого синдрому WPW, адже він посилює вираженість Δ -хвилі.

Протипоказаннями до проведення проби є виражена брадикардія, синдром слабкості синусового вузла, АВ-блокада II і III ступеня, кардіогенний шок, хронічна і гостра серцева недостатність, підвищена чутливість до препарату, низький АТ.

Методика проведення. Верапаміл можна вводити внутрішньовенно (2,5 -5 мг) повільно за 2-4 хв (для запобігання розвитку колапсу або вираженої брадикардії) або давати всередину (1 - 2 мг/кг). Реєструється ЕКГ та під час проведення тесту.

Додаток Б
Методика проведення функціональної проби Руф'є

МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

ЗАТВЕРДЖЕНО
Наказ Міністерства охорони
здоров'я України
та Міністерства освіти
і науки України
20.07.2009 N 518/674

Зареєстровано в Міністерстві
юстиції України
17 серпня 2009 р.
за N 773/16789

МЕТОД
діагностики функціонального стану
серцево-судинної системи дітей шкільного віку

Методика проведення функціональної проби Руф'є: Учень повинен виконати 30 присідань з витягнутими вперед руками протягом 45 с. Учневі пропонують самостійно і голосно проводити рахунок ("один", "два" і т.ін.), що дозволяє уникнути затримки дихання.

Після 3-5 хв. відпочинку, у положенні сидячи, в обстежуваного підраховують пульс кожні 15 с., доки не буде отримано 2-3 однакові цифри. Отримані дані записують до протоколу, і пропонується виконати навантаження.

Під час виконання проби необхідно стежити за збереженням стандартних умов виконання навантаження, за зовнішніми ознаками втоми дитини.

Після закінчення присідань учень сідає і проводиться підрахунок пульсу за перші 15 с. першої хвилини відновлення та за останні 15 с. першої хвилини відновлення.

Оцінку функціональних можливостей серцево-судинної системи проводять за індексом Руф'є (ІР), що розраховується за формулою

$$IP = \frac{4 \times (ЧСС_1 + ЧСС_2 + ЧСС_3) - 200}{10},$$

де: ЧСС₁ - пульс за 15 с. у стані спокою; ЧСС₂ - пульс за 1 2 перші 15 с. першої хвилини відновлення; ЧСС₃ - пульс за останні 3 15 с. першої хвилини відновлення.

Рівні функціонального резерву серця визначаються з урахуванням п'яти градацій: менше 3 - високий рівень; 4-6 - вище середнього (добрий); 7-9 - середній; 10-14 - нижче середнього (задовільний); більше 15 - низький; ЧСС - частота серцевих скорочень.

Додаток В

Механізм формування електрокардіосигналу

Серце – це центральний орган кровоносної системи, функцією якого є ритмічне нагнітання в артерії крові, що притікає з вен. Серце людини складається із чотирьох відділів (порожнин) – двох передсердь та двох шлуночків. При цьому праві передсердя та шлуночок відділені від лівих міжпередсердною перегородкою, яка забезпечує роздільний кровоток по малому та великому колам кровообігу, тобто перешкоджає перемішуванню венозної та артеріальної крові (рис. В.1.).

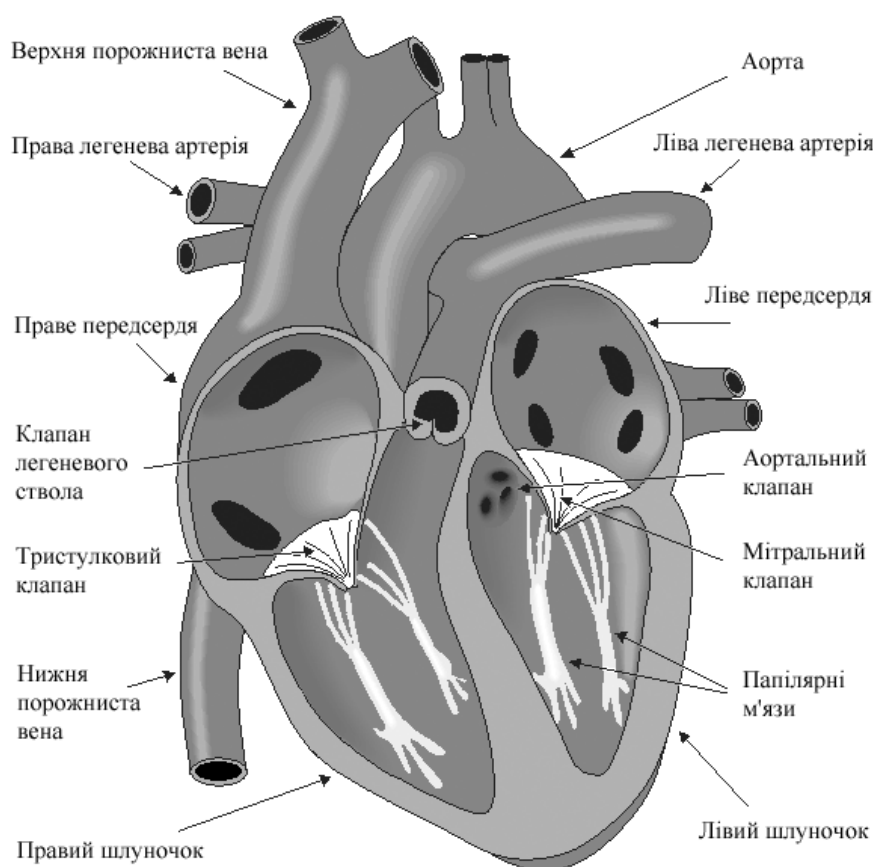


Рис. В.1. Схема будови серця

М'язова тканина серця складається з трьох шарів; внутрішнього (ендокард), зовнішнього (епікард), який входить у склад навколосерцевої сумки, та серединного (міокард), характерною особливістю якого є автоматизм, що забезпечує скорочення серця.

Стінки серця формуються міокардом. Він складається з чотирьох складових: правого і лівого передсердь та шлуночків. Серце розміщене так, що спереду видно правий шлуночок, а ззаду – ліве передсердя (рис В.1.). Передсердя формують одну частину, а шлуночки іншу. Відкрита стінка лівого шлуночка та перегородка є набагато товстішими ніж у правого шлуночка. Це

пояснюється тим, що лівий шлуночок качає кров до великого кола кровообігу, де тиск значно вищий ніж у малому колі, яке бере початок із правого шлуночка.

Серце має чотири клапани. Між правим передсердям і шлуночком знаходиться тристулковий клапан, а між лівим передсердям і шлуночком – мітральний клапан. Клапан легеневого ствола знаходиться між правим шлуночком та легеневою артерією, а аортальний клапан знаходиться на шляху відтоку крові із лівого шлуночка (контролює потік до аорти).

Кров повертається із великого кола кровообігу до правого передсердя і проходить через тристулковий клапан до правого шлуночка. Вона виштовхується із правого шлуночка через клапан легеневого ствола до легенів. Насичена киснем кров повертається із легенів до лівого передсердя і через мітральний клапан потрапляє до лівого шлуночка. Вкінці кров прокачується через аортальний клапан до аорти і великого кола кровообігу.

Нервову регуляцію скорочень забезпечує вегетативна нервова система. Центри регуляції серцевої діяльності розташовані у центральній нервовій системі. Гуморальну регуляцію серцевої діяльності виконують залози внутрішньої секреції.

Провідна система серця людини.

Синусовий вузол (синоатріальний або СА вузол) розміщений в правому передсерді біля верхньої порожнистої вени і складається із спеціальних м'язових клітин. СА вузол в людини має форму півмісяця близько 15 мм завдовжки і близько 5 мм завширшки (рис. В.2.). Клітини СА вузла самозбуджуються, тобто є клітинами водія ритму. Вони генерують біопотенціали з частотою близько 70 разів на хвилину. Із СА вузла збудження поширюється по передсердях, але не може поширюватися вздовж межі між передсердями та шлуночками.

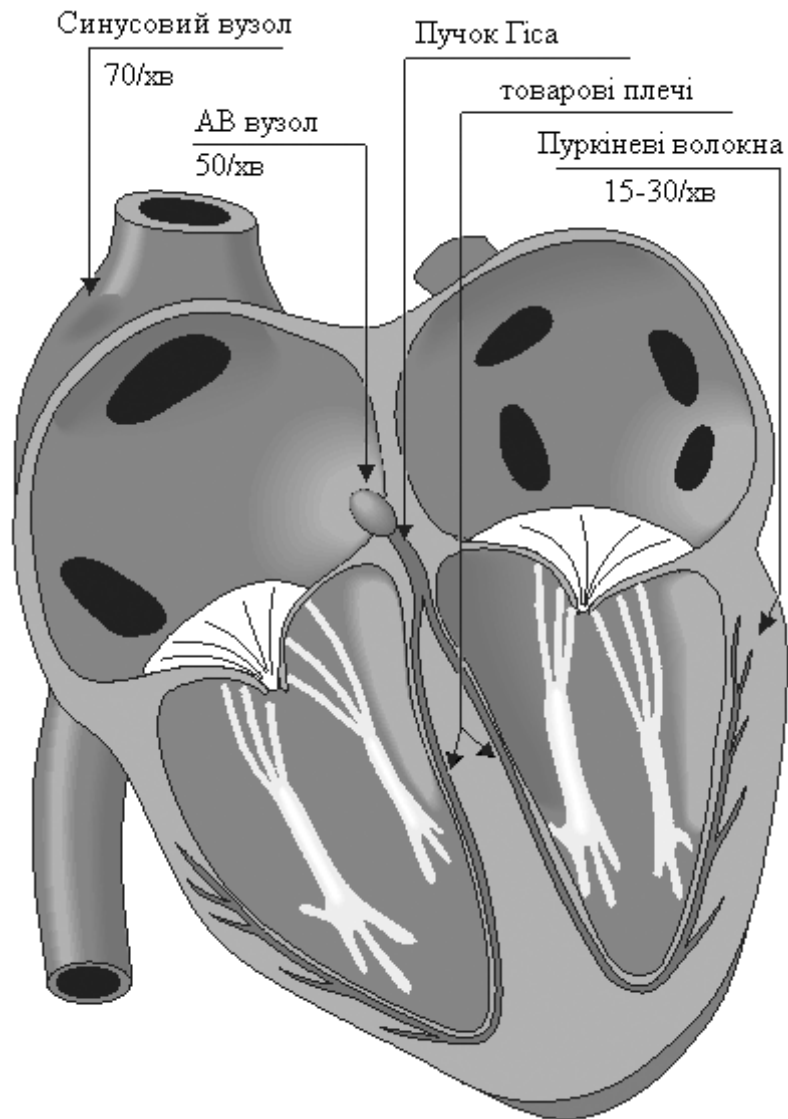


Рис. В.2. Провідна система серця людини

Атріовентрикулярний (АВ) вузол розташований біля межі передсердь із шлуночками. Він має внутрішню частоту близько 50 імпульсів на хвилину. Проте, якщо АВ вузол синхронізується імпульсом із більшою частотою, то він слідує цій частоті. В нормальному стані серця АВ вузол забезпечує лише кровоток із передсердь до шлуночків. Однак, при відхиленні від нормальних умов він може стимулюватися імпульсами, які проходять через нього.

