

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

(повне найменування вищого навчального закладу)

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії

(назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем

(повна назва кафедри)

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до дипломного проекту (роботи)

магістр

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему: Опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних

КОМПОНЕНТ

Виконав: студент (ка) VI курсу, групи РБМЗ-61

спеціальності (напряму підготовки) _____

163 «Біомедична інженерія»

(шифр і назва спеціальності (напряму підготовки))

Косик В.Я.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Керівник

Дедів Л.Є.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Нормоконтроль

Дедів Л.Є.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

Рецензент

(підпис)

(прізвище та ініціали)

м. Тернопіль – 2019

АНОТАЦІЯ

Косик В.Я. Опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент. – Рукопис. Кваліфікаційна робота магістра, Тернопільський національний технічний університети імені Івана Пулюя, Тернопіль, 2019.

Кваліфікаційну роботу магістра присвячено питанням статистичного опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент. Проведено аналіз відомих математичних моделей та методів опрацювання електрокардіосигналу, обґрунтовано вибір математичної моделі його у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, розглянуто синфазний метод опрацювання та розроблено процедуру опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент.

Ключові слова: електрокардіосигнал, метод статистичного опрацювання, періодично корпельований випадковий процес.

ABSTRACT

Kosik V.Ya. Electrocardiosignal processing by stationary component method. - Manuscript. Qualifying Work, Ivan Puluj Ternopil National Technical University, Ternopil, 2019.

Master's qualification work is devoted to the questions of statistical processing of electrocardiosignal by the method of stationary components. The analysis of known mathematical models and methods of electrocardiosignal processing is performed, the choice of mathematical model of it in the form of periodically correlated random process is substantiated, the sinphase method of processing is considered, and the procedure of electrocardiosignal processing by the method of stationary components is developed.

Key words: electrocardiosignal, method of statistical processing, periodically correlated random process.

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ПОЗНАЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач;

БО – біооб'єкт;

ВП – викликані потенціали;

ЕКС – електрокардіосигнал;

ЕТСС – енергетична теорія стохастичних сигналів;

ПК – період корельованості;

ПКВП – періодично корельований випадковий процес;

ССС – серцево-судинна система;

ЧСС – частота серцевих скорочень;

$B(u)$ – коваріація стаціонаризатора (середня чи інтегральна коваріація)

нестационарного випадкового процесу;

$b(t, u)$ – параметрична (зсувова) коваріація значень у момент t випадкового процесу та зсунутої на u його версії;

P_{ξ} – середня (по числовій осі) потужність випадкового процесу

$\xi(t), t \in \mathbf{R}$;

$r(t, s)$ – коваріація значень випадкового процесу у момент t та s .

ξ – випадкова величина.

T – період функції або сигналу;

Δt – крок дискретизації;

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

\mathcal{E} – клас випадкових процесів скінченої енергії;

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

Ω – простір елементарних подій;

ЗМІСТ

ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1. ЗАДАЧА ОПРАЦЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ.....	12
1.1 Структура та параметри електрокардіосигналу.....	12
1.2 Програмне забезпечення сучасних цифрових електрокардіографів.....	18
1.3 Висновки до розділу 1.....	20
РОЗДІЛ 2. МЕТОДИ МАТЕМАТИЧНОГО ОПИСУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ.....	21
2.1 Загальні вимоги до процесу математичного моделювання ЕКС.....	21
2.2 Метод аналізу часових і амплітудних параметрів кардіосигналу.....	24
2.3 Аналіз часових параметрів сигналів кардіокомплексу.....	26
2.4 Амплітудні параметри сигналів кардіокомплексу.....	31
2.5 Особливості оцінювання форми зубців кардіокомплексу при варіації серцевого ритму.....	34
2.6.Відомі способи математичного подання ЕКС.....	34
2.7 Методи представлення ЕКС засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів.....	35
2.8 Висновки до розділу 2.....	35
РОЗДІЛ 3. МЕТОД ОПРАЦЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ.....	36
3.1 Метод опрацювання електрокардіосигналу в рамках ЕТСС.....	36
3.2 Оцінювання значення періоду корельованості.....	37
3.3 Висновки до розділу 3.....	39
РОЗДІЛ 4. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ВЕРИФІКАЦІЯ МЕТОДУ СТАЦІОНАРНИХ КОМПОНЕНТ.....	40
4.1 Опрацювання ЕКС когерентним методом.....	40
4.2 Програмна реалізація методу стаціонарних компонент.....	43
4.3 Опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент.....	46
4.4 Висновки до розділу 4.....	50
РОЗДІЛ 5. СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА.....	51

5.1	Методика проведення медико-біологічних досліджень.....	51
5.2	Обґрунтування вибору УДК на пряму наукового дослідження.....	54
РОЗДІЛ 6 ОБҐРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ.....		56
6.1	Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи.....	56
6.2	Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи.....	57
6.3	Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи.....	63
6.4	Висновки до розділу 6.....	66
РОЗДІЛ 7 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....		67
7.1	Охорона праці.....	67
7.2	Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	68
РОЗДІЛ 8. ЕКОЛОГІЯ.....		82
8.1	Актуальність охорони навколишнього середовища.....	82
8.2	Забруднення довкілля, що виникають в результаті виготовлення електрокардіографів.....	83
8.3	Заходи щодо зменшення забруднення довкілля.....	84
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....		87
Бібліографія.....		88
ДОДАТКИ		

ВСТУП

Актуальність теми. Основним джерелом інформації про стан та роботу серцево-судинної системи людини є метод електрокардіографії, що полягає в реєстрації на поверхні тіла пацієнта електричних сигналів, які є результатом роботи серцевого м'яза. В основі цього методу лежить реєстрація та аналіз так званого електрокардіосигналу (ЕКС), в структурі якого міститься інформація про протікання процесів деполяризації та реполяризації шлуночків і передсердь. Метод електрокардіографії застосовується для діагностування великої кількості різного роду захворювань та порушень у роботі серця (патологічних станів). Якість інформації, яка отримується в результаті опрацювання ЕКС, визначається обґрунтованістю і адекватністю методів опрацювання таких сигналів їх фізичній природі та поставленій задачі.

Відповідно до проведеного аналізу параметрів та характеристик ЕКС встановлено, що таким сигналам притаманна певна коливна структура. Зокрема подібного типу сигнали можна віднести до періодичних, циклічних чи ритмічних біосигналів. Перший тип подання використовується в основному для задач імітаційного моделювання – розроблення тестових сигналів для перевірки методів опрацювання цих сигналів автоматизованими діагностичними комплексами. Для проведення діагностування застосовується подання біосигналів як ритмічних чи циклічних процесів, а розпізнавання патологічних станів проводиться шляхом оцінювання змін у коливній структурі біосигналів, оскільки такі зміни свідчать про порушення роботи тих відділів відповідних фізіологічних систем, які генерують сигнали збудження основних ритмів в сигналах. В сучасних медичних кардіодіагностичних системах для отримання діагностичної інформації з ЕКС застосовуються в основному методи гармонічного та спектрально-кореляційного аналізу, що ґрунтуються на поданні такого роду сигналів у вигляді суміші періодичного процесу та стаціонарного випадкового процесу. Однак, такі методи опрацювання мають обмежені можливості щодо оцінювання змін у часово-фазовій структурі ЕКС,

що є важливим для виявлення часових моментів появи змін у роботі структурних елементів серця. Іншим підходом до розроблення методів опрацювання ЕКС є віднесення його до групи сигналів із скінченною середньою потужністю, зокрема – класу періодично корельованих випадкових процесів, із наступним застосуванням синфазного, компонентного чи фільтрового методів його опрацювання. Такі методи є адекватними фізичній природі ЕКС та мають засоби оцінювання змін у часово-фазовій структурі, однак відрізняються складністю та тривалістю опрацювання.

В роботі проводиться обґрунтування етапів опрацювання ЕКС методом стаціонарних компонент, який визначається математично. моделлю ЕКС у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, та можливостей цього методу по відношенню до задачі оцінювання змін у часово-фазовій структурі таких сигналів.

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є застосування до опрацювання електрокардіосигналу методу стаціонарних компонент. Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі задачі:

1. Провести огляд літературних джерел за тематикою досліджень;
2. Провести аналіз етапів опрацювання біосигналів, зокрема електрокардіографічного в системах медичної діагностики;
3. Провести аналіз адекватності відомих методів опрацювання електрокардіосигналу його фізичній природі та задачі медичної діагностики;
4. Провести аналіз методів опрацювання електрокардіосигналу при поданні його у вигляді періодично корельованого випадкового процесу;
5. Обґрунтувати основні етапи опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент та дати фізичну інтерпретацію отриманих результатів;
6. Провести експериментальний аналіз реалізації електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент.

Об'єкт дослідження: процес опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент.

Предмет дослідження: метод стаціонарних компонент опрацювання електрокардіосигналу, як засобу перенесення інформації про роботу серця.

Наукова новизна одержаних результатів. Розроблено процедуру опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент для задачі медичної діагностики.

Практичне значення одержаних результатів. Одержані результати можуть бути використані для розроблення систем автоматизованого діагностування патологічних станів серцево-судинної системи людини.

Публікації. За матеріалами кваліфікаційної роботи магістра опубліковано тези доповідей на VII науково-технічній конференції Тернопільського національного технічного університету імені Івана Пулюя «Інформаційні моделі, системи та технології».

РОЗДІЛ 1

ЗАДАЧА ОПРАЦЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ

1.1 Структура та параметри електрокардіосигналу

Процес формування ЕКС розглядається з позицій векторної моделі [18]
рис. 1.1.

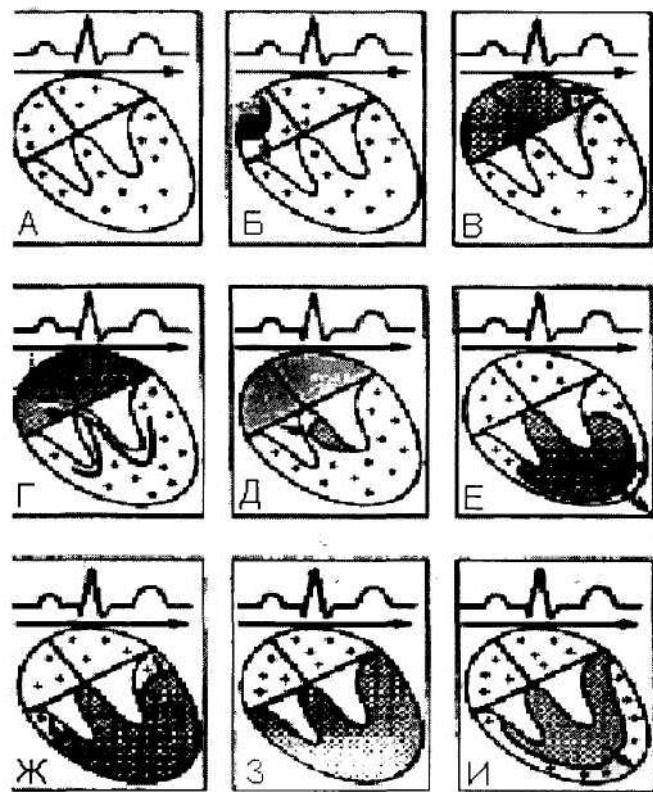


Рис. 1.1 Динаміка моментного вектора серця і формування ЕКГ [60]

Хвиля збудження виникає в синоатріальному вузлі і поширюється в ході процесу деполяризації через тканини серця. У кожній точці вздовж даної хвилі електричної активності існує невелика різниця зарядів між поляризованими мембранами (позитивними на зовнішній стороні) і деполяризованими мембранами (негативними на зовнішній стороні). Хвилю деполяризації можна описати за допомогою сукупності окремих електричних диполів. Кожен окремий диполь орієнтований в напрямку руху локальної хвилі [19]. Векторна

сума утворює результуючий вектор, який відбиває середні величину і напрям вектора електричної активності серця в певний момент часу [19].

Процес поширення хвилі реполяризації має подібну фізіологічну природу [19].

Електричне поле, викликане електричною активністю серця, пронизує тканини організму і може бути виміряне за допомогою електродів, поміщених на поверхню тіла [19].

Механізм електричної активності серця визначає структуру і параметри кардіосигналу.

Збудження, виникнувши в синоатріальному вузлі (рис. 1.1.А), радіально поширюється від нього на передсердя (рис. 1.1.Б). У початковий період деполяризується тільки праве передсердя, і у відведенні V₆ формується висхідне коліно зубця Р (рис. 1.1 .Б). Потім збудження охоплює міжпередсердну перегородку та ліве передсердя, у відведенні V₆ формується вершина і низхідне коліно зубця Р (рис. 1.1.В). Зубець Р закінчується, коли хвиля деполяризації сягає безм'язового кордону між передсердями і шлуночками, і кількість окремих диполів стає незначною. В цей час серцевий імпульс повільно поширюється через атріовентрикулярний вузол, пучок Гіса і його гілки. Так як електрична активність охоплює малу кількість клітин, то напругу на поверхні тіла протягом періоду часу T_{PQ}, наступного за зубцем Р (рис, 1.4), не вдається зареєструвати (рис. 1.1 .Г).

Результуючий серцевий диполь знову з'являється тоді, коли хвиля деполяризації, пройшовши по системі Гіса-Пуркінє, починає швидке поширення по м'язовим клітинам шлуночків.

Початковий вектор деполяризації шлуночків характеризує період, коли збудження охоплює ліву частину міжшлуночкової перегородки і частину правого шлуночка (рис. 1.1.Д). Він має невелику величину і обумовлює утворення низькоамплітудного зубця Q.

Середній вектор характеризує період, коли збуджується велика кількість кардіоміоцитів стінок шлуночків (рис. 1.1 Е). Фронт хвилі збудження при

цьому розширюється, отже, зростає і різниця потенціалів, яка досягає максимуму в той момент часу, коли збудження охоплена половина міокарда (на рис. 1.2 зубець R). Кінцевий вектор характеризує період, за який деполяризуються базальні відділи міокарда шлуночків. Кількість деполяризованих ділянок в цей період починає перевищувати кількість ще не збуджених, фронт хвилі збудження звужується, різниця потенціалів і величина електричного вектора зменшується (рис. 1.1 Ж).

Відношення величини зубця R до величини зубця S залежить від положення електричної осі серця.

Після того як хвиля деполяризації поширилася по міокарду, настає період, протягом якого практично всі кардіоміоцити перебувають у фазі повільної реполяризації і їх зовнішня поверхня заряджена однаково негативно (рис. 1.1). При цьому різниця потенціалів в міокарді зникає, а на ЕКГ реєструється сегмент ST, що знаходиться практично на ізолінії (рис. 1.2).

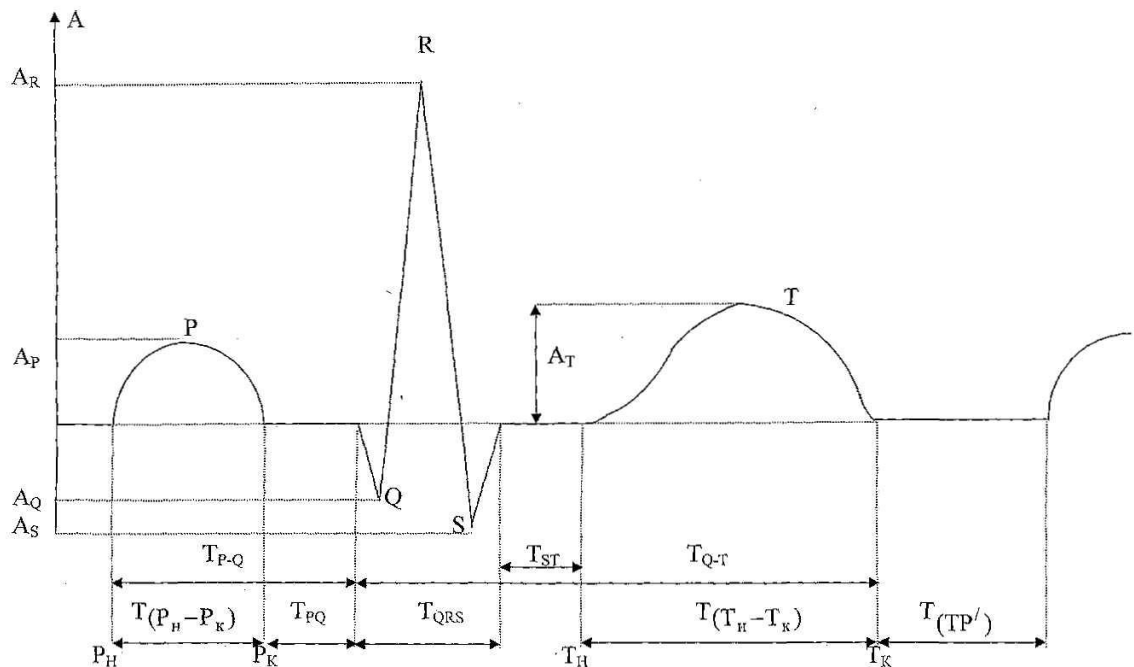


Рис. 1.2. Кардіокомплекс пацієнта без патології

У міру виходу міокарда зі стану збудження в ньому поширюється хвиля

реполяризації (рис. 1.1.І). Клітини шлуночків, які деполяризуються останніми, реполяризуються першими [19]. Результатом зворотної полярності індивідуальних диполів і зворотного поширення хвилі під час реполяризації шлуночків є позитивний зубець Т (рис.1.4). Зубець Т є ширшим і нижчим, ніж зубець R, так як реполяризація клітин шлуночків в меншій мірі синхронізована, ніж їх деполяризація [19].