Проходження імпульсів із АВ вузла до шлуночків забезпечується спеціальною провідною системою. Ця система формується у загальний пучок, який називається пучком Гіса (в честь німецького фізика-анатома W. Hisе, 1863-1934). Далі пучок Гіса розділяється на два плеча, які поширюються вздовж сторін міжшлуночкових перетинок і формують ліве та праве товарове плече. Кінцевим розгалуженням пучка Гіса є Пуркіневі волокна (названі на честь чеха Jan Evangelista Purkinje, 1787-1869), що розгалужуються по внутрішніх сторонах шлуночкових стінок. Поширення імпульсів, що проходять вздовж провідної системи, відбувається на відносно високій швидкості, коли

вони знаходяться всередині шлуночкової ділянки, але перед цим (через АВ вузол) швидкість дуже сильно зменшується.

Багато активаційних центрів із внутрішнього боку шлуночкової стінки спричиняють утворення фронту імпульсу, який поширюється через тканини шлуночка до іншої стінки. Цей процес є наслідком ланцюгового збудження клітин. Після того, як кожна ділянка шлуночкового м'язу буде деполаризована, розпочинається реполяризація. Реполяризація не є явищем поширення імпульсу через тканини і, так як, тривалість дії імпульсу є значно коротшою в епікарді (зовнішня стінка серцевого м'язу), ніж в ендокарді (внутрішня стінка серцевого м'язу), припинення дії розпочинається, як тільки імпульс пройде від епікарда до ендокарда.

Так як внутрішня частота синусового вузла є найвищою, вона встановлює частоту збудження всього серця. Якщо зв'язок між передсерддями та АВ вузлом втрачено, то АВ вузол переходить на свою внутрішню частоту. Якщо провідна система втрачає зв'язок із пучком Гіса, то шлуночки скорочуються із частотою, що визначається їхньою ділянкою, яка має найвищу внутрішню частоту. Електричні події в серці зведено в табл. Б.1 додатку Б. Форми імпульсів, що спостерігаються в різних спеціалізованих серцевих тканинах показано на рис. В.3.

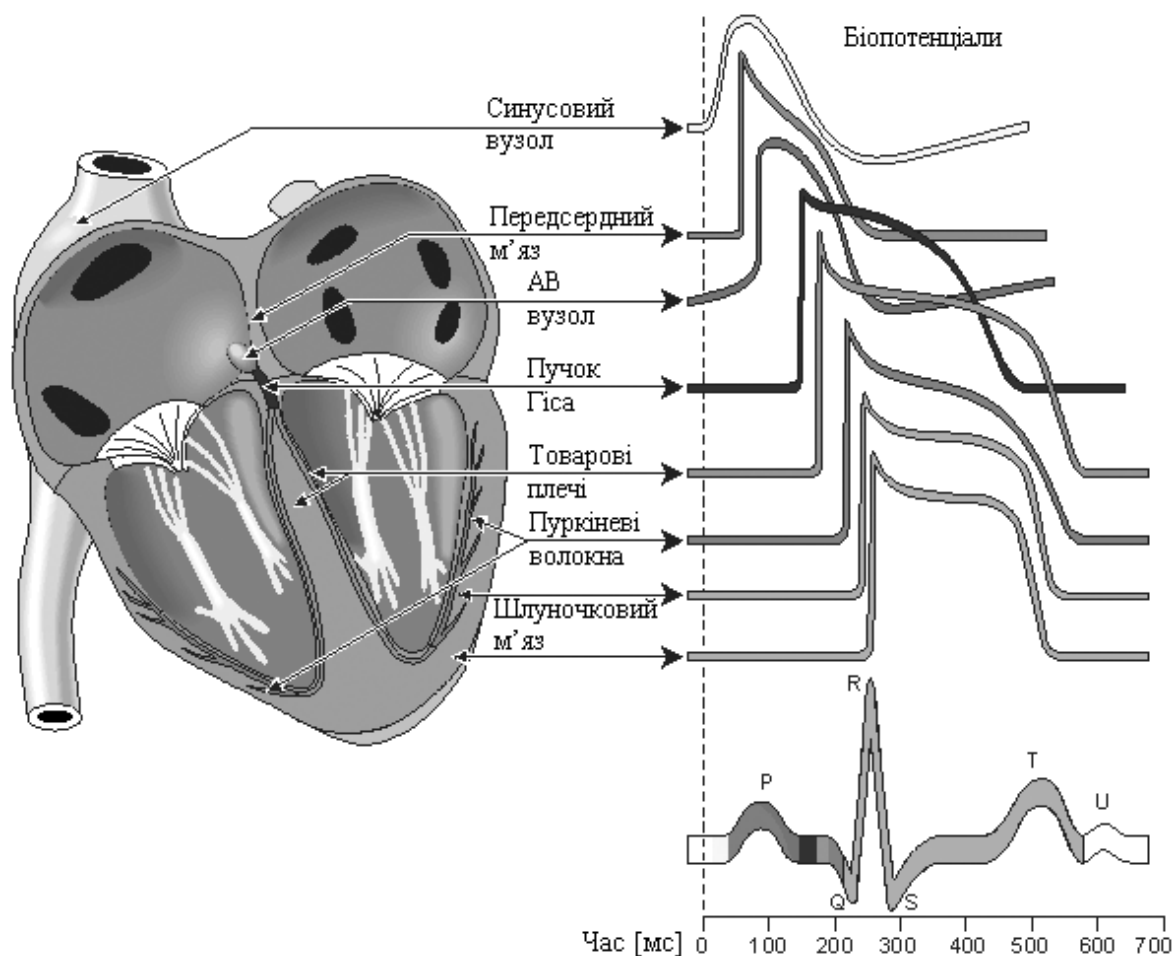


Рис. В.3. Дії різних груп клітин м'язів серця (тривалості відповідають нормальному стану серця здорової людини)

Генезис основних зубців, інтервалів та сегментів ЕКС

Електрокардіосигнал являє собою запис електричних потенціалів активності серця, знятий з одного або декількох відведень, і складається з періодичної послідовності серцевих циклів.

Базові зубці ЕКС з часів Ейнтховена позначають літерами P, Q, R, S, T (рис. В.4.). Цими літерами називають інтервали (та їх довжину) і сегменти. Дані про час звичайно вводять у мілісекундах, а про напругу – у мілівольтах [1].

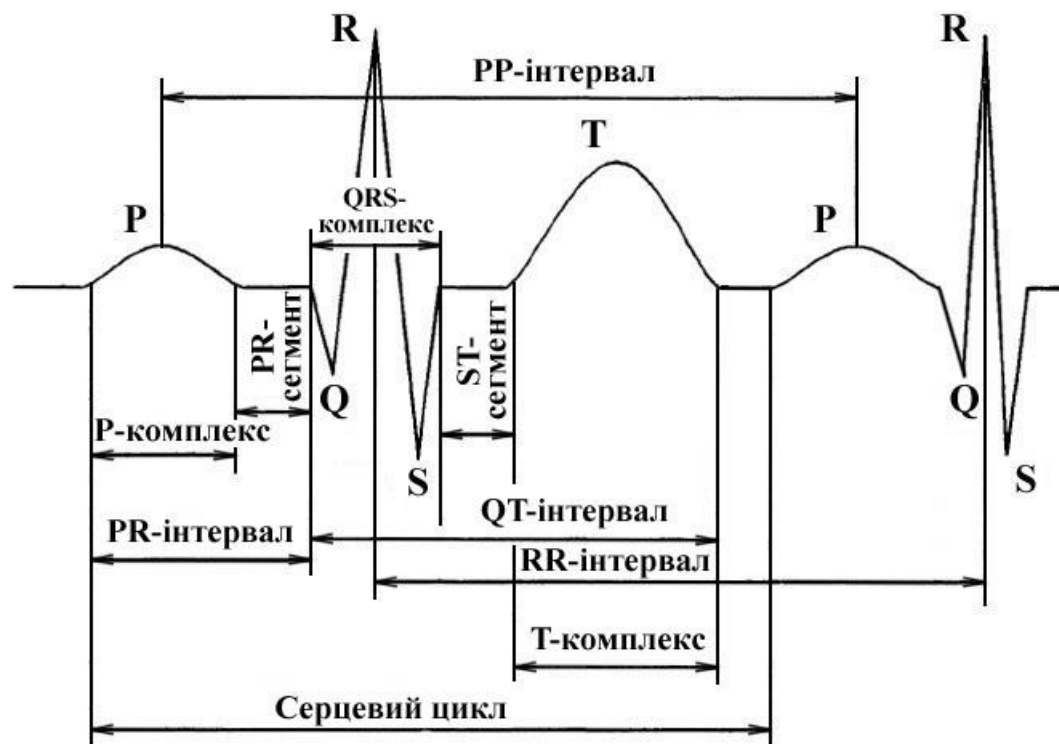


Рис. В.4. Структура серцевого циклу

Зубець P – виникає при деполяризації передсердя.

Інтервал PQ – вимірюється від початку зубця P до початку зубця Q (якщо зубця Q немає, то вимірювання інтервалу проводиться до початку зубця R і цей інтервал називають PR). Даний інтервал відповідає часу, який потрібен для поляризації передсердя (зубець P), і часу розповсюдження збудження атріовентрикулярним шляхом, Гісовим пучком і його вітками.