Базові зубці на ЕКС з часів Ейнтховена позначають літерами Р, Q, R, S, Т (рис. 1.3). Цими літерами називають інтервали (та їх довжину) і сегменти. Дані про час звичайно наводять у мілісекундах, а про напругу — у мілівольтах.

Зубець Р — виникає при деполяризації передсердя.

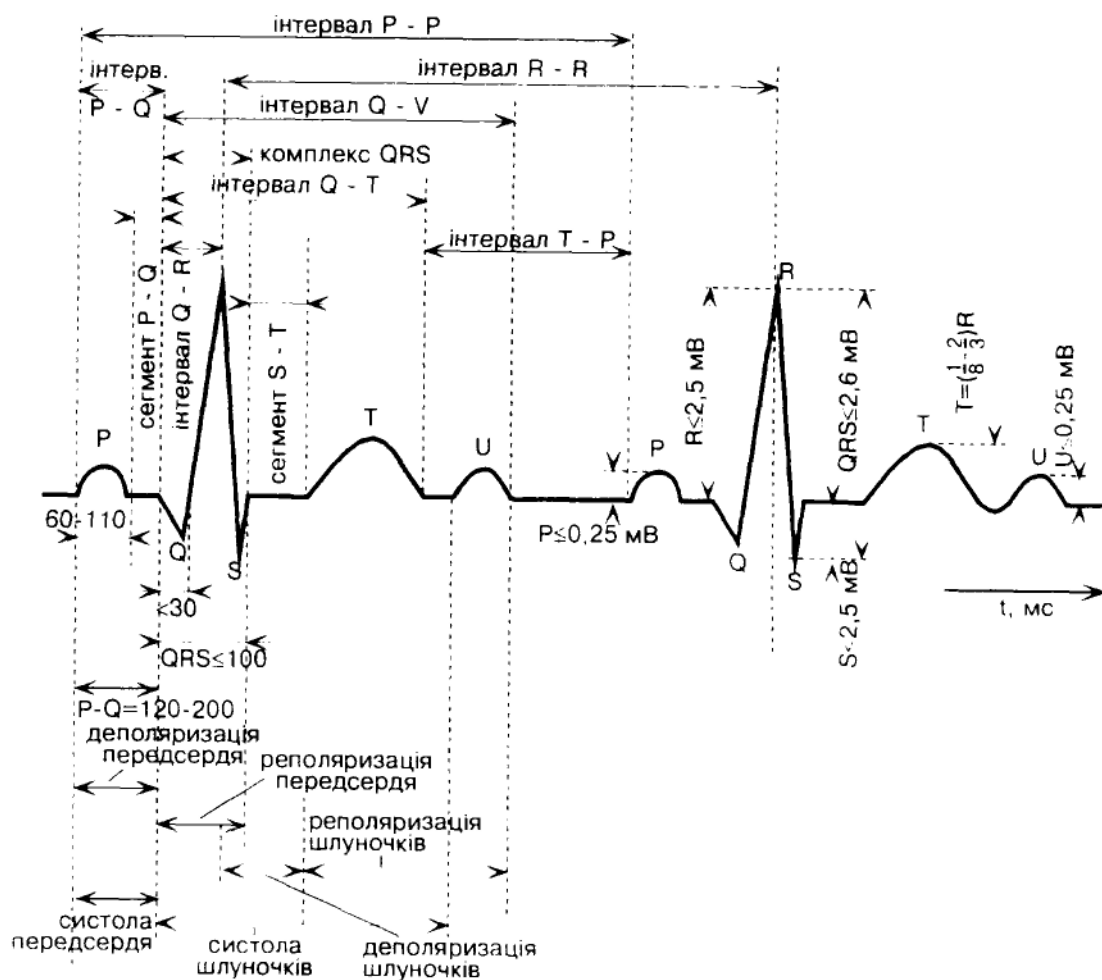


Рис. 1.3. Базові зубці та інтервали ЕКГ

Інтервал PQ — вимірюється від початку зубця Р 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, Псовим пучком і його вітками.

Зубець Q — відображає деполаризацію 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 вдиху (він залежить від геометричного положення серця).

Зубець R — довільний позитивний зубець QRS-комплексу. Він відображає деполаризацію 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. Декілька прикладів наведено на рис. 1.4. Мале r означає, що r-зубець менше, ніж зубець S. Рискою позначають символи, які відповідають другому викиду того ж зубця, наприклад, rSR'.

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



Рис. 1.4. Символічні позначення зубців ЕКГ, використовувані в медичній практиці

Якщо перший зубець комплексу має малий рівень, то його позначають іS. 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. Сегмент ST завжди ізоелектричний. В інтервалі ST іони 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 в більшості відведень позитивний. 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 — характеризує систолу шлуночків. Максимальна нормальна тривалість інтервалу Q T складає 420 мс.

Серцевий цикл — складається із систоли (її тривалість приблизно дорівнює 38% серцевого циклу — СЦ) та діастоли (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, еджекції) 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 міжсистоличного 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 малій довжина 28,5% СЦ).

1.2. Програмне забезпечення сучасних цифрових електрокардіографів

Програмне забезпечення (ПЗ) є важливої складових цифрових електрокардіографів, що визначає функціональність і споживчі властивості приладів. Воно проектується таким чином, щоб забезпечити високу вірогідність виявлення і вимірювання параметрів елементів ЕКС (інтервалів, сегментів, комплексів), на підставі яких лікар-кардіолог здійснює встановлення діагностичного висновку. Функція автоматичного формування діагностичних висновків також реалізується в ПЗ сучасних електрокардіографах. Умовно роботу ПЗ розділяють на наступні три етапи:

1. Згладжування і фільтрація ЕКС.
2. Виявлення і вимірювання характерних елементів ЕКС.
3. Постановка діагностичних висновків.

При виборі методу згладжування (фільтрації) електрокардіосигналу останній представляється як суміш корисного сигналу та аддитивної завади. До таких завад відносяться:

- наведення від мережі живлення;
- міографічні наведення, обумовлене механічною та електричною активністю м'язів у місцях накладання електродів;

- наведення, викликані переміщенням електродів відносно серця;
- артефакти, обумовлені наявністю непостійної поляризації електродів;
- внутрішні шуми електрокардіографів.

Найбільшого поширення одержали алгоритми згладжування, побудовані на логічній фільтрації нелінійної та адаптивної фільтрації. Методи фільтрації на основі базових розкладів, як правило, завжди можна віднести до одного із перерахованих типів фільтрації (наприклад, фільтрацію на основі перетворення Фур'є – до лінійних фільтрів, фільтрацію на основі розкладання Карунена-Лоева – до адаптивних фільтрів і т.п.).

Логічна фільтрація вимагає розробки досить великої кількості емпіричних логічних правил прийняття рішень, заснованих на порівнянні досліджуваних параметрів ЕКС із заздалегідь заданими граничними значеннями. Яким чином призначити ці граничні величини і як їх адаптувати під конкретну ЕКГ, являє собою окрему задачу, що розв'язується емпіричним шляхом щоразу при найменшій зміні виду фільтра. Це, безумовно, головний недолік логічних фільтрів.

Нелінійні фільтри являють собою потужний клас фільтрів, добре пристосованих для згладжування сигналів. Однак неможливість враховувати апріорні знання про ЕКС (наприклад, спектральний склад елементів ЕКС) обмежує їхнє використання як алгоритми згладжування ЕКС.

Адаптивна фільтрація при коректному її застосуванні не виявляє жодного з перерахованих вище недоліків, і до того ж може здійснювати високоякісну фільтрацію ЕКС із найменшим спотворенням форми корисного сигналу.

Етап виявлення і вимірювання характерних елементів ЕКС реалізується різними методами, що засновані або на метричному, або на структурному представленні ЕКС.

Таким чином, сучасний цифровий електрокардіограф реалізується як система взаємозалежних апаратних і програмних засобів. З одного боку, така

технічна реалізація дозволяє підвищити якість і функціональність електрокардіографів. З іншого боку, цифрові електрокардіографи повинні задовольняти діючим технічним вимогам на основні їхніх параметрів, що перевіряються за допомогою обговорених методів випробувань. Ці методи випробувань розроблялися для перевірки приладів, які вимірюють і реєструють біоелектричні потенціали серця – аналогові електрокардіографи. Вони не поширюються на прилади з автоматичним аналізом і діагностикою, якими є сучасні цифрові електрокардіографи. Тестові сигнали (наприклад, гармонійної, прямокутної форми і їхню суміш), що використовуються цими методами, не дозволяють коректно вимірювати параметри приладів. В зв'язку з цим виникає необхідність у розробці іспитових методів спеціально для цифрових електрокардіографів.

1.3 Висновки до розділу 1

Проаналізовано фізичну природу та структуру ЕКС, його основні морфологічні та частотні параметри, що містять діагностичну інформацію. Проаналізовано методи опрацювання ЕКС в кардіографічних системах на основі аналізу принципів роботи програмного забезпечення таких систем.

РОЗДІЛ 2

МЕТОДИ МАТЕМАТИЧНОГО ОПИСУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ

2.1 Загальні вимоги до процесу математичного моделювання ЕКС

Для синтезу алгоритму роботи автоматизованого кардіографа з виробленням попереднього рішення (висновку, діагнозу) необхідно знайти вирішальну функцію $u_0(y)$, що володіє умовами оптимальності. Правила математичної статистики нав'язують строго певну процедуру пошуку оптимальної вирішальної функції. На першому етапі потрібно знайти достатню статистику, тобто спосіб обробки кардіосигналу моніторинговим пристроєм. Однак для цього кардіосигнал (неперервна випадкова функція) повинен бути якимось чином представлений сукупністю випадкових величин з певним законом їх спільного розподілу. Для визначення таких законів потрібно встановити закономірності і статистичні характеристики параметрів індивідуального кардіосигналу. В літературі практично відсутні дані про параметри і статистичні характеристики індивідуального кардіосигналу. Багато авторів дають діапазони зміни параметрів, проте без використання індивідуального підходу діапазони зміни параметрів виявляються дуже широкими [3,18].

Індивідуальні закономірності утворення кардіосигналу дозволяють повніше виділити інформацію про його параметри. На певному інтервалі часу функціонування приладу (наприклад, на інтервалі між візитами до лікаря) деякі параметри, які для групи людей є випадковими величинами (тривалість певних інтервалів, функціональний вигляд форми зубців кардіокомплексу і т.д.), для конкретної людини є детермінованими величинами або функціями, і можуть бути визначені на основі попереднього обстеження пацієнта.

Однак для конкретної людини кардіосигнал не можна вважати повністю детермінованим сигналом. У багатьох випадках в ньому присутні випадкові

складові, обумовлені численними внутрішніми і зовнішніми факторами, а також методами знімання ЕКГ. Наприклад, дихання призводить до постійної зміни амплітуд зубців кардіокомплексу і модуляції ритму. Необхідне експериментальне дослідження законів розподілів параметрів індивідуального кардіосигналу. Однак, від людини до людини змінюється не функціональний вигляд законів розподілу, а лише параметри цих законів, які також є для конкретної людини на певній ділянці часу постійними величинами.

Задача пошуку закономірностей і визначення законів розподілу параметрів індивідуального кардіосигналу вирішується на основі фізіологічної аргументації, тобто шляхом аналізу механізму роботи серця і утворення кардіосигналу, і далі шляхом дослідження кардіосигналів пацієнта встановлюються статистичні характеристики індивідуальних сигналів.

На основі отриманих результатів потрібно вирішити другу задачу - сформувати статистичну модель кардіосигналу для нормального стану пацієнта і різних фаз патологічних станів. Для цього необхідно знайти зручний для вирішення поставленої задачі спосіб представлення кардіосигналу сукупністю випадкових величин.

В різних фазах роботи серця ЕКГ являє собою квазіповторювані фрагменти сигналу. При різних патологіях змінюється не весь сигнал цілком, а лише його частина, що відповідає певній фазі роботи серця. Для спрощення побудови статистичної моделі кардіосигналу сигнал «розбивається» на фрагменти, що відображають певну фазу роботи серця.

У багатьох роботах [1,2] розбиття кардіокомплексу на фрагменти здійснюється шляхом вибору характерних точок на фіксованій відстані від опорної точки (часто, за опорну точку приймають R зубець, що найефективніше детектується). Однак цей метод призводить до значних помилок при варіації ЧСС. Для підвищення точності визначення характерних точок автори пропонували введення поправок або використання лінійної залежності їх положення від ЧСС. Часто використовуються методи, засновані на пошукових процедурах, але в силу змін від людини до людини параметрів ЕКГ, особливо

при високому рівні шумів і перешкод, ці методи дають помилки [12]. Використання індивідуальних структурних властивостей сигналу, дозволяє практично безпомилково розділяти кардіокомплекс на фрагменти при будь-яких змінах ЧСС.

Це спрощує пошук систем функцій для представлення кардіосигналу. Передбачається для опису чистого кардіосигналу (без завад) використовувати на кожному сегменті кардіокомплексу пару функцій, що становлять постійну величину і функцію, що відповідає формі даного елемента, причому для різної ЧСС здійснюється її масштабування за часом.

Далі необхідним є встановлення спільного розподілу коефіцієнтів розкладання. Ця задача не має методологічних труднощів, якщо всі густини ймовірностей $W_x(y)$ містять тільки відомі не випадкові параметри і випадкові параметри з відомими законами розподілів. В цьому випадку густина розподілу $W_x(y)$ знаходиться шляхом усереднення умовної густини $W_x(y/\theta)$ за відповідним розподілом $w(\theta)$ випадкового параметра [54]

$$W_x(y) = \int W_x(y/\theta)w(\theta)d\theta$$

якщо параметр θ має неперервну область визначення, і

$$W_x(y) = \sum_i W_x(y/\theta_i)P(\theta_i),$$

де $P(\theta_i)$ - ймовірність події $\theta=\theta_i$ якщо область визначення параметра θ дискретна.

Кардіосигнал зазнає спотворення через дрейф ізоелектричної лінії. Відомі способи боротьби з цим явищем, як правило, представляють собою якусь попередню обробку [19]. Так багато авторів поділяють обробку кардіосигналу на етапи: спочатку корекція дрейфу ізоелектричної лінії і зменшення рівня перешкод шляхом фільтрації, потім відбувається подальша обробка.

З позицій оптимальної обробки інформації такий шлях не можна вважати коректним; подібні способи попередньої обробки можуть призводити до руйнування корисної інформації, зосередженої в кардіосигналі. Коректний шлях вирішення цієї ситуації полягає у включенні дрейфу ізоелектричної лінії в статистичну модель спостережуваного сигналу і в побудові оптимальної процедури обробки з урахуванням дрейфу.

Побудована на викладених принципах статистична модель кардіосигналу дозволяє синтезувати функцію правдоподібності для кожної фази розвитку патології.

Третя задача полягає в тому, що на основі спільного розподілу коефіцієнтів розкладання кардіосигналу необхідно знайти достатню статистику, тобто визначити спосіб обробки кардіосигналу, що дозволяє зберегти всю наявну в сигналі інформацію на користь того чи іншого рішення. Загальні правила, вимагають використовувати для цієї мети критерій факторизації [17,19]. Проте у ряді окремих випадків достатня статистика може бути знайдена з відношення правдоподібності

Остання задача роботи полягає в тому, щоб на основі аналізу отриманих результатів визначити перелік параметрів кардіосигналу, які необхідно визначати на етапі попереднього обстеження і вводити в структуру індивідуального алгоритму у вигляді вихідних даних для отримання індивідуального оптимального алгоритму обробки та видачі рішення.

2.2 Метод аналізу часових і амплітудних параметрів кардіосигналу

Серед практичних методів дослідження часових і амплітудних параметрів ЕКС заслуговує уваги метод, що описаний в [11] та проводився в кілька етапів. На першому етапі визначалися положення максимумів R зубців. В даний час існує велика кількість алгоритмів виявлення R зубця, що ґрунтується на різних принципах функціонування. Ряд з них можуть індивідуально підлаштовуватися під конкретного пацієнта і давати більшу ефективність (точність і вірогідність

виявлення). Так у роботі [xxx] використовується алгоритм, що добре зарекомендував себе в практичному застосуванні і просто реалізований на ЕОМ.