Зубець Q – відображає деполяризацію перетинки між шлуночками (у деяких пацієнтів зубець Q відсутній). У нормі зубець Q може бути глибоким, у відведенні aVR – навіть найбільшим. Позитивний зубець Q звичайно значно зменшується або зовсім пропадає при інтенсивному вздосі (він залежить від геометричного положення серця).

Зубець R – довільний позитивний зубець QRS-комплексу. Він відображає деполяризацію передньої, задньої та бокових стінок шлуночків, тобто початок систол шлуночків. В разі розщеплення QRS-комплексу може бути два і навіть три зубця R (що звичайно є патологічною ознакою). Зниження викиду R з'являються як в разі позасерцевих хвороб (наприклад, емфізема легенів), так і у випадку обширних процесів у міокарді (наприклад, інфаркт міокарда).

У відповідності до полярності зубців у QRS-комплексі (або по полярності зубців на початку комплексу) у клінічній практиці використовують символічні позначення.

Якщо зубець R зникає, а зубці Q та S (однієї полярності) зливаються в один – ставлять знак QS.

Якщо пертий зубець комплексу має малий рівень, то його позначають qS. Якщо $R_{V1} + S_{V5} < 1.05$ мВ, то підозрюють гіпертрофію правого шлуночка. В разі $R_{V5} + S_{V1} > 3.5$ мВ кажуть часто, що має місце гіпертрофія лівого шлуночка (але це має місце і у молодих людей та спортсменів, коли ніякої гіпертрофії немає).

Інтервал P-R – тривалість проходження сигналу Гісовим пучком.

Сегмент ST – інтервал часу від кінця QRS-комплексу до початку зубця T. (Якщо зубець S відсутній, сегмент позначають як RT). Сегмент відповідає часу закінчення деполяризації шлуночків та початку їх повільної реполяризації. У нормі сегмент ST завжди ізоелектричний. В інтервалі ST йони рухаються у напрямку, при якому їх концентрація збільшується. Тому цей сегмент чутливий до шерегу факторів, які впливають на метаболізм клітин (зміна концентрації калію, введення ліків тощо).

Зубець T – відповідає швидкій реполяризації шлуночків. Для зубця T важливо визначити його локалізацію на осі часу та амплітуду. Звичайно зубець T орієнтований відносно головного зубця QRS-комплексу. У нормі зубець T позитивний у усіх відведеннях (крім aVR, де завжди негативний). У відведеннях III і V₁ він теж іноді може бути негативним. Амплітуда зубця T визначним чином пов'язана з амплітудою зубця R. У нормі вона складає від 1/8 до 2/3 амплітуди зубця R. Тривалість зубця T звичайно не перевищує 250 мс (але ця цифра не має фундаментального діагностичного значення). Відхилення зубця T (і сегмента ST) від норми звичайно викликані ішемією міокарда або передозуванням дигіталісу.

Інтервал Q-T – вимірюється від початку зубця Q(R) до кінця зубця T. Цей інтервал відповідає електричній систолі шлуночків. Тривалість цього інтервалу залежить від частоти серця та інших факторів. На думку більшості авторів максимальна нормальна тривалість інтервалу Q-T складає 420 мс.

Серцевий цикл – складається із систоли (її тривалість приблизно дорівнює 38% серцевого циклу – СЦ) та діастолі (62% СЦ). На початку систоли тиск у шлуночках нижчий, ніж у аорті, і з шлуночків не витісняється кров. Ця початкова фаза складає 9% СЦ. Друга фаза систоли (період витіснення, ежекції) складає близько 29% СЦ.

Ця фаза вирішальним чином визначає тривалість систоли.

У часі діастолі розслаблене серце наповнюється кров'ю з області вен. Діастола складається з фази наповнення (42.2% СЦ), передсистоли (10.5% СЦ) та міжсistolічного інтервалу (10% СЦ).

Фаза наповнення складається з переддіастолі (коли має місце релаксація міокарда довжиною 3.7% СЦ), фази швидкого наповнення (кров швидко втягується до шлуночка – 10% СЦ), фази повільного наповнення (тиски передсердя та шлуночків вирівнюються – додаток крові до шлуночка дуже малий довжина 28.5% СЦ).

Додаток Г

Мофологічні характеристики електрокардіосигналу

Проходження імпульсу по провідній системі серця графічно записується по вертикалі у вигляді піків - підйомів і спадів кривої лінії. Ці піки прийнято називати зубцями ЕКС і позначати латинськими літерами P, Q, R, S і T. Крім реєстрації зубців, на ЕКС по горизонталі записується час, протягом якого імпульс проходить по певним відділам серця. Відрізок на ЕКС, вимірний за своєю тривалістю у часі (у секундах), називають інтервалом (рис. Г.1) [108].

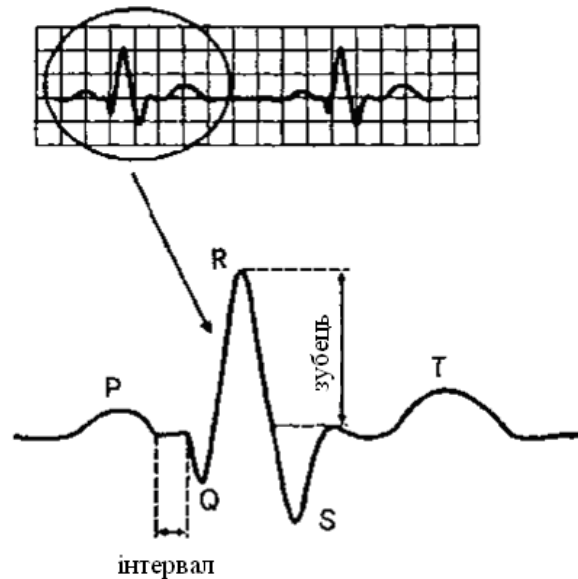


Рис. В.1. ЕКС: зубці і інтервали [108]

Г.1.1. Зубець Р. Електричний потенціал, вийшовши за межі синусового вузла, охоплює збудження перш за все правого передсердя, в якому знаходиться синусовий вузол. Так на ЕКС записується пік збудження правого передсердя (рис. Г.2) [108].

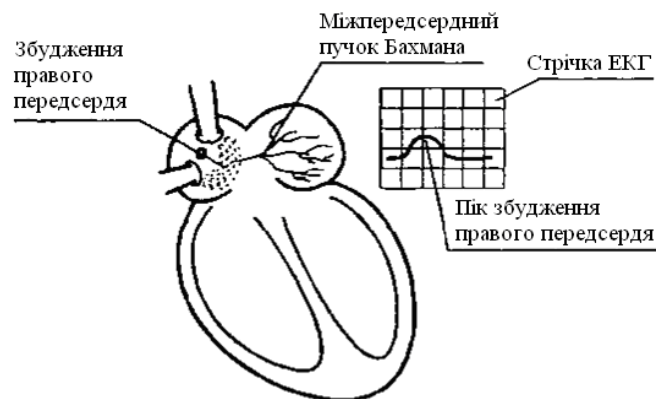


Рис. Г.2. Пік збудження правого передсердя [108]

Далі по провідній системі передсердь, а саме по міжпередсердному пучку Бахмана, електроімпульс переходить на ліве передсердя і збуджує його. Цей процес відображається на ЕКС піком збудження лівого передсердя. Його збудження починається в той час, коли праве передсердя вже охоплено збудженням, що добре видно на рис. Г.3 [108].

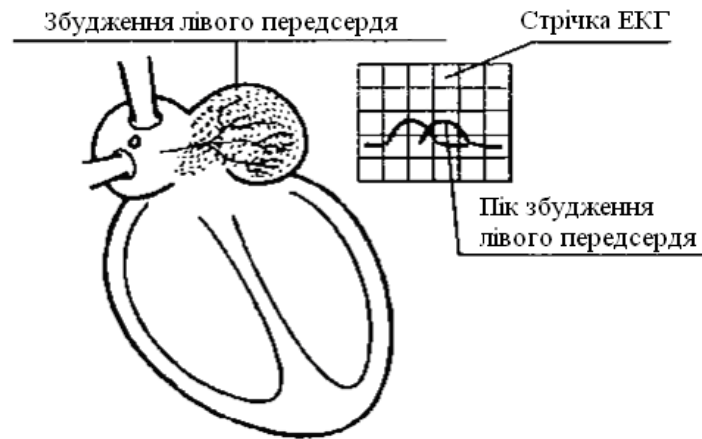


Рис. Г.3. Збудження лівого передсердя і його графічне зображення [108]

Відображаючи збудження обох передсердь, електрокардіограф підсумовує обидва піки збудження і записує графічно на стрічці зубець Р (рис. Г.4) [108].



Рис. Г.4. Зубець Р [108]

Таким чином, зубець Р являє собою сумарне відображення проходження синусового імпульсу по провідній системі передсердь і почергове збудження спочатку правого (висхідне коліно зубця Р), а потім лівого (низхідне коліно зубця Р) передсердь.

Г.1.2. Інтервал Р-Q. Одночасно з збудженням передсердь імпульс, який виходить із синусового вузла, направляється по нижній гілочці пучка Бахмана по атріовентрикулярному (передсердношлуночковому) з'єднанню. У ньому

відбувається фізіологічна затримка імпульсу (уповільнення швидкості його проведення). Проходячи по атриовентрикулярному з'єднанні, електричний імпульс не викликає збудження прилеглих шарів, тому на ЕКС піки збудження не записуються. Реєструючий електрод викреслює при цьому пряму лінію, яка називається ізоелектричною лінією.

Оцінити проходження імпульсу по атриовентрикулярному з'єднанню можна в часі (за скільки секунд імпульс проходить це з'єднання). Такий генезис інтервалу P-Q (рис.Г.5) [108].

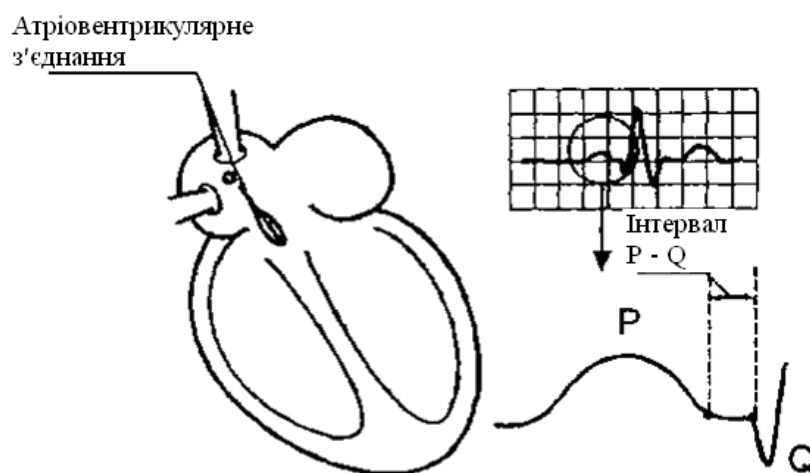


Рис. Г.5. Інтервал P-Q [108]

Г.1.3. Зубці Q, R і S. Продовжуючи свій шлях по провідній системі серця, електричний імпульс досягає провідних шляхів шлуночків, представлених пучком Гіса, проходить по цьому пучку, збуджуючи при цьому міокард шлуночків. Цей процес відображається на ЕКС формуванням (записом) шлуночкового комплексу QRS. Слід зазначити, що шлуночки серця збуджуються в певній послідовності. Спочатку, протягом 0,03 с збуджується міжшлуночкова перегородка. Процес її збудження призводить до формування на кривій ЕКС зубця Q (рис. Г.5) [108].

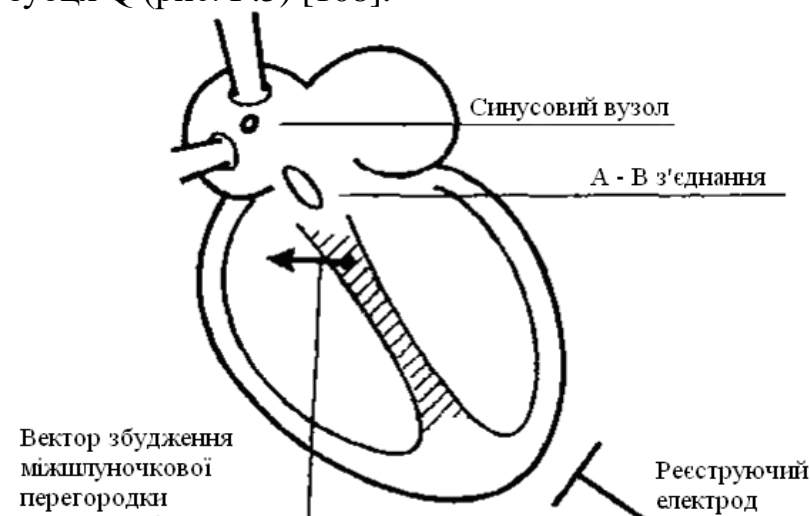


Рис. Г.5. Збудження міжшлуночкової перегородки (зубець Q) [108]

Потім збуджується верхівка серця і прилеглі до неї області. Так на ЕКС з'являється зубець R (рис. Г.6) [9]. Час збудження верхівки в середньому рівний 0,05 с.

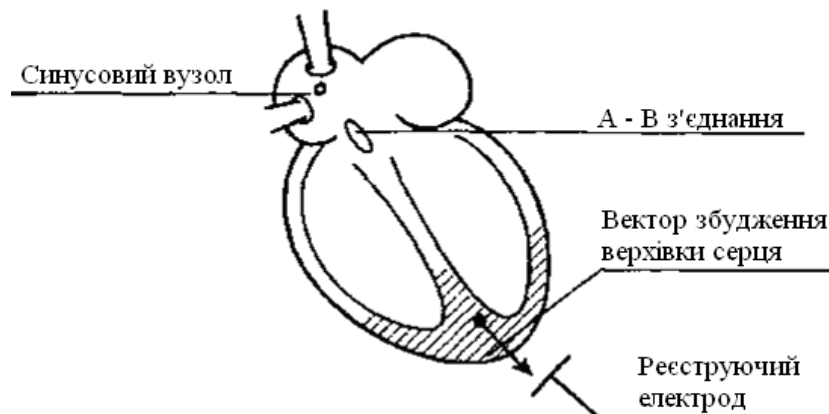


Рис. Г.6. Збудження верхівки серця (зубець R) [108]

І в останню чергу збуджується основа серця. Наслідком цього процесу є реєстрація на ЕКС зубця S (рис. Г.7) [108]. Тривалість збудження основи серця складає близько 0,02 с.

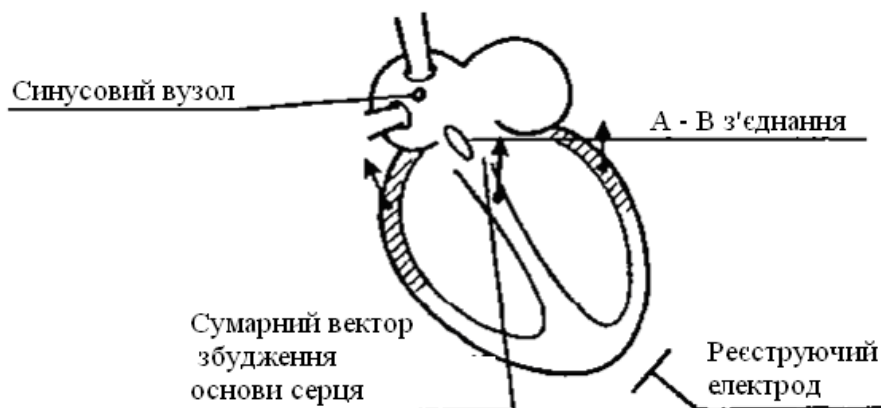


Рис. Г.7. Збудження основи серця (зубець S) [108]

Вищеназвані зубці Q; R та S утворюють єдиний шлуночковий комплекс QRS тривалістю 0,10 с.

Г.1.4. Відрізок S-T і зубець T. Охопивши збудженням шлуночки, імпульс, який почав шлях з синусового вузла, згасає, тому що клітини міокарда не можуть довго залишатися збудженими. У них починаються процеси відновлення свого початкового стану, до збудження.

Процеси згасання збудження і відновлення початкового стану міокардіоцитів також реєструються на ЕКС.

Електрофізіологічна сутність цих процесів дуже складна, тут велике значення має швидке входження іонів хлору в збуджену клітину, злагоджена

робота калій-натрієвого насоса, мають місце фаза швидкого згасання збудження і фаза повільного згасання збудження і ін. Всі складні механізми цього процесу об'єднують зазвичай одним поняттям - процеси реполяризації. Для нас же найголовніше те, що процеси реполяризації відображаються графічно на ЕКС відрізком S-T і зубцем T (рис. Г.8) [108].

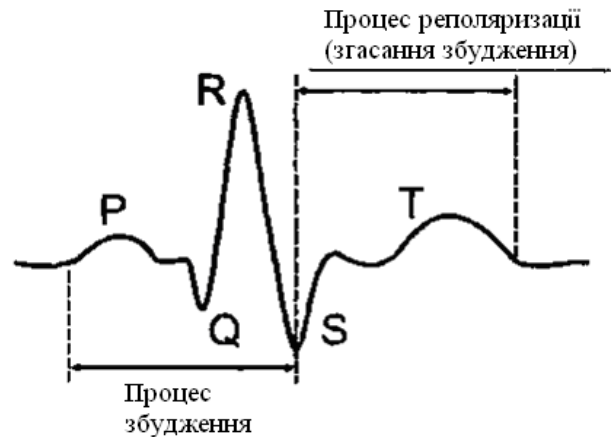


Рис. Г.8. Процеси збудження и реполяризації міокарда [108]

Г.1.5. Амплітуди і тривалості зубців і інтервалів. Для запам'ятовування амплітуди (висоти або глибини) основних зубців необхідно знати: всі апарати, які реєструють ЕКС, налаштовані таким чином, що формується на початку запису контрольна крива рівна по висоті 10 мм, або 1 мілівольтах (mV) (рис. Г.9) [108].



Рис. Г.9. Контрольная крива і амплітуда основних зубців ЕКС [108]

Традиційно всі вимірювання зубців та інтервалів прийнято проводити в другому стандартному відведенні, що позначається римською цифрою II. У цьому відведенні висота зубця R в нормі повинна бути рівною 10 мм або 1 mV.

Висота зубця T і глибина зубця S повинні відповідати 1/2-1/3 висоти зубця R або 0,5-0,3 mV.

Висота зубця P і глибина зубця Q будуть рівні 1/3-1/4 від висоти зубця R чи 0,3-0,2 mV. У електрокардіографії ширину зубців (по горизонталі) прийнято

вимірювати не в міліметрах, а в секундах, наприклад, ширина зубця Р дорівнює 0,10 с. Ця особливість можлива тому, що запис ЕКС проводять на постійній швидкості протягання стрічки. Так, при швидкості механізму протягування стрічки 50 мм / с, кожен міліметр буде дорівнює 0,02 с (рис. Г.10) [108].

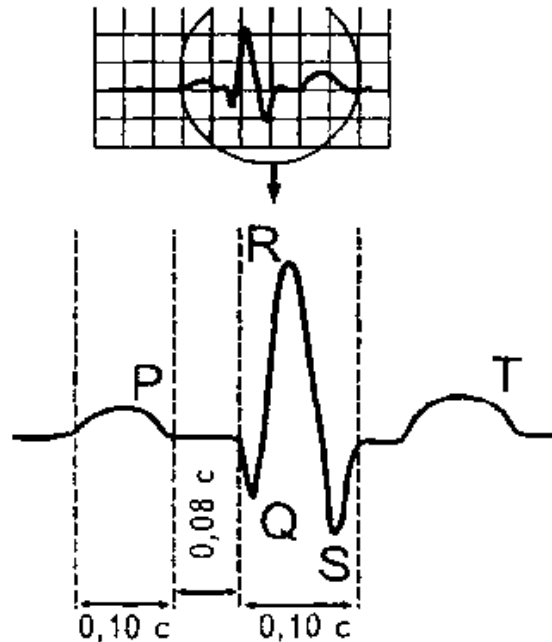


Рис. Г.10. Час на ЕКГ [108]

Час тривалості зубців і інтервалів є рівним $0,10 \pm 0,02$ с.

Ширина зубця Р (час за який синусовий імпульс охопить збудженням обидва передсердя): $0,10 \pm 0,02$ с.

Тривалість інтервалу Р-Q (час за який синусовий імпульс пройде атріовентрикулярне з'єднання): $0,10 \pm 0,02$ с.