Вихідний дискретний сигнал пропускався через фільтр, заданий рівнянням:

$$Y_{вих} [n] = 2 \cdot Y_{вх} [n - 3] - Y_{вх} [n + 3],$$

де $Y_{вх}$ - вхідний відлік, $Y_{вих}$ - вихідний відлік, n - номер відліку. З фізичної точки зору, сигнал на виході фільтра являє собою суму змін значень амплітуди сигналу на двох проміжках часу по 24 мс. кожен, відносно спільної точки.

При перевищенні порога значенням сигналу на виході фільтра починалася процедура точного пошуку положення R зубця. Для цього використовувалися 10 попередніх і 20 наступних відліків щодо моменту перевищення. Так як R зубець має високу крутизну фронтів, і досліджувані кардіосигнали мали малий рівень міографічних перешкоди, то момент досягнення максимального значення сигналу вважався положенням максимуму R зубця. Пороги спрацьовування, що використані в алгоритмі, підбиралися індивідуально. Пошук наступного кардіокомплексу починався через 40 відліків від попереднього.

Для пошуку всіх інших характерних точок в межах кардіокомплексу визначався допустимий діапазон їх часового розміщення. Так як відповідно до рекомендацій [20] досліджувалися 5-ти хвилинні фрагменти кардіосигналу, що зареєстровані в різний час і мають незначну зміну ЧСС в межах аналізованого фрагмента, то в залежності від типу характерної точки (початок або кінець, максимум або мінімум зубця) програмою проводився її пошук в межах заданої ділянки. Положення максимумів (мінімумів) зубців визначалися на відповідних часових інтервалах по максимальному (мінімальному) значенню сигналу. Початки і кінці зубців визначалися по моменту зміни значення похідної сигналу [20]. Для підвищення точності вимірювання встановлювався індивідуальний

поріг зміни похідної, при якому часове положення характерної точки вважалось вимірним. Це зроблено тому, що зубці кардіокомплексу різних пацієнтів розрізнялися крутизною росту і спаду фронтів. Якщо у відповідному часовому інтервалі перевищення порога не відбулося, то кардіокомплекс виключався з розрахунку.

В праці [11] встановлено закономірності поведінки часових параметрів кардіосигналу. Ці закономірності, при дослідженні амплітудних параметрів кардіосигналу, дозволили точно визначати часове положення відповідних сегментів. При вимірюванні амплітудних параметрів фільтри для корекції дрейфу ізоелектричної лінії не застосовувалися, через небезпеку спотворити форму кардіосигналу. При вимірюванні амплітуди зубців P і R в якості нульового рівня використовувався інтервал PQ. Так як відстань від максимумів P і R зубців і мінімумів Q і S до інтервалу PQ незначна, то навіть дрейф ізолінії істотно не може змінити результат. Амплітуда зубця T оцінювалася відносно рівня інтервалу TP (неможливо вважати ST сегмент нульовим). В цьому випадку, придатні для вимірювання кардіокомплекси вибиралися найбільш жорстко.

2.3 Аналіз часових параметрів сигналів кардіокомплексу

Механізм збудження м'язів серця дозволяє стверджувати, що при відсутності зовнішніх збурень форма зубців кардіокомплексу, знятого в якому-небудь відведенні, їх амплітуди і співвідношення амплітуд, є суто індивідуальними і визначаються масою і будовою серця індивіда, його розташуванням відносно електродів, тобто конституцією людини, хімічним складом тканин, що визначає електропровідність організму [19]. Перераховані фактори володіють стійкістю і зберігаються на протязі від декількох днів до декількох місяців [3]. Найбільш різким змінам схильні часові параметри кардіокомплексу - тривалості зубців та інтервали між зубцями. Причому найбільш сильно змінюється ЧСС. У роботі робиться припущення (гіпотеза)

про те, що ЧСС визначає всі інші часові параметри ЕКГ.

Найважливіший часовий параметр - тривалість інтервалу RR визначається як результат впливу кількох контурів управління [20] і залежить через вегетативну нервову систему (ВНС) від фізичних навантажень серця, організму в цілому і від психологічних навантажень (стресів) [19]. Досягнуті точності вимірювання інтервалу RR і часового положення максимуму R-зубця (10^{-3} с.) достатні для вимірювання тривалості всіх зубців і всіх інтервалів кардіокомплексу (табл.2.1). Тому, можливо уявити кардіосигнал як сукупність кардіокомплексів і прийняти положення максимуму R-зубця або зміщеної від нього на відомий часовий проміжок точки за початок відліку часу в поточному кардіокомплексі.

Таблиця 2.1

Діапазони змін параметрів кардіокомплексу

Параметри кардіокомплексу	Значення параметрів у різних людей
Частота серцевих скорочень (ЧСС)	40...220 (вік пацієнта)
Амплітуда зубця P (A_P)	$< 0,25$ мВ
Тривалість зубця P	0,06...0,11 с
Тривалість інтервалу P-Q	$< (0,12...0,2)$ с
Амплітуда зубця Q (A_Q)	$A_Q < 0,25 A_R$
Тривалість зубця Q	$< 0,03$ с
Амплітуда зубця R (A_R)	0,5...2,5 мВ
Тривалість зубця R	$\leq 0,06$ с
Амплітуда зубця S (A_S)	$\leq 2,5$ с
Тривалість зубця S	$\leq 0,02$ с
Тривалість комплексу QRS	0,06...0,10 с
Тривалість сегмента ST	$< 0,1$ с
Зміщення зубця ST	$< 0,12$ мВ для хворих на ІХС $< 0,05$ мВ для здорових людей
Амплітуда зубця T (A_T)	$A_T < 0,66 A_R$
Тривалість зубця T	0,1...0,25 с
Тривалість інтервалу Q-T	0,22...0,51 с

Інтервал R-R визначає часові параметри всіх інших елементів кардіокомплексу. В [12] дані лінійне наближення тривалості інтервалу ST і

характерних точок від тривалості інтервалу R - R. Однак точність наближення невелика.

Відома [3,20] формула Базетта зв'язує тривалість інтервалу QT (від початку Q-зубця до закінчення T-зубця) з інтервалом RR співвідношенням

$$T_{Q-T} = K \sqrt{T_{R-R}} \quad (2.1)$$

де K - коефіцієнт, що дорівнює 0,37 для чоловіків і 0,40 для жінок.

Формула носить наближений характер. Реально інтервал QT залежить крім інтервалу RR від ряду інших факторів [3]: стать, вік, індивідуальні особливості будови серця. На графіку (рис.2.1) представлена залежність тривалості інтервалу QT, розрахована для осіб чоловічої статі за формулою Базетта, і отримана на основі даних обстеження п'яти пацієнтів методом холтерівського моніторування. Відповідно до рекомендацій [20] з добового запису кардіограми пацієнта випадковим чином вибиралися п'ятихвилинні фрагменти. У кожному фрагменті визначалися середня частота серцевих скорочень, вибіркова дисперсія частоти серцевих скорочень і середнє значення інтервалу QT. Гладкий характер залежності інтервалу QT від частоти серцевих скорочень для кожного пацієнта вказує на наявність функціональної залежності. З графіка (рис. 2.1) видно, що емпіричні залежності для кожного пацієнта можуть бути апроксимовані формулою Базетта з індивідуальним значенням коефіцієнта пропорційності.

Холтерівське моніторування не в повній мірі забезпечує чистоту експерименту, так як абсолютно точно не фіксуються зовнішні умови, в яких знаходиться пацієнт, і дії самого пацієнта.

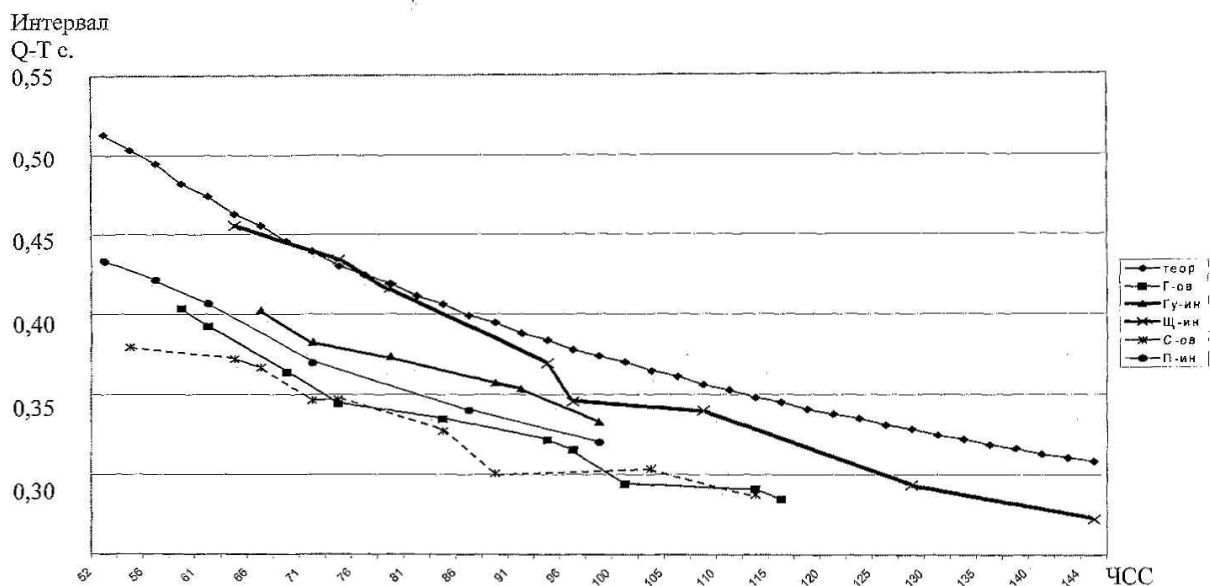


Рис. 2.1 Залежність тривалості інтервалу Q-T, розрахована для осіб чоловічої статі за формулою Базетта, і отримана на основі даних обстеження п'яти пацієнтів [11]

Дихання впливає на ритм серця, змушуючи його (ритм) осцилювати в унісон в невеликих межах близько середнього значення [20]. Ці спотворення носять регулярний характер [6] і можуть бути враховані при наявності датчика фази і глибини дихання.

Встановлений формулою Базетта зв'язок між інтервалами RR і QT може служити підставою для пошуку зв'язків часових параметрів решти компонентів кардіокомплексу з інтервалом RR. Для цієї мети часові параметри інтервалів і зубців кардіокомплексу в 5-ти хвилинних вибірках з кардіограм вимірювалися в одиницях інтервалу QT при різних значеннях ЧСС. Результати вимірювань кардіограм різних пацієнтів представлені на рис. 2.2. Аналіз цих графіків показує, що мається пропорційна залежність тривалостей QRS комплексу, тривалостей зубця P, інтервалу PQ і тривалості зубця T від тривалості інтервалу QT. Окремі відхилення тривалостей відповідних інтервалів і зубців від зазначених залежностей обумовлені систематичними помилками при вимірюванні часового положення окремих точок. Однак, гладкий характер графіків вказує на наявну залежність часових параметрів всіх елементів

кардіокомплексу від частоти серцевих скорочень. Характер цієї залежності загальний для всіх обстежених пацієнтів, однак, параметри суто індивідуальні.

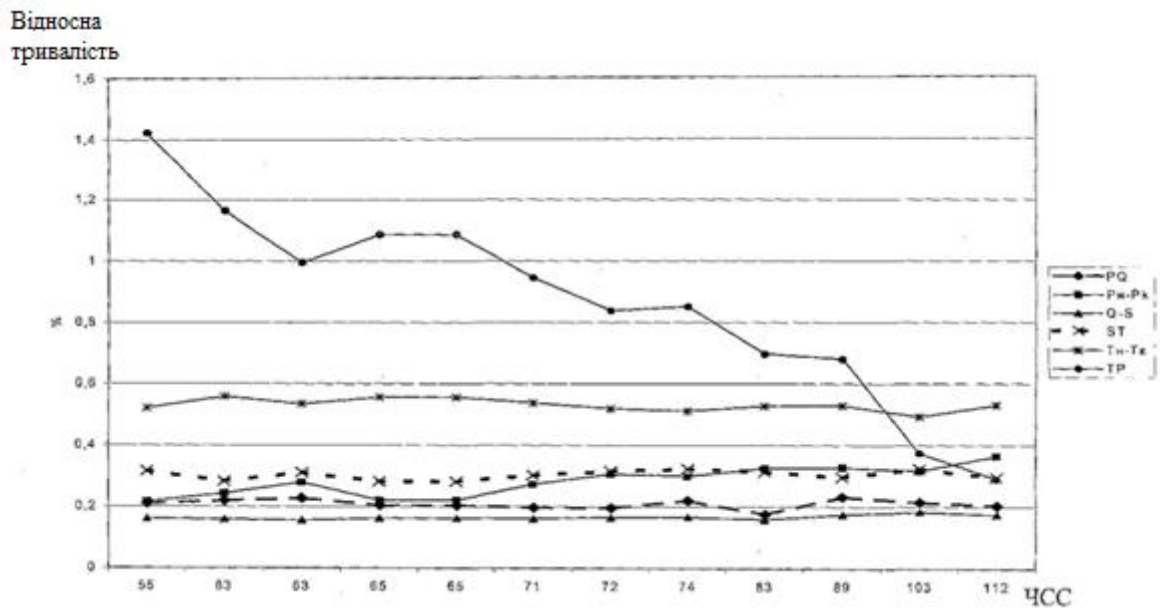


Рис. 2.2 Залежність тривалостей інтервалів і зубців, в одиницях інтервалу Q-T, в залежності від ЧСС для окремо взятого пацієнта

З графіків видно, що істотним відносним (по відношенню до інтервалу QT) змінам в залежності від ЧСС схильний тільки інтервал TP, тобто інтервал між суміжними кардіокомплексами.

Решта інтервали і тривалості змінюються незначно і їх тривалості можуть бути апроксимовані лінійними функціями.

Аналіз часових параметрів кардіосигналів різних пацієнтів [11] показав, що тривалості зубців і інтервалів функціонально пов'язані з тривалістю інтервалів R-R. Ці залежності мають один і той же функціональний вид для різних пацієнтів, однак, параметри функціональної залежності суто індивідуальні.

2.4 Амплітудні параметри сигналів кардіокомплексу

В процесі життєдіяльності людини амплітуди зубців кардіосигналу змінюються від кардіокомплексу до кардіокомплексу. Відомо [19], що

збурюють кардіограму дихання, зміна положення тіла і емоційний стан пацієнта.

При диханні за рахунок механічного впливу на серце з боку діафрагми і легень відбувається його деформація і зміщення електричної осі серця [19]. Це призводить до деякої зміни співвідношення амплітуд зубців.

Зміна положення тіла людини призводить до зміни положення серця відносно електродів і до часткової деформації самого серця [3,19], отже, до зміни ЕКГ. Однак крім зазначеного механізму впливу на ЕКГ до зміни амплітуд зубців призводить порушення балансу вегетативної нервової системи (ВНС) [20]. Найбільш сильний вплив ВНС робить на амплітуду Т зубця [20].

Дія випадкових факторів при диханні і зміні положення тіла людини призводить до того, що амплітудні параметри кардіосигналу необхідно розглядати як випадкові величини.

В літературі [3,9,19], присвяченій дослідженню амплітудних параметрів кардіосигналу, наводяться лише діапазони зміни амплітуд і практично повністю відсутня інформація про індивідуальні статистичні закономірності поведінки амплітуд зубців кардіосигналу. Для різних людей через різну масу, орієнтацію серця в просторі та інші індивідуальні особливості ці розподіли будуть різними.

Для отримання статистичних характеристик, амплітуд зубців кардіосигналу в праці [11] розраховані гістограми 23 пацієнтів на основі 10-ти хвилинних вибірок, записаних в різний час методом холтерівського добового моніторингу.

Аналіз гістограм різних пацієнтів показав, що на малих відрізках часу (10 хв) амплітуди зубців кардіосигналу задовільно апроксимуються розподілами пірсонівському типу (бета-розподілом):

$$\beta(x; p, q) = \frac{1}{B(p, q)} x^{p-1} (1-x)^{q-1}$$

де $p > 0$, $q > 0$ - параметри розподілу, $B(p, q)$ - бета функція,

або рядами Еджворда [26]

Узгодження за критерієм χ^2 емпіричних розподілів з апроксимуючими розподілами, представленими рядом Еджворда, при рівні значимості 5% забезпечується першими трьома членами ряду.

Аналіз показує, що значні відхилення гістограм від теоретичного нормального розподілу спостерігається в областях, що мають вкрай малу ймовірність. Це дозволяє для теоретичних досліджень в якості першого наближення використовувати нормальний закон розподілу амплітуд. Однак, параметри цього розподілу змінюються з часом за випадковим законом. Таким чином, амплітуда зубця як функція часу є нестационарним випадковим процесом. Ця нестационарність обумовлена багатьма факторами (фізичним навантаженням, положенням тіла, диханням, емоційним станом пацієнта) [19]. Тому, розподіли амплітуд зубців в моделі кардіосигналу приймаються такими, якими вони фіксуються на великому проміжку часу (усереднені за декілька діб). При цьому параметри емпіричних законів розподілу для різних людей різні.