Ширина шлуночкового комплексу QRS (час за який синусовий імпульс охопить збудженням шлуночки): $0,10 \pm 0,02$ с.

Час для збудження передсердь і шлуночків: $0,30 \pm 0,02$ с (0,10 - тричі).

Емпірично визначено, що час реполяризації і час збудження всіх відділів серця приблизно рівні. Отже, тривалість фази реполяризації дорівнює приблизно $0,30 \pm 0,02$ с.

За морфологічними характеристиками ЕКС можна отримати інформацію про стан серця і серцево судиної системи в цілому, тому дуже важливим є коректне відтворення цих характеристик на ЕКГ, зокрема при його реєстрації впродовж 24 годин і більше.

Додаток Д
Опис функцій пакету програмного забезпечення опрацювання
електрокардіосигналу при фізичному навантаженні

Д.1. Комп'ютерне моделювання ЕКС

Д.1.1. Функція генерування електрокардіосигналу на базі періодично корельовано випадкової послідовності.

```
function [i y]=ecgPKVP(A,t,kk,dt,ddA,ddt);

function [i y]=ecgPKVP(A,t,kk,dt,ddA,ddt);
%
% Генератор електрокардіограми, як детермінованої моделі для одного періоду
% ecgPKVP(A,t,kk,dt,ddA,ddt);
% A - масив амплітуд хвиль
% t - масив тривалостей відповідних хвиль
% kk - кути нахилу хвиль
% dt - крок дискретизації
% ddA - дисперсія для амплітуди
% ddt - дисперсія для часових інтервалів

if nargin<6, error('Необхідно ввести не менше 6-ох аргументів'); end;

% Значень відхилень для амплітуди
if ddA>0
AA=A(1);
rA(1)=normrnd(0,ddA); A(1)=A(1)+rA(1);
while A(1)>0
    A(1)=AA;
    rA(1)=normrnd(0,ddA); A(1)=A(1)+rA(1);
end;
end;

for k=2:7
    rA(k)=normrnd(0,ddA);
    A(k)=A(k)+rA(k);
end;

if ddt>0
% Значень відхилень для часових інтервалів
T=sum(t);
rt(1)=normrnd(0,ddt); t(1)=t(1)+rt(1); tN(1)=round(t(1)/dt); t(1)=tN(1)*dt;
rt(2)=normrnd(0,ddt); t(2)=t(2)+rt(2); tN(2)=round(t(2)/dt); t(2)=tN(2)*dt;
rt(3)=normrnd(0,ddt); t(3)=t(3)+rt(3); tN(3)=round(t(3)/dt); t(3)=tN(3)*dt;
```



```

rt(4)=normrnd(0,ddt); t(4)=t(4)+rt(4); tN(4)=round(t(4)/dt); t(4)=tN(4)*dt;
rt(5)=normrnd(0,ddt); t(5)=t(5)+rt(5); tN(5)=round(t(5)/dt); t(5)=tN(5)*dt;
rt(6)=normrnd(0,ddt); t(6)=t(6)+rt(6); tN(6)=round(t(6)/dt); t(6)=tN(6)*dt;
t(7)=T-t(1)-t(2)-t(3)-t(4)-t(5)-t(6);
end;

% 1-ша функція
i1=0:dt:t(1); f1=2*t(1); y1=sin(2*pi*i1/f1).*exp(i1*kk(1)); K=A(1)/max(y1);
y1=y1.*K;

% 2-га функція
i2=0:dt:t(2); f2=2*t(2); y2=sin(2*pi*i2/f2).*exp(i2*kk(2)); K=A(2)/max(y2);
y2=y2.*K; i2=i2+t(1);

% 3-тя функція
i3=0:dt:t(3); f3=2*t(3); y3=sin(2*pi*i3/f3).*exp(i3*kk(3)); K=A(3)/max(y3);
y3=y3.*K; i3=i3+t(1)+t(2);

% 4-та функція
i4=0:dt:t(4); f4=2*t(4); y4=sin(2*pi*i4/f4).*exp(i4*kk(4)); K=A(4)/max(y4);
y4=y4.*K; i4=i4+t(1)+t(2)+t(3);

% 5-та функція
i5=0:dt:t(5); f5=2*t(5); y5=sin(2*pi*i5/f5).*exp(i5*kk(5)); K=A(5)/max(y5);
y5=y5.*K; i5=i5+t(1)+t(2)+t(3)+t(4);

% 6-та функція
i6=0:dt:t(6); f6=2*t(6); y6=sin(2*pi*i6/f6).*exp(i6*kk(6)); K=A(6)/max(y6);
y6=y6.*K; i6=i6+t(1)+t(2)+t(3)+t(4)+t(5);

% 7-ма функція
i7=0:dt:t(7); f7=2*t(7); y7=sin(2*pi*i7/f7).*exp(i7*kk(7)); K=A(7)/max(y7);
y7=y7.*K; i7=i7+t(1)+t(2)+t(3)+t(4)+t(5)+t(6);

y(1:length(y1))=y1;
l1=length(y); l2=length(y)+length(y2)-1; y(l1:l2)=y2;
l1=length(y); l2=length(y)+length(y3)-1; y(l1:l2)=y3;
l1=length(y); l2=length(y)+length(y4)-1; y(l1:l2)=y4;
l1=length(y); l2=length(y)+length(y5)-1; y(l1:l2)=y5;
l1=length(y); l2=length(y)+length(y6)-1; y(l1:l2)=y6;
l1=length(y); l2=length(y)+length(y7)-1; y(l1:l2)=y7;
i=(0:(length(y)-1))*dt;

```

Д.2. Стохастичний метод опрацювання електрокардіосигналу із використанням ковзного вікна

```
% Завантаження ЕКС
clear all;
fd=250;
dt=1/fd;
%xx=load('C:\Program Files\MATLAB\Matlab\marhivka.txt');
%xx=xxx(2,:);
%x=xx(25000:27500);
%x=xx(1:length(xx));
xxx=load('C:\Program Files\MATLAB\Matlab\marhivka.txt');
x=xxx(9500:11500);
[pyu1,f1,xx]=filtrPKVP(x,length(x),1/250,1,2500);
figure(1);
plot(x);
title('сигнал в дискретній області');
grid on;
axis tight;

t=(0:length(x)-1)*dt;
figure(2);
plot(t,x);
title('сигнал в часовій області');
grid on;
axis tight;

% Вибір ковзного вікна
krok=1; % крок зсуву вікна
vikno=2500; % Довжина вікна опрацювання

n=0;
% Пошук періоду корельованості першої вибірки ЕКС
%[varRR R t]=RR(xx(1:vikno),24);
%m=fix(mean(varRR));
%D=fix(std(varRR));
%NT=period(xx(1:vikno),m,D);

for k=1:krok:(fix((length(xx)-vikno)/krok)*krok)
    x=0;
    x=xx(k:(k+vikno));

    % Пошук періоду корельованості по вибірках ЕКС
    varRR=0; R=0; t=0;
    [varRR R t]=RR(x,24);
```

```

m=fix(mean(varRR));
D=fix(std(varRR));
NT=period(x,m,D);

% Формування масиву кратного NT
% xformat=0;

xformat=formatmasiv(x,NT);
% figure(3);
% plot(xformat);
% grid on;
% axis tight;
% Обчислення спектральних компонент
n=n+1;
Bk=0;

% З урахуванням взаєкореляційних зв'язків
% Bk=sinfaz(xformat,NT,20);
% MBk(n,:)=mean(Bk');
% MMBk(n)=mean(MBk(n,:));

% Без урахування зв'язків
Bk=PKVPsinfaz(xformat,NT,'x');
MMBk(n)=mean(mean(Bk));
% figure(4);
% plot(mean(Bk));
% grid on;
% axis tight;

% Усереднення спектральних компонент по зсувах
% mBk(k,:)=mean(Bk);
% plot(MBk(n,:));

end;
figure(5);
subplot(2,1,2);
plot(MMBk);
axis tight;
grid on;
subplot(2,1,1);
plot(xx);
title('сигнал в дискретній області');
grid on;
axis tight;

```

Д.2.1. Визначення періоду корельованості T

```
function [Vm,Vd,T]=period(xx,Z,NT,dt);

% пошук періода корельованості
% [Vm,Vd,T]=period1(xx,Z,NT,dt);
% Vm - варіація математичного сподівання
% Vd - варіація дисперсії
% xx - вхідна послідовність
% NT - період послідовності, який рівний кількості точок на періоді
% Z - кількість ссувів відносно NT

if nargin<4, error('Мало параметрів'); end;
NT=fix(NT);
if nargin<3, kilkist=NT; end;
Vm=zeros(1,Z);
Vd=zeros(1,Z);
T=zeros(1,Z);
for l=1:Z
    NT=NT+1;
    x=formatmasiv(xx,NT);
    if size(x,2)==1 x=x'; end;
    len=1:NT:length(x);
    for j=0:NT-1
        komp(j+1,1:length(len))=x(len+j);
    end;
    m=mean(komp');
    d=std(komp');
    tm=(0:(length(komp)-1)).*dt;
    for k=1:length(m)-1
        Vm(l)=Vm(l)+abs(m(k+1)-m(k));
        Vd(l)=Vd(l)+abs(d(k+1)-d(k));
    end;
    T(l)=NT*dt;
end;
```

Д.2.2. Формування масиву даних кратному періоду T

```
function [fm]=formatmasiv(x,NT);

% Формування масиву даних кратному періоду T
% fm=formatmasiv(x,T,dt);
% x - вхідний сигнал;
% T - період сигналу, в часовій області
```

```

if nargin<2, error('Необхідно ввести не менше 2-ох аргументів'); end;
N=length(x);
kilNT=fix(N/NT);
N=kilNT*NT;
fm=x(1:N);

```

Д.2.3. Центрування періодично корельовано випадкової послідовності

```

function [xc]=centrPKVP(x,TN);

% Центрування значень ПКВП відносно математичного сподівання
% [xc]=centrPKVP(x,TN);
% x - вхідний сигнал
% TN - період сигналу, який рівний кількості точок в межах періоду сигналу;
% dt - Крок дискретизації

if nargin<2, error('Необхідно ввести не менше 2-ох аргументів'); end;

komp=kompPKVP(x,TN);
m=mean(komp);
N=length(x);
for k=0:(N/TN)-1
    xc((1:TN)+k*TN)=x((1:TN)+k*TN)-m(1:TN);
end;

```

Д.2.4. Оцінювання кореляційних компонент.

```

function [Bk]=PKVPkomp(xx,NT,dt,kk);

% Оцінювання спектральної компоненти
% [Bk]=PKVPkomp(x,T,dt,kk);
% B(u)=PKVP(x,T);; Bk(u)=Mt{x(t)*x(t+u)*exp(2*pi*t*u*k/T)};
% xx - вхідний сигнал центрований
% NT - період сигналу, рівний кількості точок на періоді;
% kk - кількість компонент

if nargin<4, error('Необхідно ввести не менше 4-ох аргументів'); end;
NT=fix(NT);
x=formatmasiv(xx,NT);
xc=centrPKVP(x,NT);
N=length(x);
x1=xc;
l=2*pi/(NT*dt);
for k=1:kk

```

```

    x1=xс;
e=exp(-i*1*k*(0:N-1));
for u=1:N
    Bk(k,u)=sum(xс(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1).*e(1:N-u+1))/(N-u+1);
    x1=shift(x1,-1);
end;
end;
Bk=abs(Bk);

```

Д.2.5. Числення оцінки кореляційної функції

```

function b=corPKVP(x);

% Оцінка кореляції
% b=corPKVP(x);
% x - вхідний сигнал центрований

if nargin<1, error('Необхідно ввести дані'); end;

N=length(x);
x1=x;
for u=1:N
    b(u)=sum(x(1:N-u+1).*x1(1:N-u+1));
    b(u)=b(u)/N;
    x1=shift(x1,-1);
end;

```

Д.2.6. Дискретне перетворення Фур'є

```

function [spektr,freque]=dft(x,dt,k);

% Дискретне перетворення Фур'є
% [spektr,freque]=dft(x,dt,k);
% x - вхідний сигнал
% dt - час дискретизації
% k - кількість точок на частотній шкалі
% spektr - значення амплітуд на частотах freque

if nargin<2, error('Необхідно ввести не менше 2-ох аргументів'); end;
if nargin<3, k=length(x); end;

% Довжина реалізації вхідної x
N=length(x);
% Перетворення Фур'є
y=fft(x,N);

```

```

% АЧХ
y=abs(y)/N*2;
% Частота дискретизації
fd=1/dt;
% Крок дискретизації
df=fd/N;
% Значення частот дискретизації з кроком df
f=0:df:fd-df;

% Вибірка частот і значення амплітуд з довжиною k
freque=f(1:k); spektr=y(1:k);

```

Д.2.7. Формування стаціонарних компонент ПКВП

```

function komp=kompPKVP(x,NT);

% Формування стаціонарних компонент із нестаціонарного процесу
% komp=kompPKVP(x,NT);
% x - вхідний сигнал
% NT - період корельованості, який рівний кількості значень на періоді

if nargin<2, kompс=0; end;
len=1:NT:length(x);
for j=0:NT-1
komp(j+1,1:length(len))=x(len+j);
end;
end

```

Д.2.8. Оцінювання кореляційних компонент

```

function [B,b]=sinfaz(xx,NT,kilkist);

% Оцінювання спектральних компонент синфазним методом з урахуванням
ВКЗ
% [B,b]=sinfaz(xx,NT,kilkist);;
% B - оцінки спектрально-коваріаційних компонент
% b - оцінки параметричної коваріації
% xx - вхідна послідовність
% TN - період посідовності, який рівний кількості точок на періоді
% kilkist - кількість точок масиву спктральних компонент

if nargin<2, error('Мало параметрів'); end;
NT=fix(NT);
if nargin<3, kilkist=NT; end;
x=formatmasiv(xx,NT);

```

```

N=length(x);
kil=N/NT;
xc=centrPKVP(x,NT);
komp=kompPKVP(xc,NT);
U=size(komp,1)
K=size(komp,2)
b=zeros(U,U);
x1=komp;
for t=1:U
    for u=1:U
        for k=1:K
            b(t,u)=b(t,u)+komp(1,k)*komp(1+u-1,k);
        end;
        b(t,u)=b(t,u)/sum(1:K);
    end;
    for n=1:K
        komp(:,n)=shift(x1(:,n),-t)';
    end;
end;
for k=1:NT
    BB(:,k)=abs(fft(b(:,k)))/NT*2;
end;
V=BB(1:kilkist,:);

```

Д.3. Оцінювання достовірності характеристик математичної моделі ЕКС у вигляді ПКВП

```

function [pd,p,s]=Neiman_Pirson(x,pf,T);

tdo=100;
m1=mean(MMBk(1:tdo));
d1=std(MMBk(1:tdo))
maxP=0;
for k=200:length(MMBk)
    if normcdf(MMBk(k),m1,d1)>maxP
        maxP=normcdf(MMBk(k),m1,d1)
        kmaxP=k;
    end;
end;

```


СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Сирота И.М. Право социального обеспечения в Украине: учеб. / И.М. Сирота. Х.: Одиссей, 2000. 384 с.
2. Стан здоров'я учнів загальноосвітніх навчальних закладів обговорювали на засіданні колегії СЕС України [Електронний ресурс]. - Режим доступу: <http://www.moz.gov.ua/ua/main/press>.
3. Макарова Г.Л. Практическое руководство для спортивных врачей. Ростов-на-Дону: «Издательство БАРО-ПРЕСС», 2002. 800 с.
4. Земцовский Э.В. Спортивная кардиология. СП Гиппократ, 1995. 447 с.
5. Pedoe D.T. Sudden cardiac death in sport-spectre or preventable risk? / D.T. Pedoe // Br. J. Sports Med. 2000. Vol. 34. P. 137-140.
6. Suares-Mier M.P. Causes of sudden death during sports activities in Spain / M.P. Suares-Mier, B. Aguilera // Rev. Esp. Cardiol. 2002. Vol. 55, № 4. P. 347-358.
7. Баранова А.А. Детские болезни: ГЭОТАР Мед. 2002. 880 с.
8. Смоленский А. В. Внезапная смерть в спорте: мифы и реальность / А.В. Смоленский, Б.Г. Любина // Теория и практика физ. культуры. - 2002. - № 10. - С. 39-42.
9. Белоконь Н.А. Кубергер М.Б. Болезни сердца и сосудов у детей: руководство для врачей : в 2 т. Медицина, 1987. 480 с.
10. Детская спортивная медицина / [под ред. С.В. Хрущева, С.Б. Тихвинского]. Медицина, 1991. 559 с.
11. Noakes T.D. Sudden death and exercise / T. D. Noakes // Encyclopedia of Sports Medicine and Science, T.D. Fahey (Editor). Internet Society for Sport Science: 8 Nov 1998. - Access mode: <http://sportsci.org>. - Title from screen.
12. Стан здоров'я учнів загальноосвітніх навчальних закладів обговорювали на засіданні колегії СЕС України [Електронний ресурс]. - Режим доступу: <http://www.moz.gov.ua/ua/main/press>.
13. Смоленский А.В., Любина Б.Г. Внезапная смерть в спорте: мифы и реальность. Теория и практика физ. культуры. 2002. № 10. С. 39-42.
14. Boraita A. Sudden Death and Sport. Is There a Feasible Way to Prevent it in Athletes?. Rev. Esp. Cardiol. 2002. Vol. 55, № 4. P. 333-336.
15. Всемирная организация здравоохранения. Глобальная стратегия по питанию, физической активности и здоровью: [Электрон. ресурс]. – Режим доступа: <http://www.who.int/publications/list/9241592222/ru/index.html>.
16. Ликов О.В. Диагностика виникнення ранніх серцево-судинних подій у спортсменів (за матеріалами європейського конгресу кардіологів, Барселона, 2009 р.). [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <http://internal.mif-ua.com/archive/issue-10423/article-10431/print.html>.
17. Аулик И.В. Определение физической работоспособности в клинике и спорте. Медицина, 1979. 196 с.
18. Волков Л.В. Теория спортивного отбора: способности, одаренность, талант. К.: Вежа, 1997. 128 с.
19. Карпман В.Л. Тестирование в спортивной медицине. Физическая культура и спорт, 1988. 208 с.

20. Круцевич Т.Ю. Методы исследования индивидуального здоровья детей и подростков в процессе физического воспитания: Учебное пособие. К.: Олимпийская литература, 1999. 232 с.
21. Епифанов В.А., Апанасенко Г.Л. Лечебная физкультура и врачебный контроль: Учебник для студ. мед. ин-тов. Медицина, 1990. 367 с.
22. Чоговадзе А.В., Круглый М.М. Врачебный контроль в физическом воспитании и спорте. Медицина, 1977. 176 с.
23. Про забезпечення медико-педагогічного контролю за фізичним вихованням учнів у загальноосвітніх навчальних закладах: наказ МОЗ України, МОН України № 518/674 від 20.07.09 р. [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <http://www.moz.gov.ua>.
24. Баевский Р.М. Математический анализ сердечного ритма при стрессе. Наука, 1984. 222 с.
25. Аронов Д.М., Лупанов В.П. Функциональные пробы в кардиологии. МЕДпресс-информ, 2002. 296с.
26. Макарова Г.А. Спортивная медицина: учебник. Советский спорт, 2003. 480 с.
27. Земцовский Э. В. Спортивная кардиология. Гиппократ, 1995. 447 с.
28. Абакумов В.Г. Геранін В.О., Рибін О.І., Сватош Й., Синєкоп Ю.С. Біомедичні сигнали та їх обробка. К.: ТОО “ВЕК+”, 1997. 349 с.
29. Халфен З.Ш. Автоматизация диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний. Саратов, 1980. 122 с.
30. Дрейфус Л., Касерес Ц. Вычислительные системы и автоматическая диагностика заболеваний сердца. Мир, 1974. 504 с.
31. Артур Р.М. Кокс Ж.Р., Нолл Ф. Анализ электроэнцефалограмм, кривых кровяного давления и электрокардиограмм на цифровой вычислительной машине. Распознавание образов при помощи цифровых вычислительных машин. Мир. 1974. С. 33-75.
32. Шакин В.В. Вычислительная электрокардиография. Наука, 1981. 166 с.
33. Dragan Ya.P. Energetic concept in the theory of nonstationary stochastic signals: representations, transformations, statistical estimations // Latvian signal processing international conference: Proc. V.1- Riga: Zinatne, 1990. P. 32-36.
34. Макфи. Исследования в области электрокардиографии и магнитокардиографии. ТИИЭР. 1972. Т.60, №3 . С. 36-73.
35. Теоретические основы электрокардиологии / Под ред. К.В.Нельсона и Д.Б. Гезеловица. Пер.с англ. Л.И. Титамира. “Медицина”, 1979.
36. А.З.Чернов, М.И. Кечкер. Электрокардиографический атлас. “Медицина”, 1979.
37. Гоффман Б., Крейнфилд П. Электрофизиология сердца: пер. с англ. Иностран. Лит., 1962. 407 с.
38. Лупенко С.А. Моделювання та методи обробки циклічних сигналів серця на базі лінійних випадкових функцій: Дис... канд. техн. наук: 01.05.02. Тернопільський держ. технічний ун-т ім. Івана Пулюя. Т., 2001. 256 с.
39. Лупенко С.А., Щербак Л.М. Конструктивна математична модель сигналів серця на основі лінійних періодичних випадкових процесів та полів.