Амплітудні параметри ЕКС, так само як і часові, мають функціональну залежність від інтервалу R-R.

Для дослідження статистичних залежностей амплітуд різних зубців, на основі наявних експериментальних даних зроблений розрахунок вибірових значень коефіцієнта кореляції амплітуд зубців. Вибірки здійснювалися в випадкові проміжки часу тривалістю 10 хвилин, що відповідають одним і тим же середнім значенням ЧСС. Вибірковий коефіцієнт кореляції, що розглядається як випадковий процес, нестационарний (рис. 2.3.а, 2.3.б).

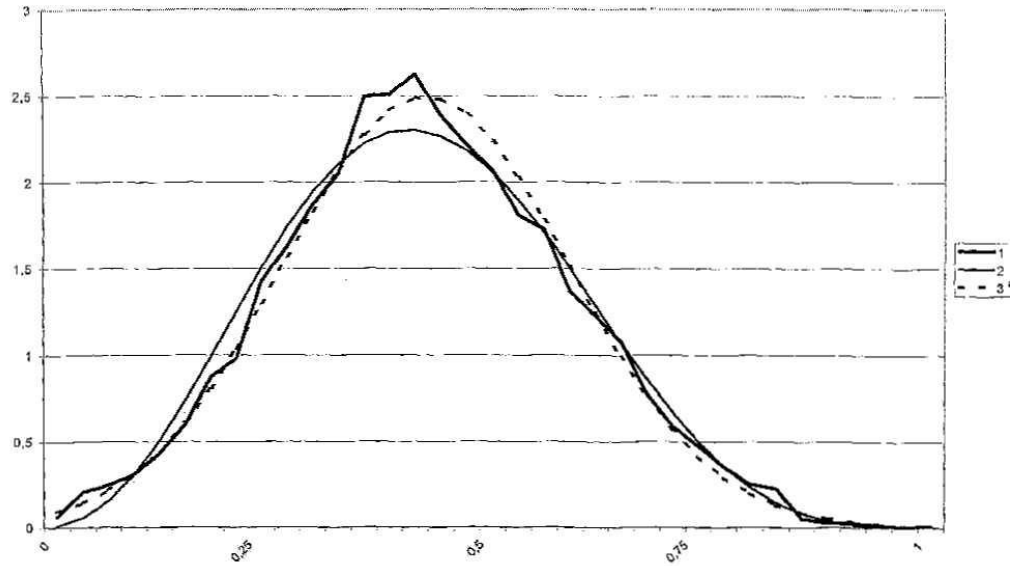


Рис. 2.3.а. Розподіл амплітуди зубця R: 1 – емпіричний розподіл, 2 – Бета-розподіл, 3 – нормальний розподіл

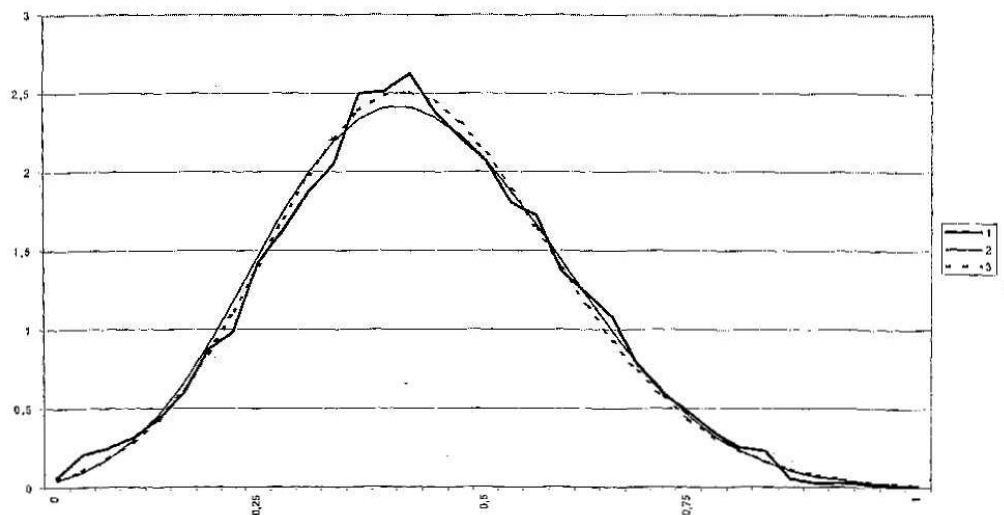


Рис. 2.3.б. Розподіл амплітуди зубця R: 1 – емпіричний розподіл, 2 – наближення емпіричного розподілу членами ряду Еджворда, Бета-розподіл, 3 – наближення емпіричного розподілу трьома членами ряду Еджворда

Таким чином, в якості першого наближення, амплітуди зубців кардіокомплексу можна вважати незалежними випадковими величинами, що мають нормальний закон розподілу.

2.5 Особливості оцінювання форми зубців кардіокомплексу при варіації серцевого ритму

Ключовим елементом при обробці і виділенні корисної інформації з кардіосигналу є знання форми зубців кардіокомплексу. Очевидно, що форма зубців кардіокомплексу буде індивідуальною в силу індивідуальності фізичної будови серця і тіла пацієнта [3]. Тому, якщо механізм формування кардіосигналу при зміні ЧСС залишається незмінним [19], і змінюється тільки швидкість проведення та збудження, то форма зубців кардіокомплексу повинна залишитися незмінною. В аналітичному записі сигналу в цьому випадку при зміні ЧСС змінюється тільки масштаб часу.

2.6 Відомі способи математичного подання ЕКС

Детерміновані моделі кардіосигналів застосовують як при моделюванні їх просторово-часової структури, так і при моделюванні біофізичних механізмів їх формування.

Серед детермінованих математичних моделей просторово-часової структури кардіосигналів виділяють два класи: клас періодичних, майже періодичних детермінованих функцій [20], а також клас неперіодичних детермінованих функцій та пов'язані із ним розклади серцевого циклу в ряди Фур'є по різних ортогональних та неортогональних базисах, перетворення Фур'є, Гільберта, Карунена-Лоева та Лапласа [21,22].

Детерміновані моделі кардіосигналів мають обмежені можливості для опису реальних сигналів серця, що не дає змогу на основі них проводити високоінформативну діагностику стану ССС, оскільки вони не враховують мінливості часової структури реалізації ЕКС.

Сучасні дослідження ЕКС у значній мірі використовують стохастичний підхід до їх моделювання та опрацювання. При цьому найчастіше застосовується стаціонарний випадковий процес. Однак така модель має недоліки через неврахування

коливної структури ЕКС.

2.7 Методи представлення ЕКС засобами енергетичної теорії стохастичних сигналів [26]

Застосування описаних в попередньому пункті методів знаходження оцінок біосигналів є виправданим, якщо розглядати останні як стаціонарний випадковий процес. Однак такий сигнал є в загальному випадку нестаціонарним, відповідно, адекватним задачі медичної діагностики є подання ЕКС як стохастичного нестаціонарного процесу.

Нестаціонарні випадкові процеси не утворюють ніякого класу. Загальної теорії нестаціонарних процесів бути не може через відсутність спільної внутрішньої властивості. Відокремлення за тими чи іншими ознаками класів випадкових функцій, з притаманними їм властивостями та характерним для них математичним апаратом, відкриває нові можливості.

Одним із таких класів є клас періодично корельованих випадкових процесів, що і використано за модель ЕКС.

2.8 Висновки до розділу 2

Проаналізовано методи опрацювання ЕКС, сформовано вимоги до математичної моделі ЕКС та фактори, що впливають на прийняття діагностичного рішення.

Розглянуто детерміновані та ймовірнісні моделі ЕКС.

РОЗДІЛ 3

МЕТОД ОПРАЦЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ

3.1 Метод опрацювання електрокардіосигналу в рамках ЕТСС

Математична модель ЕКС як ПКВП визначає такі методи опрацювання біосигналів, як когерентний, компонентний та фільтровий [26].

Когерентний метод ґрунтується на тому, що послідовності значень сигналу Ξ , сформовані шляхом проведення вибірки з ЕКС через період корельованості T_{corr} творять стаціонарні послідовності $\Xi(t_0) \equiv \{\Xi(t_0 + kT_{corr}), k \in Z\}$, $\{\Xi(t_0), \Xi(t_1) \dots \Xi(t_n)\}$

Блок-схема реалізації когерентного методу опрацювання біосигналу $\xi(t)$ наведена на рис. 3.1.

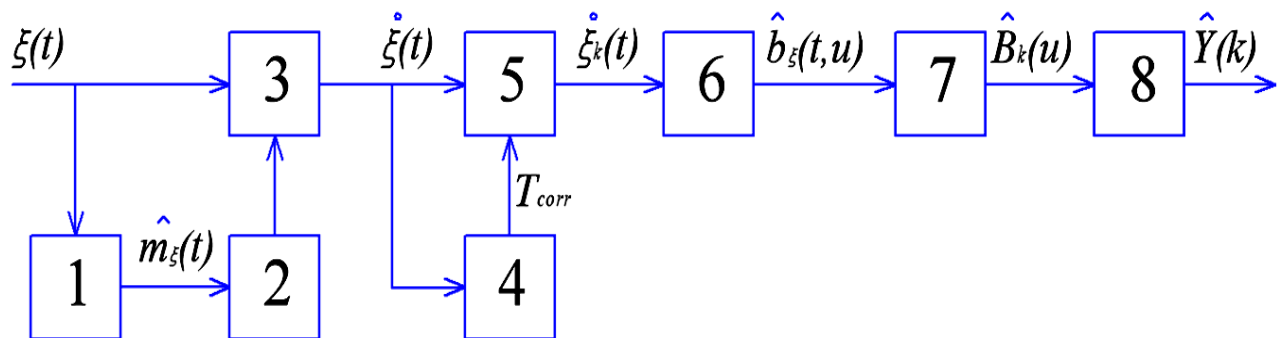


Рис. 3.1 Блок-схема реалізації когерентного методу опрацювання біосигналу $\xi(t)$

Відповідно до рис. 3.1, блок 1 описує обчислення оцінки математичного сподівання $\hat{m}_\xi(t)$ від $\xi(t)$, блок 2 – формування періодичної послідовності $[\hat{m}_\xi(t) \hat{m}_\xi(t) \dots \hat{m}_\xi(t)]$, блок 3 – описує процес центрування $\xi(t)$, блок 4 – описує процес оцінювання величини значення періоду корельованості T_{corr} , блок 5 – числення оцінок стаціонарних компонент $\xi_k(t)$, блок 6 – обчислення оцінки

кореляції $\hat{b}_\xi(t, u)$ між стаціонарними компонентами, блоки 7 та 8 – знаходження $\hat{B}_k(u)$ та оцінювання кореляційних компонент $\hat{Y}(k)$.

Суть методу стаціонарних компонент передбачає формування та оцінювання стаціонарних компонент на перших етапах застосування когерентного методу. Послідовність етапів опрацювання ЕКС методом стаціонарних компонент наведено на рис. 3.2 [26].

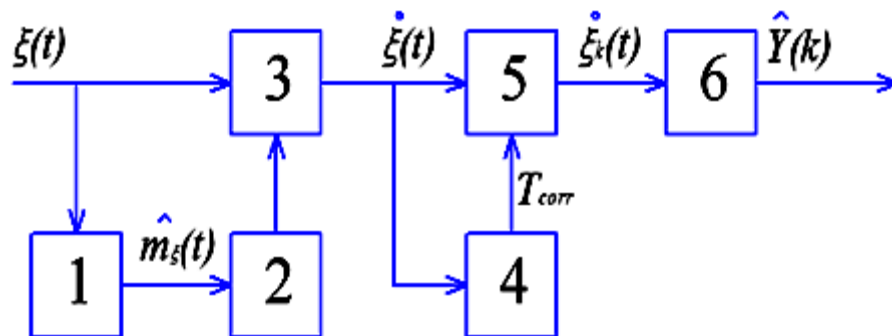


Рис. 3.2. Послідовність операцій реалізації методу стаціонарних компонент опрацювання біосигналу $\xi(t)$

Відповідно до рис. 3.2, метод ґрунтується на численні оцінок стаціонарних компонент із наступним оцінюванням їх статистичних моментів першого порядку – блок 6 – $\hat{Y}(k)$.

3.2 Оцінювання значення періоду корельованості

Важливим етапом опрацювання ЕКС методом стаціонарних компонент є оцінювання періоду корельованості (ПК). Він повинен співпадати із основним періодом повторення комплексів чи циклів біосигналу. У випадку ЕКС, логічним є припущення, що ПК буде відповідати величині, оберненій до частоти серцевих скорочень – величині R-R інтервалів.

Відомим методом оцінювання тривалості R-R інтервалу є автокореляційний. Приклад автокореляційної функції ЕКС наведено на рис. 3.3.

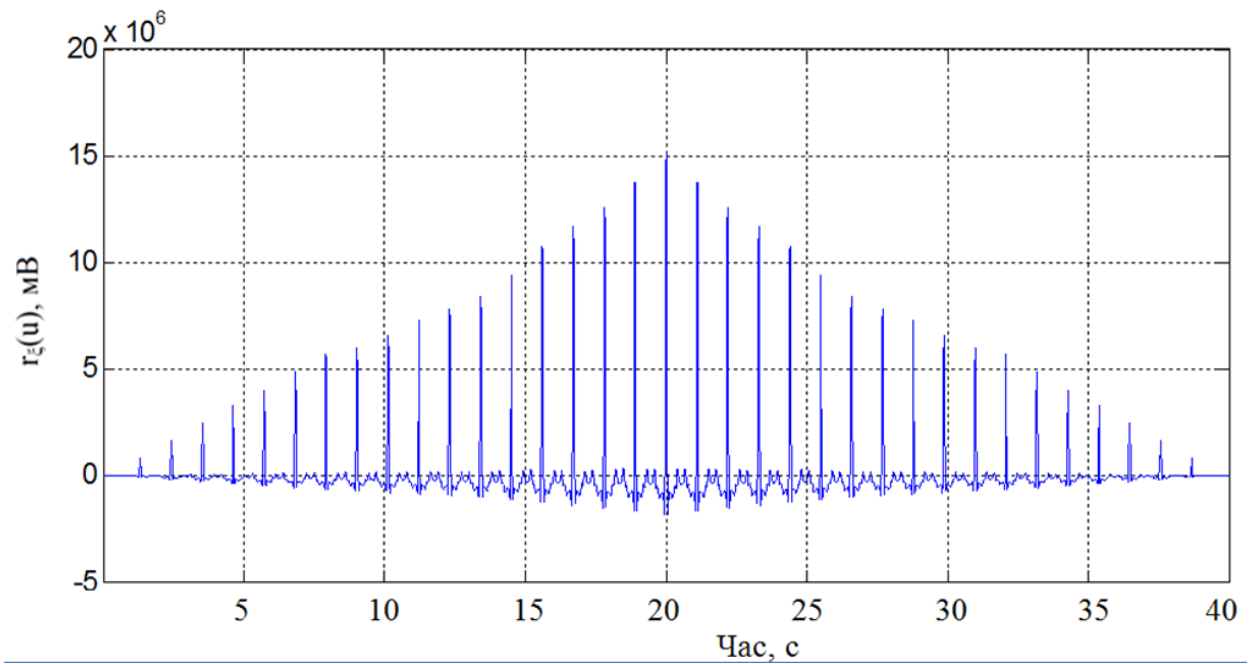


Рис. 3.3. Приклад оцінок автокореляційної функції ЕКС

Значення R-R інтервалу буде рівним відстані між двома максимумами автокореляційної функції на певному часовому інтервалі.

Для більш точного оцінювання періоду корельованості проведено обчислення розподілу спектральної густини потужності, де перший максимум відповідає частоті серцевих скорочень.

Отримані оцінки спектральної густини потужності електрокардіосигналу, зображені на рис. 3.4.

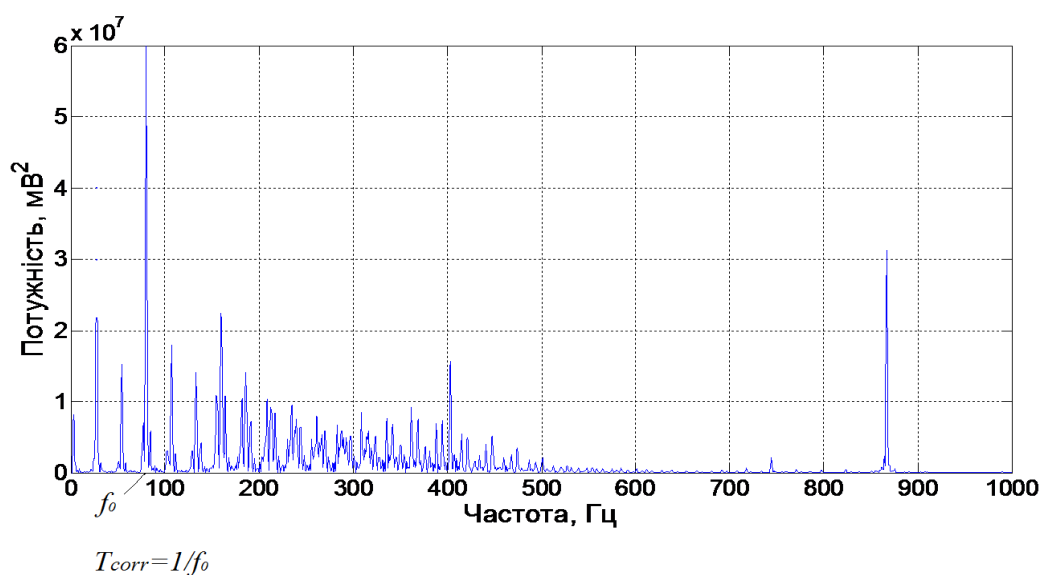


Рис. 3.4. Оцінки спектральної густини потужності електрокардіосигналу

Для автоматичного пошуку ПК розглянутим способом розроблено текст програми в Matlab, а алгоритм роботи зображений на рис. 3.5.

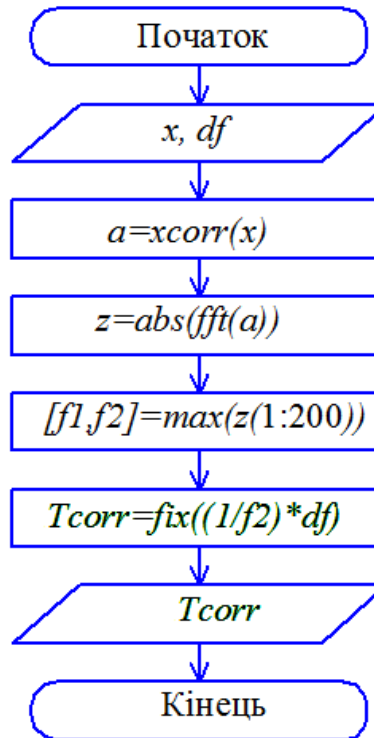


Рис. 3.5. Алгоритм методу знаходження ПК для ЕКС

3.3 Висновки до розділу 3

Проаналізовано когерентний метод опрацювання ЕКС. Розроблено алгоритм обробки ЕКС методом стаціонарних компонент. Суть цього методу передбачає формування стаціонарних компонент і оцінювання їхніх статистичних оцінок, зокрема моментів першого порядку.

Запропоновано визначення величини періоду корельованості ЕКС проводити за спектром густини потужності.

РОЗДІЛ 4

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА ВЕРИФІКАЦІЯ МЕТОДУ СТАЦІОНАРНИХ КОМПОНЕНТ

4.1 Опрацювання ЕКС когерентним методом

Для опрацювання спочатку було використано когерентний метод для порівняння його можливостей із результатами методу стаціонарних компонент.

На рис. 4.1 та рис. 4.2 наведено сигнали ЕКС та їхні характеристики, обчислені відповідно до алгоритму когерентного методу опрацювання, що наведений в попередньому розділі.

Для аналізу використано дві пари сигналів ЕКС для двох осіб в стані спокою та емоційного навантаження.

Графіки на рис. 4.1 та рис. 4.2 відповідають пацієнтам 1 та 2, що перебувають у стані спокою та психоемоційного навантаження. У результаті порівняльного аналізу ознак ЕКС на основі рис. 4.1 та рис. 4.2 можна відзначити, що для пацієнтів 1 та 2 в стані психоемоційного навантаження спостерігається зміна ознак.

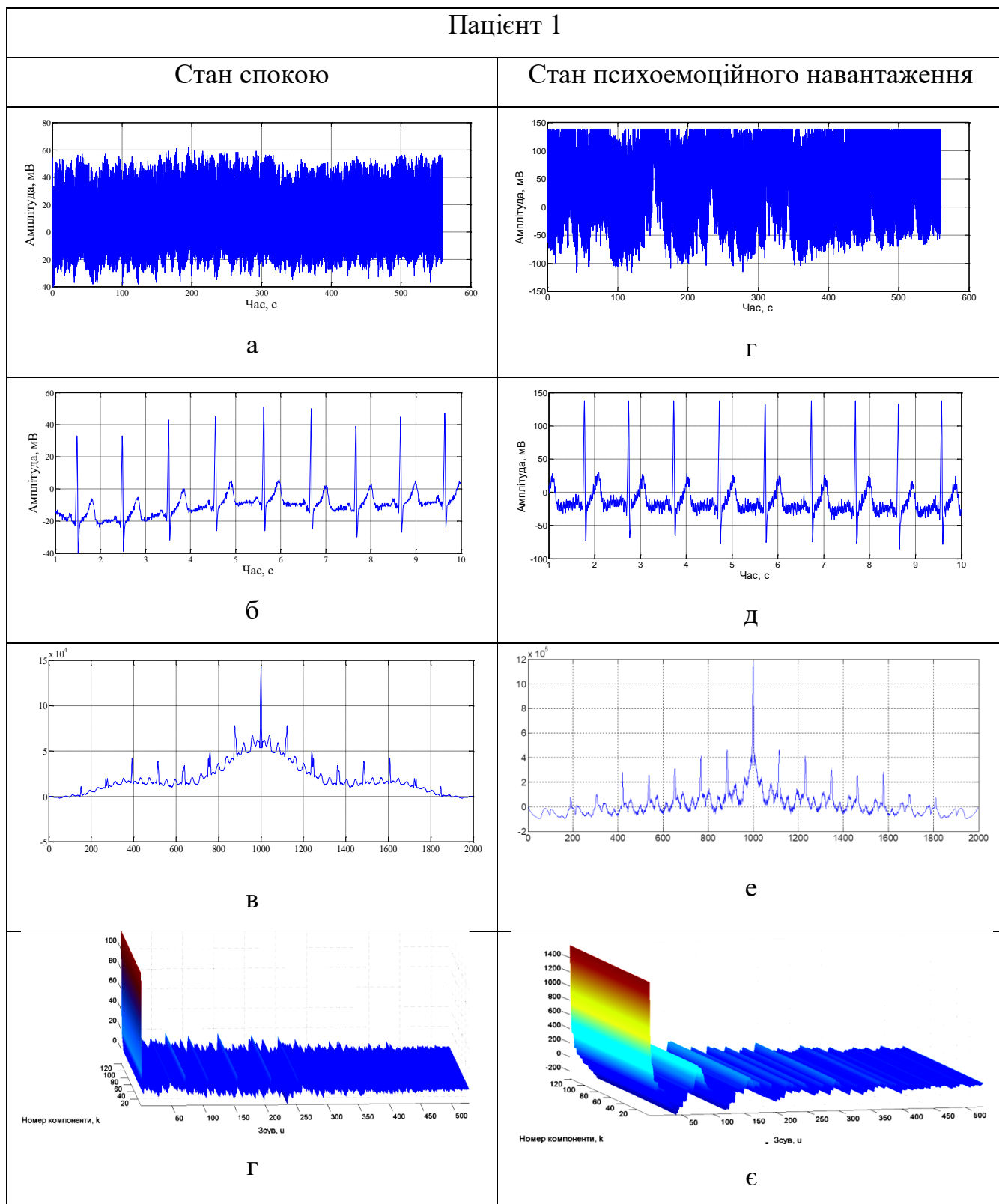


Рис. 4.1. Результати опрацювання відібраних ЕКС когерентним методом: а, г – реалізації ЕКС; б, д – вибірки з реалізацій ЕКС; в, е – оцінки автокореляційних функцій; г, є – кореляційні функції.

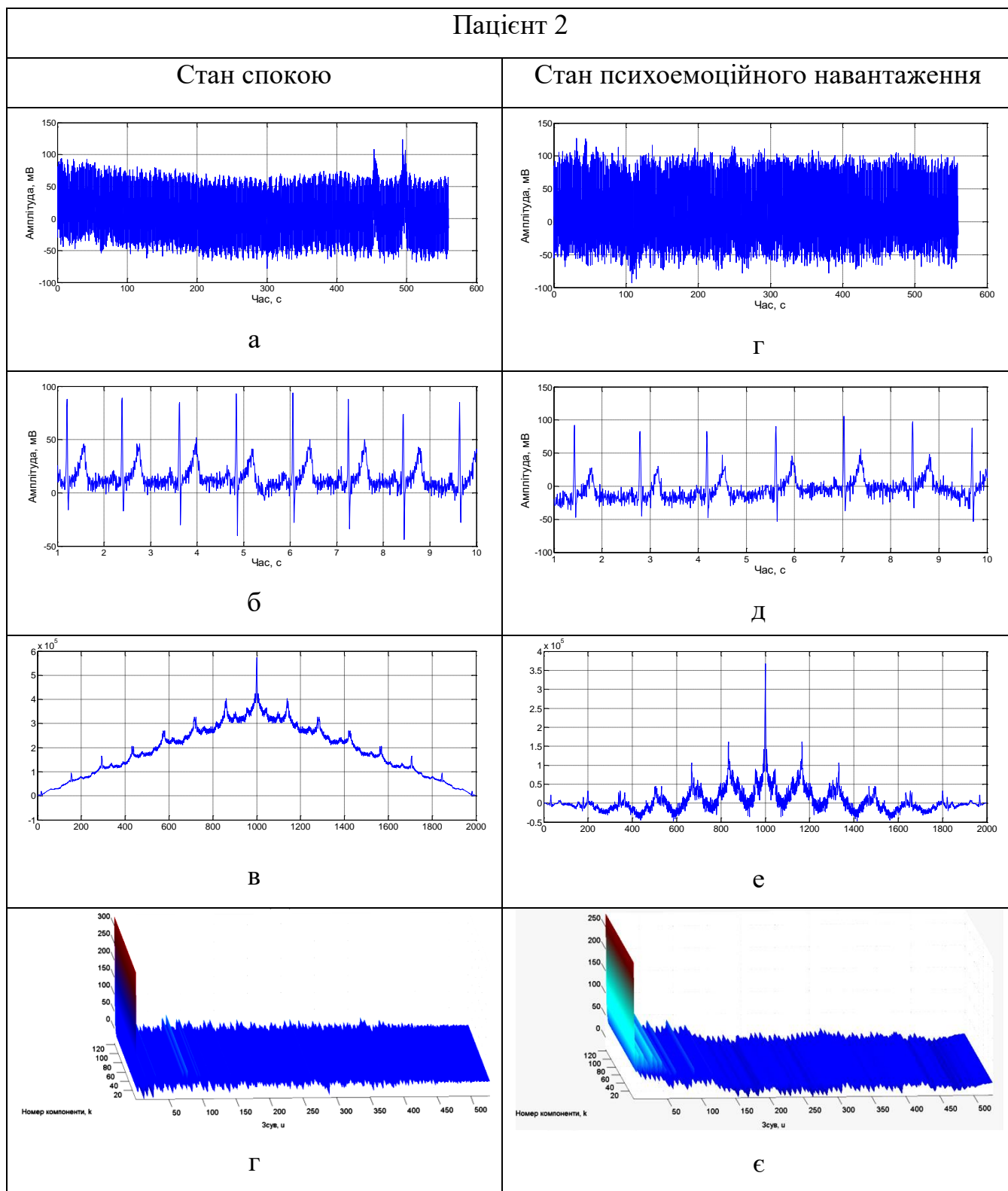


Рис. 4.2. Результати опрацювання відібраних ЕКС синфазним методом: а, г – реалізації ЕКС; б, д – вибірки з реалізацій ЕКС; в, е – оцінки автокореляційних функцій; г, є – оцінки кореляційних функцій.

Отже, дослідивши ЕКС синфазним методом, отримано інформативні ознаки сигналу (кореляційні функції) (рис. 4.2 та рис. 4.3).

4.2 Програмна реалізація методу стаціонарних компонент

Описаний в попередньому розділі метод стаціонарних компонент було реалізовано в середовищі Matlab 7.0. Програмна реалізація методу наведена в Додатку Г. Блок-схема алгоритму її має вигляд, зображений на рис. 4.3

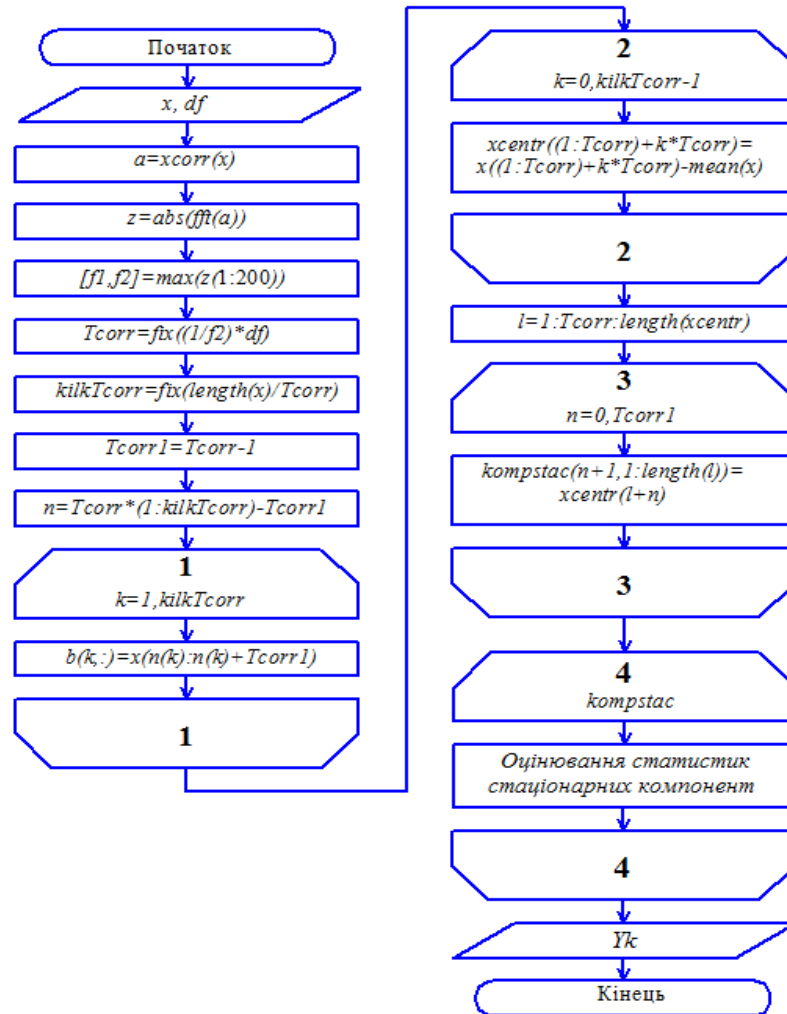


Рис. 4.3. Блок-схема алгоритму методу стаціонарних компонент опрацювання ЕКС

Для верифікації (перевірки правильності) роботи програмної реалізації методу стаціонарних компонент в середовищі Matlab [27] було згенеровано гармонічний сигнал з частотою 200 Гц та амплітудою 1 В (рис. 2) з допомогою програми:

```
clear all;  
Fs=1000;  
t=0:1/Fs:1;  
x=sin(2*pi*t*200);  
t=(0:(length(x)-1))./1000;
```

На рис. 4.4 наведено вибірку із згенерованого гармонічного сигналу.

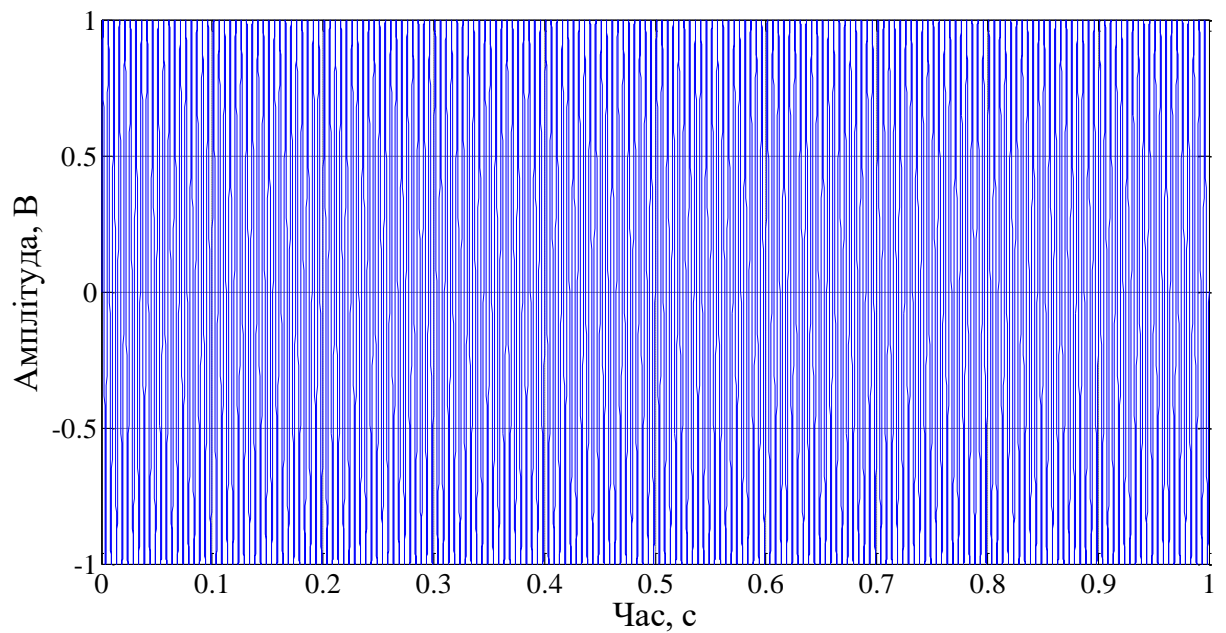


Рис. 4.4. Згенерований в середовищі Matlab гармонічний сигнал з частотою 200 Гц та амплітудою 1 В

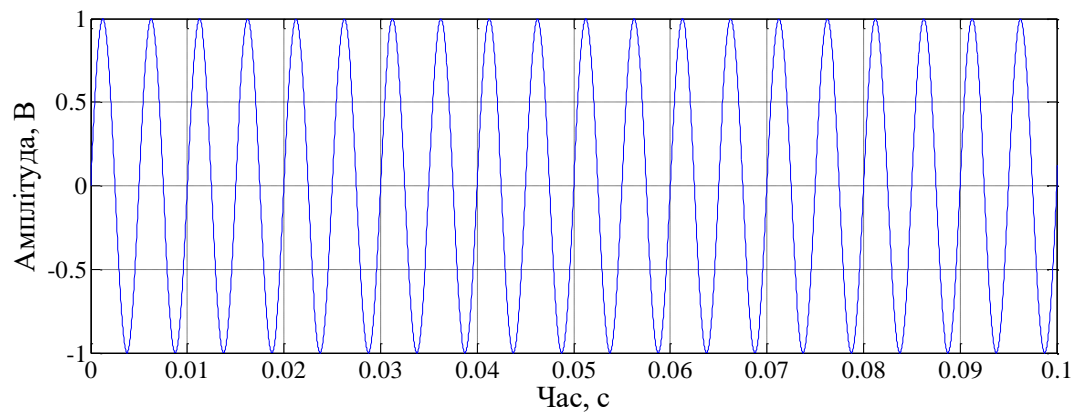


Рис. 4.5. Вибірка із згенерованого гармонічного сигналу

Відповідно до послідовності дій при опрацюванні сигналів методом

стаціонарних компонент проведемо формування оцінок стаціонарних компонент, тобто формування вибірок з сигналу через період корельованості – період, що в нашому випадку буде оберненим до основної частоти сигналу – $1/200$ с.

Для детермінованого сигналу, наприклад гармонічного, оцінки стаціонарних компонент будуть прямими лініями, оскільки сигнал є періодичним і в ньому відсутні випадкові чи неперіодичні зміни.

Приклад оцінок стаціонарних компонент, сформованих для згенерованого вище гармонічного сигналу, наведено на рис. 4.6.

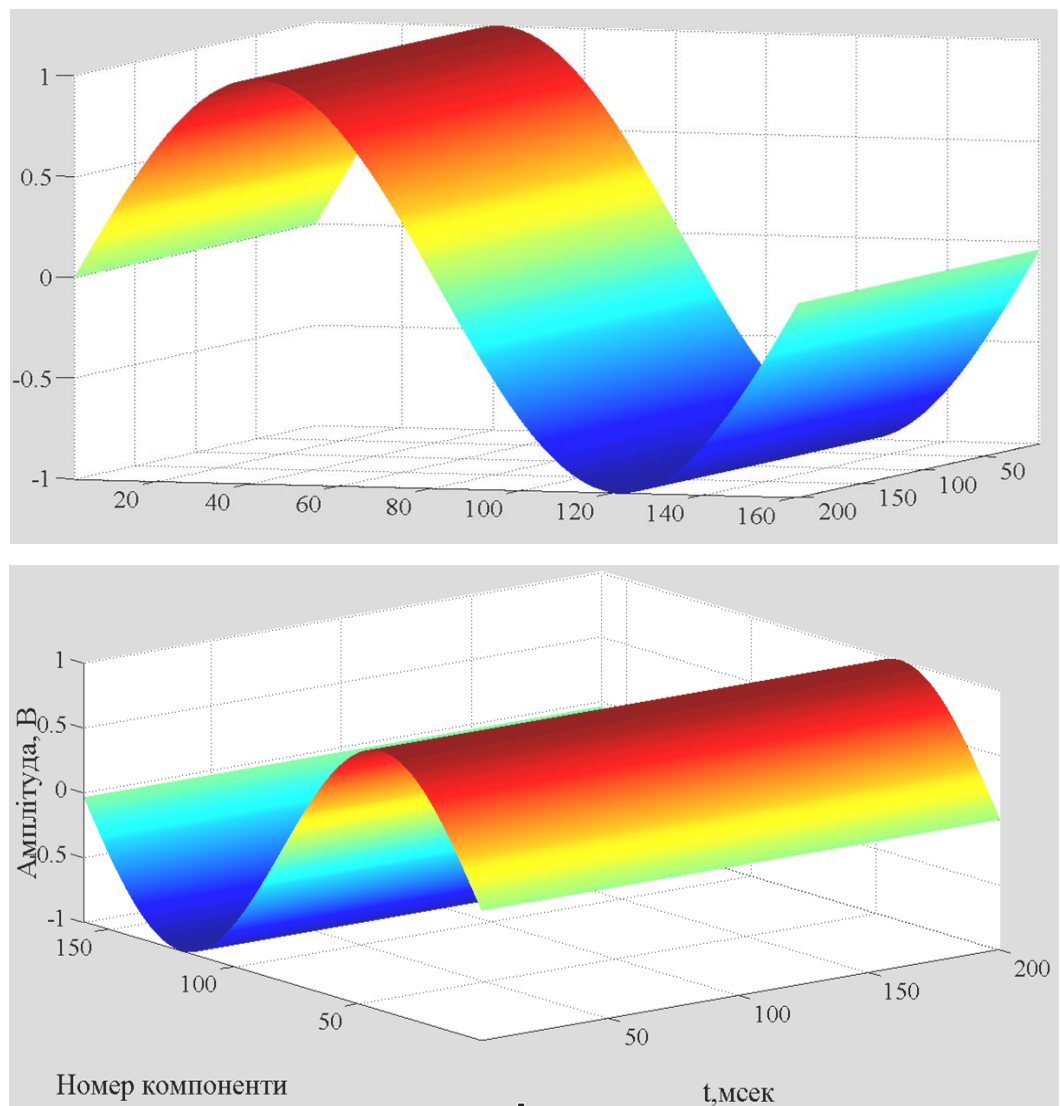


Рис. 4.6. Приклад оцінок стаціонарних компонент, сформованих для згенерованого вище гармонічного сигналу (два вигляди одних і тих же компонент)

Терст програми для генерування гармонічного сигналу та формування стаціонарних компонент наведено в Додатках.

4.3 Опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент

Також проведено опрацювання вибірок з ЕКС пацієнта методом стаціонарних компонент (рис. 4.7).

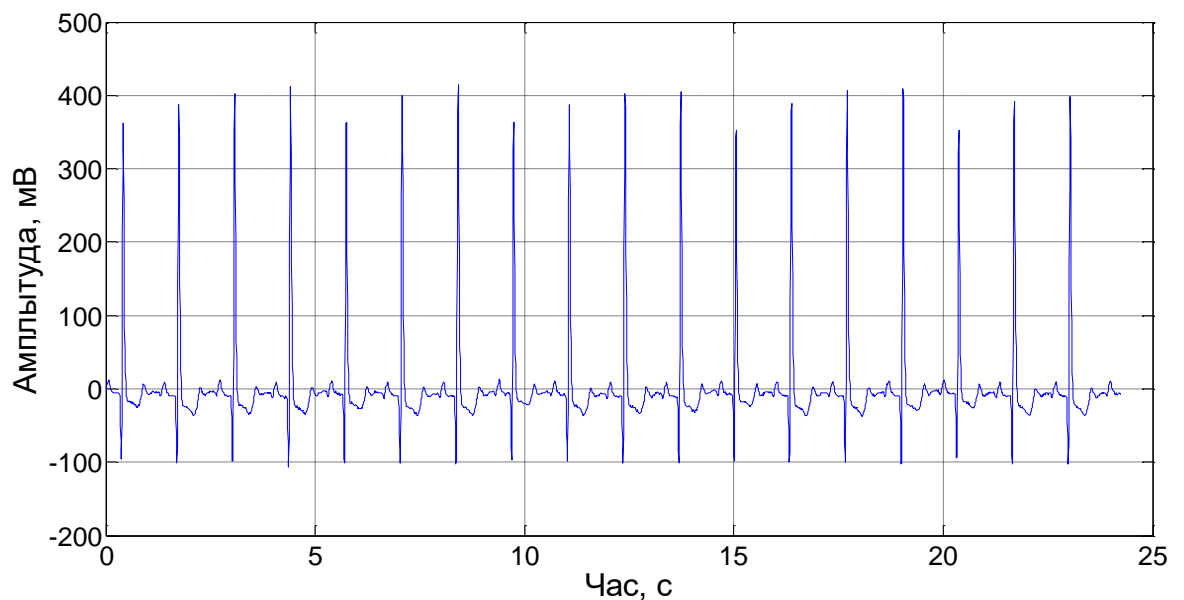
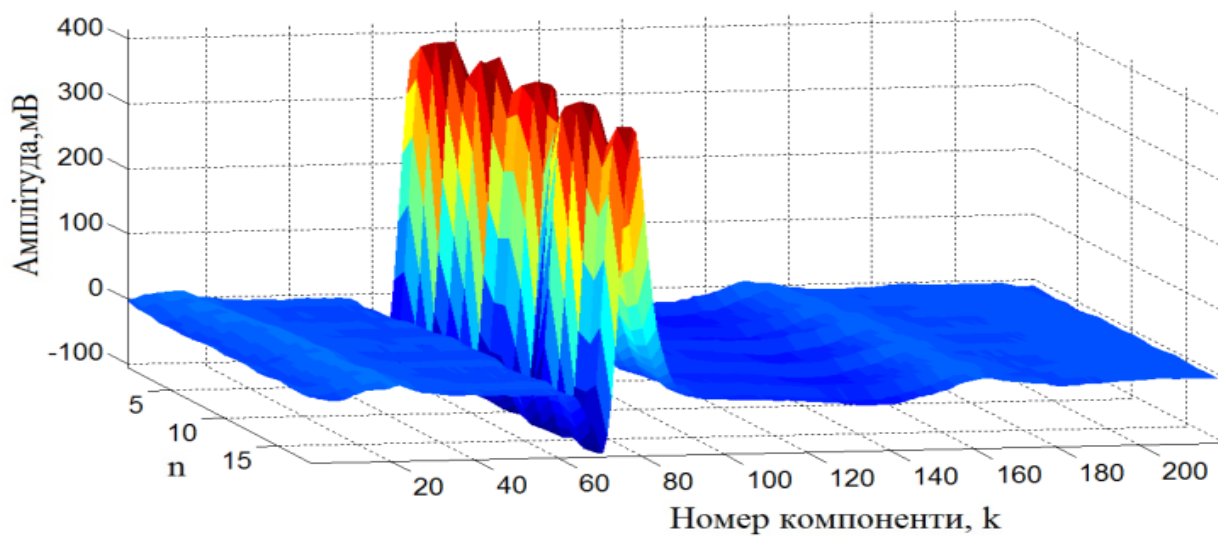
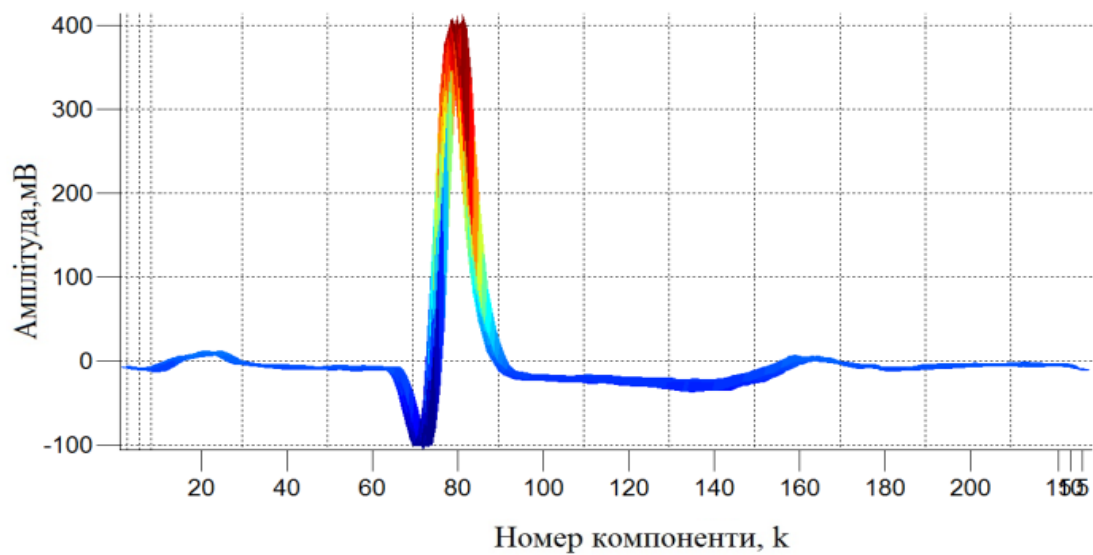


Рис. 4.7. Вибірка з ЕКС

Для вибірки ЕКС (рис. 4.7) сформовано стаціонарні компоненти, що наведені на рис. 4.8. Отримані стаціонарні компоненти нагадують за формою один період ЕКС. Також з рисунка видно зміну амплітудних значень та фазової структури ЕКС.



а)



б)

Рис. 4.8. Стаціонарні компоненти ЕКС (рис. 4.5)

Також було опрацьовано методом стаціонарних компонент ще дві реалізації ЕКС (рис. 4.9-рис. 4.12).

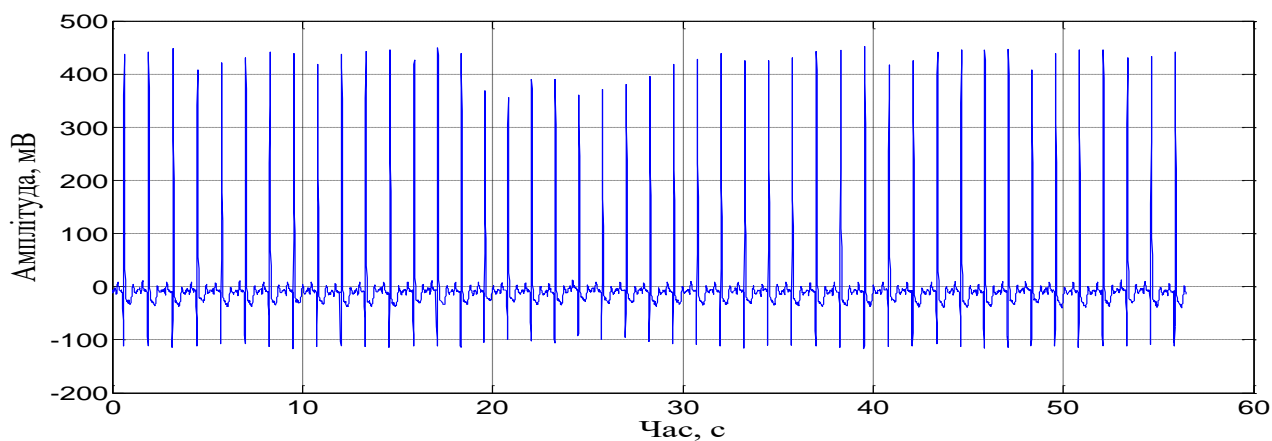


Рис. 4.9. Вибірка з ЕКС при нормі

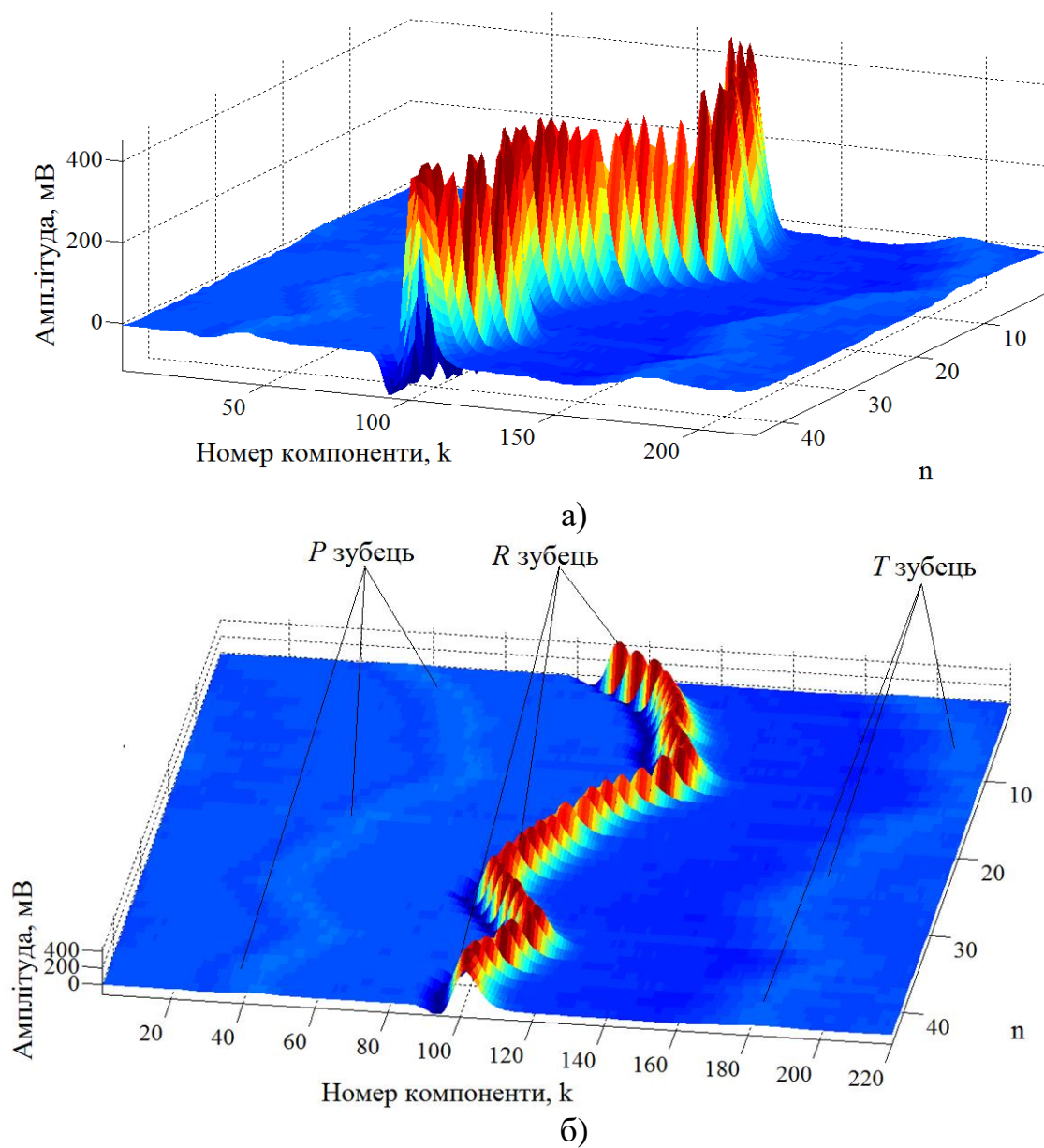


Рис. 4.10. Стаціонарні компоненти для сигналу ЕКС (рис. 4.7)

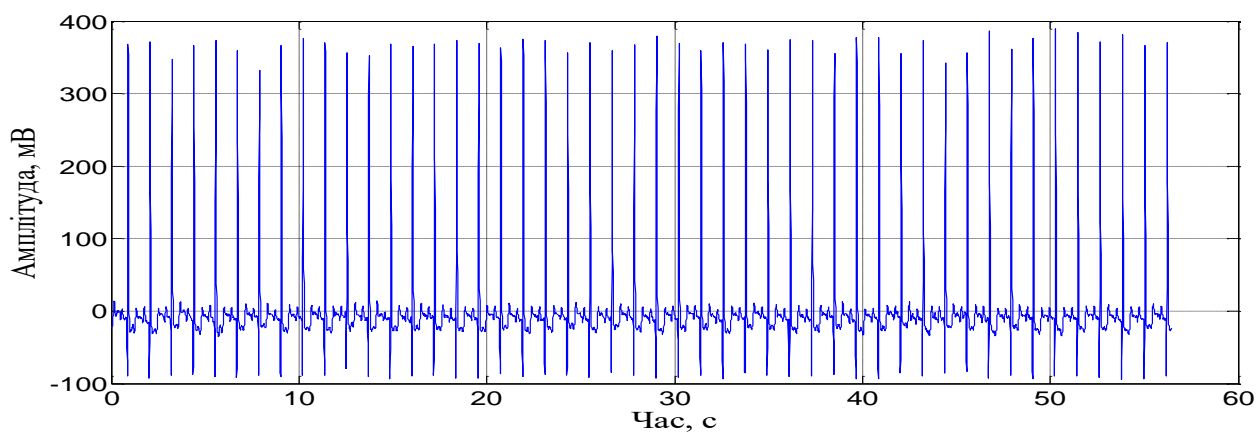


Рис. 4.11. Вибірка з ЕКС в нормі

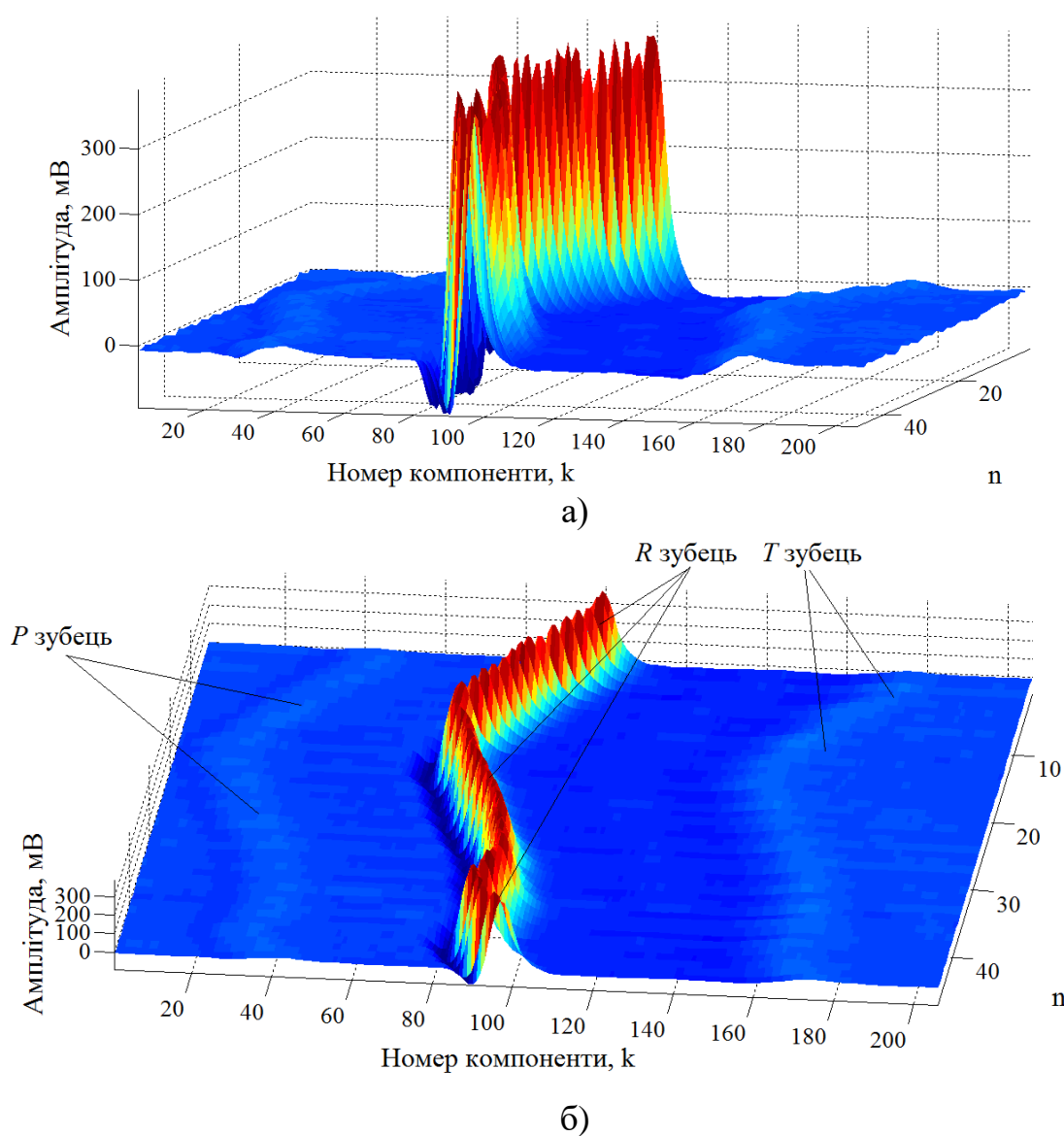


Рис. 4.12. Стаціонарні компоненти для ЕКС (рис. 4.9)

Як було сказано раніше, в стані норми ЕКС може розглядатись як

стаціонарний процес. Однак важко провести оцінювання фазових та амплітудних змін у сигналі в рамках стаціонарної моделі, оскільки сама вона не прив'язана до координати часу. Однак у випадку моделі у вигляді ПКВП при опрацюванні сигналу методом стаціонарних компонент ми отримуємо власне стаціонарні компоненти (рис. 4.8), в структурі яких чітко проявляються амплітудні та фазові зміни реального ЕКС

4.4 Висновки до розділу 4

В розділі розроблено програмну реалізацію методу стаціонарних компонент (алгоритм та програма в середовищі Matlab). Створено тестовий детермінований сигнал та проведено його опрацювання методом стаціонарних компонент. Для верифікації проведено опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент. Результати підтвердили узгодження теоретичних та емпіричних даних.

РОЗДІЛ 5

СПЕЦІАЛЬНА ЧАСТИНА

5.1 Методика проведення медико-біологічних досліджень

Електрокардіографія (скорочено ЕКГ) — метод графічної реєстрації електричних явищ, які виникають у серцевому м'язі під час його діяльності, з поверхні тіла. Криву, яка відображає електричну активність серця, називають електрокардіограмою (ЕКГ). Таким чином, ЕКГ — це запис коливань різниці потенціалів, які виникають у серці під час його збудження.

Електрокардіографія є одним з основних методів дослідження серця і діагностики захворювань серцево-судинної системи. ЕКГ є незамінним у діагностиці порушень ритму і провідності, гіпертрофії, ішемічної хвороби серця. Цей метод дає можливість з великою точністю говорити про локалізацію вогнищевих змін міокарда, їх розповсюдженість, глибину і час появи. ЕКГ дозволяє виявити дистрофічні й склеротичні процеси в міокарді, порушення електролітного обміну, що виникають під впливом різних токсичних речовин. ЕКГ широко використовують для функціонального дослідження серцево-судинної системи. Поєднання електрокардіографічного дослідження з функціональними пробами допомагає виявити приховану коронарну недостатність, перехідні порушення ритму, проводити диференційний діагноз між функціональними та органічними порушеннями роботи серця.

Для отримання якісного запису ЕКГ необхідно дотримуватися деяких правил її реєстрації.

Умови проведення електрокардіографічного дослідження.

ЕКГ реєструють у спеціальному приміщенні, віддаленому від можливих джерел електричних перешкод: електромоторів, фізіотерапевтичних і рентгенівських кабінетів, розподільних електроцитів. Кушетка повинна знаходитися на відстані не менше 1,5-2 м від проводів електромережі. Доцільно екранувати кушетку, підклавши під пацієнта ковдру зі вшитой металевією

сіткою, яка повинна бути заземлена.

Дослідження проводиться після 10-15-хвилинного відпочинку і не раніше ніж через 2 год після їжі. Хворий повинен бути роздягнений до пояса, гомілки також звільнені від одягу.

Запис ЕКГ проводиться звичайно в положенні лежачи на спині, що дозволяє домогтися максимального розслаблення м'язів.

Накладення електродів.

На внутрішню поверхню гомілок і передпліч у нижній їх третини за допомогою гумових стрічок накладають 4 пластинчастих електрода, а на груди встановлюють один або кілька (при багатоканальній записи) грудних електродів, використовуючи гумову грушу-присоску. Для поліпшення якості ЕКГ і зменшення кількості наведених струмів слід забезпечити хороший контакт електродів з шкірою. Для цього необхідно: 1) попередньо знежирити шкіру спиртом у місцях накладання електродів; 2) при значній волосистості шкіри змочити місця накладення електродів мильним розчином; 3) використовувати електродну пасту або рясно змочувати шкіру в місцях накладення електродів 5-10% розчином натрію хлориду.

Підключення проводів до електродів.

До кожного електроду, встановленому на кінцівках або на поверхні грудної клітки, приєднують дріт, що йде від електрокардіографа і маркований певним кольором. Загальноприйнятою є маркування вхідних проводів: права рука - червоний колір; ліва рука - жовтий; ліва нога - зелений, права нога (заземлення пацієнта) - чорний; грудної електрод - білий. При наявності 6-канального електрокардіографа, що дозволяє одночасно зареєструвати ЕКГ у 6 грудних відведеннях, до електрода У1 підключають провід, що має червоне забарвлення на наконечнику; до електрода У2 - жовту, У3 - зелену, У4 - коричневу, У5 - чорну і У6 - синю або фіолетову. Маркування інших проводів така ж, як і в одноканальних електрокардіографів.

Вибір посилення електрокардіографа.

Перш ніж починати запис ЕКГ, на всіх каналах електрокардіографа

необхідно встановити однакове посилення електричного сигналу.

Для цього в кожному електрокардіограф передбачена можливість подачі на гальванометр стандартного калібрувального напруги (1 мВ). Зазвичай посилення кожного каналу підбирається таким чином, щоб напруга 1 мВ викликало відхилення гальванометра та реєструючої системи, рівне 10 мм. Для цього в положенні перемикача відведень «0» регулюють посилення електрокардіографа і реєструють калібрувальний мілівольт.

При необхідності можна змінити посилення: знизити при занадто великій амплітуді зубців ЕКГ (1 мВ=5 мм) або підвищити при малій їх амплітуді (1 мВ=15 або 20 мм).

Запис ЕКГ.

Запис ЕКГ проводять при спокійному диханні, а також на висоті вдиху (у відведенні III). Спочатку записують ЕКГ в стандартних відведеннях (I, II, III), потім у посилених відведеннях від кінцівок (aVR, aVL і aVF) і грудних (V1-V6). У кожному відведенні записують не менше 4 серцевих циклів PQRST. ЕКГ реєструють, як правило, при швидкості руху паперу 50 мм-с-1. Меншу швидкість (25 мм-с-1) використовують при необхідності більш тривалого запису ЕКГ, наприклад для діагностики порушень ритму.

Відразу після закінчення дослідження на паперовій стрічці записують прізвище, ім'я та по батькові пацієнта, рік народження, дату і час дослідження.

Аналіз ЕКГ потрібно починати з перевірки правильності техніки її реєстрації. По-перше, необхідно звернути увагу на наявність різноманітних перешкод, які можуть бути обумовлені навідними струмами, м'язовим тремором, поганим контактом електродів зі шкірою та іншими причинами. Якщо перешкоди значні, ЕКГ слід перезняти.

По-друге, необхідно перевірити амплітуду контрольного мілівольта, яка повинна відповідати 10 мм.

По-третє, слід оцінити швидкість руху паперу під час реєстрації ЕКГ.

При запису ЕКГ зі швидкістю 50 мм * с-1. 1 мм на паперовій стрічці відповідає відрізку часу 0,02 с, 5 мм=0,1 с, 10 мм=0,2 с; 50 мм=1,0 с.

У цьому випадку ширина комплексу QRS зазвичай не перевищує 4-6 мм (0,08=0,12 с), а інтервал Q-T=20 мм (0,4 с).

Щоб уникнути помилок в інтерпритації змін ЕКГ, при аналізі кожної з них слід суворо дотримуватися певної схеми розшифровки, яку потрібно добре запам'ятати.

5.2 Обґрунтування вибору УДК на пряму наукового дослідження

Універсальна десяткова класифікація (УДК) є міжнародною системою класифікації документів. Вона відповідає найістотнішим вимогам до класифікації (міжнародність, універсальність) та надає можливість відобразити новітні досягнення науки й техніки без будь-яких суттєвих змін в її структурі. Такої гнучкості не має жодна з існуючих систем класифікації.

Наявність детально розробленої системи допоміжних таблиць визначників, здатність відображати нові поняття за допомогою розподілу рубрик від загального до конкретного також роблять систему УДК гнучкою. Це дає змогу багатоаспектно розкривати зміст матеріалів за допомогою комбінування індексів. Застосування визначників безмежно розширює можливості класифікації та відкриває нові для детальної класифікації матеріалу.

В основі структури УДК – принцип десяткових дробів. Для позначення рубрик застосовують арабські цифри, зрозумілі в усіх країнах, що робить УДК загальнодоступною міжнародною системою. Десятковий принцип структури дає змогу безмежно розширювати її за допомогою приєднання нових цифрових позначень до існуючих, не змінюючи системи загалом.

Індекси УДК побудовані так, що кожна наступна цифра, що приєднується до індексу, не змінює попереднє значення, а лише уточнює, позначаючи конкретніше поняття.

Отже, тема наукового дослідження включає у своїй структурі дві сторони:

- 1) Медична (серце людини).
- 2) Метод синтезу штучних електрокардіограм для задачі тестування

електрокардіографів

Згідно з класифікатором УДК, медична сторона класифікується наступною послідовністю дій (алгоритмом), при виборі номера:

- 1) УДК 61– Медицина. Охорона здоров'я;
- 2) УДК 612– Фізіологія. Порівняльна фізіологія;
- 3) УДК 612.1 – Кровообіг. кров;
- 4) УДК 612.17 – Серце.

Технічна сторона класифікується наступною послідовністю:

- 1) УДК 51 –Математика;
- 2) УДК 519.6 – Обчислювальна математика, чисельний аналіз і програмування (машинна математика);
- 3) УДК 519.688– Програми та алгоритми для вирішення окремих завдань на обчислювальних машинах.

Отже, загальний УДК за вказаним напрямом наукового дослідження буде мати наступний індекс: УДК 612.17+519.688.

РОЗДІЛ 6

ОБҐРУНТУВАННЯ ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ

6.1 Науково-технічна актуальність науково-дослідної роботи

Наукові дослідження, які є основою наступних стадій інноваційних процесів, класифікують по трьом видам: фундаментальні, пошукові та прикладні.

Фундаментальні дослідження проводять з метою отримання систематизованих даних щодо певної науково-технічної проблеми, виявлення нових закономірностей і принципів розвитку світу, обґрунтування нових понять, створення нових теорій.

Пошукові дослідження розвивають фундаментальні розробки з метою їх практичної використання, тобто вони спрямовані на конкретний науково-технічний результат.

Прикладні наукові дослідження, в свою чергу, базуються на пошукових і проводяться для розробки нових чи удосконалення існуючих технологічних процесів; створення матеріалів з особливими властивостями; принципово нових зразків машин, обладнання, приладів, оснащення, високотехнологічних наукомістких виробництв.

І, нарешті, розробки – технологічні, дослідно-конструкторські, проектні, організаційні роботи, які включають створення техніко-економічної документації для освоєння нововведень (нових технологій, нової продукції та виробництв, споруд, прогресивних методів організації та управління виробництвом) та їх дослідно-експериментального випробування.

Основне завдання економічного обґрунтування – довести, що тема досліджень, яку опрацьовує магістрант, має, перш за все, наукову, технічну, а також економічну, соціальну або екологічну значущість і сприяє тим самим зростанню темпів науково-технічного прогресу в цілому. З цією метою акцентується увага на масштабах виробництва і використання продукції, на

підвищення якості або удосконалення виробництва якої направлена тема магістерської роботи.

У разі, коли дослідження має фундаментальний або фундаментально-пошуковий характер необхідно висвітлити науково-технічне значення даної сфери знань та перспективи, які розкривають дослідження по темі магістерської роботи.

Ця частина економічного розділу повністю формується на основі критичного опрацювання фахових публікацій останніх років, які присвячені питанням, що стосуються теми дослідження. Всі викладки цієї частини повинні спиратись на конкретні кількісні оцінки експлуатаційних та технологічних властивостей матеріалів та виробів, обсягів їх виробництва та використання, режимів технологічних процесів, ринкової вартості виробів та технологічних матеріалів, сировини, енергоресурсів тощо з відповідним посилками в тексті на першоджерела.

Результатом цього розділу має стати чітко сформульована науково-технічна проблема, на вирішення якої повинна бути направлена дана дослідницька робота. Таким чином, сформульована проблема і тема науково-дослідницької роботи повинні знаходитись у логічній єдності між собою.

6.2 Розрахунок витрат на проведення науково-дослідної роботи

Розрахунок усіх витрат організації-виконавця НДР, пов'язаних з виконанням теми, дає можливість встановити її собівартість або кошторисну вартість. Кошторис розробляє виконавець робіт на основі календарного плану проведення досліджень і затверджує замовник або орган, що забезпечує фінансування робіт. Як правило, кошторис складається до початку виконання робіт і тому називається плановим.

Встановлення величини витрат на проведення робіт по темі в розрізі типових статей кошторисної вартості (калькуляції собівартості) НДР наводяться нижче.

6.2.1 Витрати на оплату праці. Витрати за цією статтею включають заробітну плату безпосередніх виконавців теми, а заробітна плата адміністративно-управлінського персоналу, працівників дослідних виробництв включаються в кошторисну вартість теми через статтю «Накладні витрати». Крім цього, слід враховувати, що для тем, які фінансуються за рахунок держбюджету прибуток не планується і тому в дану статтю витрат включається тільки основна заробітна плата (без премій та інших виплат, що здійснюються із прибутку). Витрати на оплату праці розраховують на основі даних про трудомісткість окремих робіт по темі (табл. 1.1) та посадових окладів безпосередніх їх виконавців.

Таблиця 6.1

Трудомісткість робіт по темі НДР

Найменування робіт по темі дослідження	Трудомісткість за виконавцями, людино-днів					
	Провідний науковий співробітник	Старший науковий співробітник	Молодший науковий співробітник	Інженер	Лаборант	Студент
1. Уточнення та конкретизація завдань по темі дослідження	2	2	1	–	–	2
2. Аналіз науково-технічних публікацій з теми	1	2	3	–	–	7
3. Розроблення математичної моделі сигналу	3	3	4	–	–	5
4. Розроблення Компонентного методу опрацювання сигналу	3	3	4	–	–	5
5. Експериментальні дослідження сигналу	2	2	2	2	2	2
6. Формування звіту по НДР	5	7	7	7	7	7
Разом за виконавцями теми	16	20	21	9	9	28

Подальші розрахунки витрат на оплату праці проводиться за алгоритмом, зрозумілим із табл. 6.2.

Середньоденна заробітна плата за категоріями виконавців розраховується шляхом ділення їх посадового місячного окладу на 21,2 (де 21,2 – усереднене число робочих днів за місяць).

Таблиця 6.2

Розрахунок витрат на оплату праці

Посада виконавців теми	Планова трудомісткість, люд-днів	Заробітна плата, грн		
		Посадовий місячний оклад	Середньоденна зарплата	Усього за виконавцями
1.Провідний науковий співробітник	15	4847	228,63	3429,45
2.Старший науковий співробітник	18	3768	177,74	3199,32
3. Молодший науковий співробітник	19	2036	96,04	1824,76
4. Інженер	8	1902	89,72	717,76
5. Лаборант	8	1470	69,34	554,72
6. Студент	10	1470	69,34	693,4
Разом оплата праці з теми				10419,41

6.2.2 Відрахування на соціальні заходи. До цієї статті витрат належать виплати у вигляді єдиного соціального внеску, які здійснює організація – виконавець теми в пенсійний фонд в розмірі 37,26%, що становить 3830,6 грн. від загальних витрат на оплату праці.

Базою вказаного нарахування слугують загальні витрати на оплату праці по темі (табл.6.2).

6.2.3 Обладнання, необхідне для проведення досліджень. В даній статті враховують вартість усіх видів матеріалів, необхідних для проведення НДР, з вирахуванням вартості зворотних відходів.

Тематика дослідницьких робіт, які виконуються на факультеті контрольно-вимірвальних та радіокомп'ютерних систем, передбачає використання, перш за все, комп'ютерної діагностичної системи, комп'ютерів

для опрацювання кардіосигналів сигналів та формування матеріалів звітності, оргтехніки та інші.

Розрахунки зведено за формою у табл.6.3

Таблиця 6.3

Розрахунки витрат на обладнання

Найменування обладнання	Одиниця виміру	Кількість	Ринкова ціна за одиницю, грн	Сума,грн.
1. ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	шт	1	8400	8400
2. Принтер лазерний	шт	1	1800	1800
3. Кабель для підключення до ПК	шт	1	125	125
Загальні витрати на матеріали				10325

6.2.4 Енергоносії для проведення досліджень. На підприємстві електроенергія використовується для освітлення, живлення медобладнання, комп'ютерної техніки та оргтехніки.

$$Z_{cm} = \sum_{i=1}^n P_i \cdot k_i \cdot t_i \cdot C_i, \quad (6.1)$$

де P_i – витрата i -го виду матеріального ресурсу, натуральні одиниці;

C_i - ціна за одиницю i -го виду матеріального ресурсу, грн;

k_i – коефіцієнт використання потужності i -го виду матеріального ресурсу;

t_i – час роботи i -го виду матеріального ресурсу;

i - вид матеріального ресурсу;

n - кількість видів матеріальних ресурсів.

Якщо для проведення НДР використовується електрообладнання, то необхідно розрахувати витрати на електроенергію за формою (6.1), наведеною в таблиці 6.4.

Таблиця 6.4

Витрати на електроенергію

Найменування обладнання	Паспортна потужність, Вт	Коефіцієнт використання потужності	Час роботи обладнання для розробку АІС, год	Ціна електроенергії, Грн/ (кВт/год)	Сума, грн.
ПК (системний блок, монітор, клавіатура, мишка, кабель живлення)	250	0,15	120	1,72	7875
Принтер лазерний	700	0,25	3	1,72	918,75
Лампи розжарювання (освітлення)	150	0,85	15	1,72	3346,88
РАЗОМ витрати на електроенергію					12140,63

6.2.5 Витрати на службові відрядження. Дані витрати складаються із фактичних витрат на службові відрядження штатних працівників, зайнятих виконанням НДР: витрат на проїзд до місця відрядження і назад; витрат на проживання у готелі; добових витрат, які розраховуються на кожний день перебування у відрядженні, враховуючи час перебування в дорозі, та деякі інші.

Під час виконання НДР здійснюються ряд відряджень, які пов'язані із доповідями на конференціях, які наведено у таблиці 6.5.

Таблиця 6.5

Приблизні витрати на службові відрядження

Тип відрядження	Кількість	Приблизна вартість відрядження
Конференція	5	1000
Здача звітів НДР	1	250
Впровадження результатів НДР	3	350
Всього	—	1600

6.2.6. Розроблення планової калькуляції кошторисної вартості теми. Планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі складається на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних (табл.6.6).

Таблиця 6.6

Планова калькуляція кошторисної вартості НДР

Найменування статей витрат	Сума, грн	Обґрунтування
1	2	3
1.Витрати на оплату праці	10419,41	Відповідно до розрахунків
2.Відрахування на соціальні заходи	3830,6	Відповідно до діючих загальнодержавних нормативів
3.Обладнання для проведення досліджень	10325	Відповідно до розрахунків
4.Енергоносії для проведення досліджень	12140,63	Відповідно до розрахунків
5.Витрати на службові відрядження	1600	Відповідно до розрахунків
6.Інші невраховані прямі витрати по темі	3831,56	10% від суми прямих розрахованих витрат по темі
7.Кошторисна вартість теми	42147,2	Сума попередніх статей

Кінцевим результатом науково-дослідницьких робіт є досягнення наукового, науково-технічного, економічного, соціального, екологічного та інших видів ефектів.

Науковий ефект від виконання теми передбачає приріст наукових знань у певній сфері науки, а науково-технічний ефект характеризує можливість використання цих наукових знань в інших наукових напрямках та при розробці принципово нових технічних рішень. Економічний ефект відображає потенціал НДР в досягненні кращого співвідношення результатів виробництва до витрат і має прогнозний характер. Соціальний ефект заводитьься до збільшення числа робочих місць, поліпшення умов праці та побуту, скорочення тривалості робочого тижня, розвитку охорони здоров'я, науки, культури, освіти. Екологічний ефект полягає в поліпшенні стану навколишнього середовища, зменшенні електромагнітного та іонізуючого випромінювання тощо.

6.3. Науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи

Економічна оцінка фундаментальних і пошукових НДР у вартісному вимірі, як правило, неможливо, бо ймовірність доведення результатів таких досліджень до конкретного практичного застосування невелике. Для таких досліджень рекомендується визначати науковий та науково-технічний ефект, який враховує результати наукових досліджень та їх значущість для прискорення науково-технічного прогресу та розвитку національної економіки.

Науковий та науково-технічний ефект рекомендується оцінювати коефіцієнтом науково-технічної ефективності (E_{nm}) за допомогою формули:

$$E_{nm} = \frac{\sum B_i \cdot B_{ij}}{\sum B_i \cdot B_{ij}^{\max}}, \quad (6.2)$$

де B_i – нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності (табл. 6.7);

B_{ij} – середнє значення балу, який виставляється експертами і-му фактору;

B_{ij}^{\max} – максимально можливе значення балу (табл. 6.8);

i – порядковий номер фактору;

j – відповідна характеристика і-го фактора.

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності наведені в табл. 6.7.

Таблиця 6.7

Нормативні значення коефіцієнтів вагомості факторів науково-технічної ефективності

Фактори (i)	Коефіцієнти вагомості (B_i)
1.Новизна очікуваних або одержаних результатів	0,25
2.Глибина наукового опрацювання	0,16
3.Ступінь ймовірності успіху	0,09
4.Перспективність використання результатів	0,25
5.Масштаб можливої реалізації результатів	0,15
6.Завершеність одержаних результатів	0,10
Разом	1,00

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР наведена в табл. 6.8.

Таблиця 6.8

Характеристика факторів науково-технічної ефективності НДР

Фактор наукової та науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Оцінка фактора	
		Якісна	Бальна A_{ij}^{\max}
1	2	3	4
1.Новизна одержаних або передбачуваних результатів	Одержані принципово нові результати, раніше невідомі в науці, розроблена нова теорія, відкрита нова закономірність	Висока	10
	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	Середня	7
	Позитивне вирішення поставлених задач на підставі простих узагальнень, аналіз зв'язків між факторами, розповсюдження відомих наукових принципів на об'єкти	Недостатня	3
2.Глибина наукового опрацювання	Опис окремих елементарних фактів, передача та поширення отриманих раніше результатів, реферативні огляди	Тривіальна	1
	Проведена значна кількість експериментів по нетрадиційним методикам, виконані складні теоретичні розрахунки, підтверджені експериментальними даними	Істотна	10
	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	Середня	6
3.Стіпень ймовірності успіху	Проведена недостатня кількість експериментів, виконані прості теоретичні розрахунки без експериментальної перевірки	Несуттєва	1
	Висока ймовірність повного вирішення поставлених задач НДР	Значна	10
	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	Помірна	6
4.Масштаб використання результатів	Низька ймовірність вирішення поставлених задач, отримання позитивних результатів сумнівне	Незначна	1
	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	Широкий	10
	Результати можуть бути використані в конкретному науковому напрямку при розробці нових технічних рішень, спрямованих на суттєве підвищення продуктивності суспільної праці	Достатньо широкий	8
	Результати будуть використані при проведенні наступних НДР, в конкретній галузі	Достатній	5

Продовження таблиці 6.8

1	2	3	4
5. Ступінь реалізації результатів	Строк впровадження, роки: До 2	Висока	10
	До 4	Середня	7
	До 6	Достатня	4
	Більше 6	Недостатня	2
6. Завершення одержаних результатів	Авторське свідоцтво, стаття в фаховому виданні, методика, інструкція, класифікатор, стандарти, нормативи.	Висока	10
	Технічне завдання на прикладну НДР	Середня	8
	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	Достатня	6
	Огляд, інформаційне повідомлення	Недостатня	3

Кількісна оцінка факторів науково-технічної ефективності НДР здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне. Отримані результати зводять за формою табл. 6.9.

Таблиця 6.9

Результати розрахунків науково-технічної ефективності НДР

Фактори науково-технічної ефективності	Характеристика фактора	Розрахунок B_{ij}			B_{ij}^{\max}
		Експертні оцінки		B_{ij}	
		1	2		
1. Новизна очікуваних або одержаних результатів	Встановлені деякі часткові закономірності, методи, способи, які дозволяють створити принципово нові види техніки	3	3	3	10
2. Глибина наукового опрацювання	Проведена обмежена кількість розрахунків по відомим методикам, виконані теоретичні розрахунки невисокої складності, частково перевірені експериментальними даними	6	6	6	10
3. Ступінь ймовірності успіху	Середня ймовірність вирішення більшості експериментальних або теоретичних задач	6	6	6	10
4. Перспективність використання результатів	Результати можуть бути використані в багатьох наукових напрямках, мають значення для розвитку суміжних наук	10	10	10	10
5. Масштаб можливої реалізації результатів	До 2 років	10	10	10	10
6. Завершеність одержаних результатів	Рекомендації, розгорнутий аналіз, пропозиції	6	6	6	10

Розраховане за формулою 6.2 значення E_{nm} буде відображати рівень наукової та науково-технічної ефективності конкретної теми фундаментального

чи пошукового дослідження:

$$E_{нт} = \frac{0.25 \cdot 3 + 0.16 \cdot 6 + 0.09 \cdot 6 + 10 \cdot 0.25 + 10 \cdot 0.15 + 6 \cdot 0.1}{1 \cdot 10} = 0,685 .$$

Загальну оцінку магістерської НДР можна здійснити, користуючись даними табл. 6.10.

Таблиця 6.10

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності
фундаментальних та пошукових НДР

Загальна оцінка наукової та науково-технічної ефективності		Можливі рекомендації по результатам виконання НДР
Розраховане значення $E_{нт}$	Загальна якісна оцінка ефективності	
0,91-1,00	