Вісник Тернопільського державного технічного університету. Тернопіль: ТДТУ ім. І.Пулюя, 2000. №4. С. 101-110.

40. Лупенко С.А., Щербак Л.М. Конструктивна математична модель сигналів серця в технічних системах кардіометрії. Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. Хмельницький: Навчальна книга, 2000. №2. С. 133-136.

41. Лупенко С.А. Математичне моделювання та методи обробки циклічних сигналів серця в діагностичних системах кардіометрії. Вісник Тернопільського державного технічного університету, 2001. Т.6, №3. С. 103-111.

42. Литвиненко Я.В. Моделювання та методи визначення зонної часової структури електрокардіосигналу в автоматизованих діагностичних системах: дис... канд. техн. наук: 01.05.02. Тернопільський держ. технічний ун-т ім. Івана Пулюя. Т., 2005. 210 с.

43. Литвиненко Я.В. Математична модель електрокардіосигналу для задач визначення його діагностично важливих зон. Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. Хмельницький: Навчальна книга, 2004. №2. С. 86-93.

44. Дедів Л.Є. Драган Я.П., Хвостівський М.О. Математична модель добового електрокардіосигналу у вигляді кусково-періодично корельованого випадкового процесу. Сборник научных трудов по материалам международной научно-практической конференции «Современные направления теоретических и прикладных исследований '2010». Том 3. Технические науки. Одесса: Черноморье, 2010. 70 с.

45. Дедів Л., Драган Я., Обґрунтування математичної моделі добового електрокардіосигналу у вигляді кусково-періодично корельованого випадкового процесу. Вісник ТДТУ, 2010. Том 15. № 2. С. 154-158.

46. Абакумов В.Г. Геранін В.О., Рибін О.І., Сватош Й., Синєкоп Ю.С. Біомедичні сигнали та їх обробка. К.: ТОО "ВЕК+", 1997. 349 с.

47. Лебедев В.В. Лебедева С.В., Ашекин М.И. Алгоритмы измерения длительности комплексов ЭКГ. Медицинская техника, 1998. №5. С. 6-14.

48. Кокс Ж.Р. Нолл Ф., Артур Р.М. Анализ электроэнцефалограмм, кривых кровяного давления и электрокардиограмм на цифровой вычислительной машине. Распознавание образов при помощи цифровых вычислительных машин. Мир. 1974. С. 33-75.

49. Вычислительные системы и автоматическая диагностика заболеваний сердца: Под. ред. Ц. Касереса и Л. Дрейфуса. Мир, 1974. 504 с.

50. Дунець В.Л. Метод фільтрації електрокардіосигналу. Матеріали десятої наукової конференції Тернопільського державного технічного університету ім. І.Пулюя 17-18 травня 2006 р. Тернопіль: ТДТУ, 2006. С. 117.

51. Дунець В.Л., Драган Я.П., Осухівська Г.М. Обґрунтування адекватності математичної моделі електрокардіосигналу для задачі виявлення патології. Вісник Хмельницького національного технологічного університету. Хмельницький: ХНУ. 2007. № 2. С. 99-102.

52. Дунець В.Л. Стохастична модель електрокардіосигналу для задачі діагностики стану серця під час фізичного навантаження. Вісник національного

університету «Львівська політехніка». Львів: Видавництво Львівської політехніки, 2011. № 694. С. 260-265.

53. Дунець В.Л., Драган Я.П. Системно-сигнальна концепція – підстава статистичного визначення стану ритміки серцево-судинної системи як стохастичного коливного об'єкта. Вісник національного університету «Львівська політехніка». Львів: Видавництво Львівської політехніки, 2011. № 710. С. 256-262.

54. Дунець В.Л., Драган Я.П. Визначення типу електрокардіосигналу. Матеріали дев'ятої науково-технічної конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя, 12-13 травня 2005р. Тернопіль: ТДТУ, 2005. С. 87.

55. Дунець В.Л. Адекватність математичної моделі електрокардіосигналу для задачі виявлення патології у вигляді періодично корельованого випадкового процесу. Матеріали одинадцятої наукової конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя, 16-17 травня 2007 р. Тернопіль: ТДТУ, 2007. С. 17.

56. Слуцкий Е.Е. Избранные труды (теория вероятностей и математическая статистика). Изд. АН СССР, 1966. 292с.

57. Драган Я.П. Феномен Є. Слуцького і корені системного аналізу проблеми обґрунтування стохастичної моделі ритміки. Львів: Комп'ютерні технології друкарства, 2005. Збірник наукових праць №14. С. 89-118.

58. Марпл С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения. Мир, 1990. 584 с.

59. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов. Питер, 2002. 608 с.

60. Мандзій Б.А., Желяк Р.І. Основи теорії сигналів: підруч. для студ. вищ. навч. закл. України. Л.: Вид. дім "Ініціатива", 2008. 240 с.

61. Крамер Г. Лидбеттер М. Стационарные случайные процессы; пер. с англ; под ред. Ю.К. Беляева. Мир, 1969. 400 с.

62. Левин Б.Р., Шварц В. Вероятностные модели и методы в системах связи и управления. Радио и связь, 1985. 312 с.

63. Дунець В.Л., Дозорський В.Г., Дедів Л.Є., Дедів І.Ю. Застосування енергетичної теорії стохастичних сигналів для задач медичної діагностики. Сборник научных трудов по материалам международной научно-практической конференции «Современные направления теоретических и прикладных исследований '2011». Технические науки. Одесса: Черноморье, 2011. Т.3. С. 72, 73.

64. Wiener N. Generalized harmonic analysis. Acta Mathematica. 1930. Vol. 55. P. 117-258.

65. Хинчин А.Я. Работы по математической теории массового обслуживания / Под редакцией Б. В. Гнеденко. Физматгиз, 1963. 236 с.

66. Драган Я.П. Енергетична теорія лінійних моделей стохастичних сигналів. Львів: Центр стратегічних досліджень еко-біо-технічних систем, 1997. XVI+333с.

67. Драган Я.П. Гармонізованість і спектральний розклад випадкових процесів зі скінченною середньою потужністю. Доп. АН УССР: Сер.А. 1978. №8. С. 679-684

68. Драган Я.П. Структура и представление моделей стохастических сигналов. К.: Наукова думка, 1980. 384 с.

69. Драган Я.П. Свойства реализаций случайных процессов и их статистическая репрезентативность. Отбор и передача информации. 1987. №76. С.12-21.
70. Ито К. Вероятностные процессы. Изд-во иностр. лит., 1960. Ч1. 133 с.
71. Драган Я.П. Ритмика морского волнения и подводные акустические сигналы / Я.П. Драган, И.Н. Яворский. – К.: Наукова думка, 1982. – 246 с.
72. Драган Я.П., Рожков В.А., Яворский И.Н. Методы вероятностного анализа ритмики океанологических явлений. Гидрометеиздат, 1987. 319 с.
73. Драган Я.П. О представлении периодически коррелированного случайного процесса через стационарные компоненты. Отбор и передача информации. 1975. № 45. С. 7-20.
74. Колгоморов А.Н. Статистическая теория колебаний с непрерывным спектром. Юбилейный сборник АН СССР. Ч.1. Изд-во АН СССР, 1947. С. 242-249.
75. Драган Я.П. Случайные процессы с конечной средней мощностью, их спектры и гармонизируемость. Тез. докл. 2-й Вильнюсской конф. по теории вероятностей и математической статистики АН ЛитССР, 1977. С. 133-134.
76. Драган Я.П., Сікора Л.С., Чорна Л.Б., Яворський Б.І. Енергетична теорія - логічна підстава виокремлення класів стохастичних сигналів та специфікації алгоритмів опрацювання. Вісний Тернопільського держ. техн. ун-ту ім. Ів. Пулюя, 1998. Т. 3, ч. 1. С. 71-79.
77. Драган Я.П. Енергетична концепція як підсумок розвитку та основа сучасної лінійної теорії стохастичних сигналів. Фізичний збірник Наукового тов. ім. Т. Шевченка у Львові. 1993. Т.1. С. 222-233.
78. Драган Я.П., Сікора Л., Яворський Б. Енергетична теорія як підстава специфікації, а її доповнення в сенсі Неванлінни - реалізації алгоритмів опрацювання стохастичних сигналів. Комп'ютерні технології друкарства, 1998. С.99-101.
79. Драган Я.П. Случайные процессы с конечной средней мощностью, их спектры и гармонизируемость. Тез. докл. 2-ой Вильнюс, конф. по теории вероятн. и мат. Статистике. Т.1 ЛитССР, Вильнюс, изд. ин-та матем. и киберн. АН, 1977 С.133-134.
80. Драган Я.П. Представления случайных процессов с конечной полной энергией. Тез докл. VIII Всесоюзн. конф. по теории кодирования и передачи информации, ч. V Статист, теория передачи и приема сигналов - 2. СССР, Изд. научи, совета по комн. проблеме "Кибернетика" АН. Куйбышев, 1981. С. 193-198.
81. Драган Я.П. Случайные процессы с конечной энергией и их представления. Отбор и передача информации. 1984. № 70. С. 11-16.
82. Колгоморов А.Н. Статистическая теория колебаний с непрерывным спектром. Юбилейный сборник АН СССР. Ч.1. Изд-во АН СССР, 1947. С. 242-249.
83. Драган Я.П. О представлении периодически коррелированного случайного процесса через стационарные компоненты. Отбор и передача информации. 1975. № 45. С. 7-20.
84. Dragan Y. Sikora L., Chorna L., Yavorsky B. Energy theory of stochastic signals, separation of classes, and specification of statistical processing algorithms. Proc. of the 1st Europ. conf. on signal analysis and prediction (F.SCAP-97). Prague, ICT press, 1997. P.129- 132.

85. Драган Я.П., Войчишин К.С. О простой стохастической модели естественных ритмических процессов. Отбор и передача информации. 1971. № 29. С.7-15.
86. Драган Я.П. Сікора Л.С., Яворський Б.І. Специфика информативности стохастических моделей ритмики периодически коррелированных и родственных им случайных процессов. Проблемы управления и информатики. 1997. №6. С.96-109.
87. Dragan Y.P., Yavorsky V.I. On a system approach for the periodically nonstationary process. Technical report - Department of statistics, University of North Carolina at Chapel Hill, 1999. 33 p.
88. Драган Я.П. Системний аналіз моделей стохастичних сигналів: гармонізованості їх та енергетична теорія. Комп'ютерні технології друкарства. 2001. №6. С. 153-163.
89. Драган Я.П. Свойства реализаций случайных процессов и их статистическая репрезентативность. Отбор и передача информации. 1987. №76. С.12-21.
90. Драган Я.П. Гармонізованість і спектральний розклад випадкових процесів зі скінченою середньою потужністю. Доп. АН УССР: Сер.А. 1978. №8. С. 679-684
91. Драган Я.П. Случайные процессы с конечной средней мощностью, их спектры и гармонизируемость. Тез. докл. 2-й Вильнюсской конф. по теории вероятностей и математической статистики АНЛитССР, 1977. С. 133-134.
92. Драган Я.П. Структура и представление моделей стохастических сигналов. К.: Наукова думка, 1980. 384 с.
93. Драган Я.П., Приймак М.В. Линейные периодически коррелированные случайные процессы. Львов, 1986. 30 с.
94. Драган Я.П., Рожков В.А., Яворский И.Н. Методы вероятностного анализа ритмики океанологических явлений. Гидрометеиздат, 1987. 319 с.
95. Дунець В.Л., Дедів Л.Є., Осухівська Г.М. Комп'ютерний аналіз електрокардіосигналу компонентним методом для виявлення патології. Теоретичні та прикладні аспекти побудови програмних систем ТАAPSD'2008: тези доповідей п'ятої міжнародної конференції, 22-26 вересня 2008 р. Київ-Чернігів: КМА, ЧДТУ, 2008. С.120-125.
96. Дунець В.Л., Драган Я.П. Опрацювання електрокардіосигналу синфазним методом для виявлення патології. Комп'ютерні технології друкарства. – Львів: Українська академія друкарства, 2007. № 18. С. 51-59.
97. Дунець В.Л. Гевко О.В., Хвостівський М.О., Яворська Є.Б. Метод комп'ютерного опрацювання електрокардіосигналу під впливом дозованого фізичного навантаження. Вісник Харківського національного університету. Серія «Математичне моделювання. Інформаційні технології. Автоматизовані системи управління», 2010. №926. С. 93-99.
98. Дунець В.Л., Гевко О.В. Метод виявлення змін стану серцево-судинної системи під впливом фізичних навантажень. Матеріали всеукраїнської наукової конференції Тернопільського державного технічного університету імені Івана Пулюя, 13-14 травня 2009р. Тернопіль: ТДТУ, 2009. С. 14.

99. Gazanhes C. Etude de modulation d'amplitude consecutive a la diffusion d'une onde acoustique par une surface agitee. Marseille: L'univ.provence, 1972. 168p.

100. Драган Я.П., Чорна Л.Б., Яворський Б.І. Варіаційний алгоритм визначення періоду корельованості періодично корельованого випадкового процесу як моделі голосного звуку. Вісник держ. ун-ту "Львівська політехніка", 1998. № 337. С. 166-169.

101. Овсяк В., Бритковський В., Овсяк О., Овсяк Ю. Синтез і дослідження алгоритмів комп'ютерних систем. Львів: УАД, 2004. 276 с.

102. Овсяк В. Операція елімінування з константними умовами. Комп'ютерні технології друкарства. Львів: Українська академія друкарства, 2008. № 19. С. 61-65.

103. Дунець В.Л., Дедів Л.Є., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М. Імітаційна модель електрокардіосигналу на основі періодично корельованого випадкового процесу. Вісник Тернопільського державного технічного університету. Тернопіль: ТДТУ ім. І.Пулюя, 2008. №3. С. 201-205

104. Дунець В.Л., Дедів Л.Є., Хвостівський М.О., Гевко О.В. Імітаційна модель електрокардіосигналу. Міжвузівський збірник „Наукові нотатки” Луцького державного технічного університету. Луцьк: ЛДТУ, 2008. № 21. С. 83-88.

105. Дунець В.Л., Дедів Л.Є., Легкий Т. Імітаційна модель електрокардіосигналу. Матеріали дванадцятої наукової конференції Тернопільського державного технічного університету ім. І.Пулюя, 14-15 травня 2008 р. Тернопіль: ТДТУ, 2008. С.11.

106. Дунець В.Л., Хвостівський М.О., Шадріна Г.М. Комп'ютерне імітаційне моделювання електрокардіосигналу. Матеріали міжнародної науково-технічної конференції присвяченої 50-и річчю ТНТУ та 165-и річчю з дня народження Івана Пулюя, 19-21 травня 2010р. Тернопіль: ТНТУ, 2010. С. 432, 433.

107. Функціональні проби серцево-судинної системи в дитячій кардіології: метод. вказ. для студентів та лікарів-інтернів / упор. Г.С. Сенаторова, М.О. Гончарь, І.О. Саніна, О.Л. Онікієнко, О.І. Страшок. Харків: ХНМУ, 2014. 32с.

108. Мурашко В.В., Струтынський А.В. Электрокардиография. Медицина, 1991. 288 с.

109. Жарінов О.Й., Фуркало М.К., Гетьман Т.В. Проби з дозованим фізичним навантаженням. Настанова з кардіології. Секція 5. Київ, 2007. С.252-265.

109. Комп'ютерний електрокардіограф Cardio Test Ergotest 12 канальний. URL: <https://dx-systems.com/elektrokardiografu-cardiotest/> (дата звернення: 01.09.2022).

110. ЕКГ Стрес-система Полі-Спектр-Вело Спектрмед
URL: <https://medisun.com.ua/ua/p1386069759-ekg-stress-sistema.html> (дата звернення: 01.09.2022).

111. Електрокардіограф CardiMax FX-8200.
URL: https://fukuda.com/products_category/cardiology/ (дата звернення: 01.09.2022).

112. Велоергометр Corival (Lode).
URL: <https://www.lode.nl/en/product/corival/4> (дата звернення: 01.08.2022).

113. Стрес система EDAN Електрокардіограф 12 Канальний SE-12EXPRESS, велоергометр. URL: <https://www.kokomeren.kg/2018/03/31/stress->

sistema-edan-elektrokardiograf-12-kanalnyj-se-12express-veloergometr/ (дата звернення: 01.08.2022).

114. Електрокардіограф SE-12. URL: <https://edan.su/12-kanalnyy-kardiograf-se-12-express> (дата звернення: 01.08.2022).

115. Велоергометр Sana bike 500. URL: <https://www.medicalexpo.com/prod/ergosana/product-68395-641422.html> (дата звернення: 01.08.2022).

116. Дедів Л.Є. Хвостівський М.О., Дунець В.Л., Шадріна Г.М. Імітаційна модель електрокардіосигналу на основі періодично корельованого випадкового процесу. Вісник Тернопільського державного технічного університету. Тернопіль: ТДТУ ім. І.Пулюя. 2008. №3. С. 201-205.

117. Дедів Л.Є. Драган Я.П., Хвостівський М.О. Математична модель добового електрокардіосигналу у вигляді кусково-періодично корельованого випадкового процесу. Сборник научных трудов по материалам международной научно-практической конференции «Современные направления теоретических и прикладных исследований '2010». Технические науки. – Одесса: Черноморье, 2010. Т. 3. С. 70.

118. Осадчук М. Бійчук Р., Хвостівський М. Імітаційна модель електрокардіосигналу. Матеріали ХХ наукової конференції ТНТУ ім. І. Пулюя, 17-18 травня 2017 року. Т.:ТНТУ, 2017. С.133-134. (Імовірнісні моделі біофізичних сигналів і полів та обчислювальні методи і засоби їх ідентифікації, приладобудування).

119. Скорохід А.С. Удосконалення методів опрацювання електрокардіосигналу при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах. Збірник тез Міжнародної студентської науково-технічної конференції „Природничі та гуманітарні науки. Актуальні питання“, 26-27 квітня 2018 року. Т.: ТНТУ, 2018. Том 1. С. 247–248. (Біомедична інженерія).

120. 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.

121. 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, (79). С. 78-84. doi: 10.20535/RADAR.2019.79.78-84.

Навчальне видання

**Дунець В.Л.
Хвостівський М.О.
Сверстюк А.С.
Хвостівська Л.В.**

Математичне та алгоритмічно-програмне забезпечення опрацювання електрокадіосигналів при фізичному навантаженні у кардіодіагностичних системах:

Монографія

Підп. до друку 15.12.2022 р.
Формат 70x100/16
Папір офсетний. Гарнітура Тип Таймс
Умовн. друк. арк. 10,31
ПП “Магнолія 2006”
м. Львів, 79053, Україна, Перфецького 11 А, тел.+380503701957
e-mail: magnol06@ukr.net

<https://magnolia.lviv.ua>

Свідоцтво про внесення суб'єкта видавничої справи
до Державного реєстру видавців, виготівників і розповсюджувачів
видавничої продукції: серія ДК № 2534 від 21.06.2006 року,
видане Державним комітетом інформаційної політики,
телебачення та радіомовлення України

Видавець Марченко Т. В.

Свідоцтво про внесення суб'єкта видавничої справи
до Державного реєстру видавців, виготовлювачів і розповсюджувачів
видавничої продукції: серія ДК № 6784 від 30.05.2019 року,
видане Державним комітетом інформаційної політики,
телебачення та радіомовлення України

Надруковано у друкарні видавця ФОП Марченко Т. В.

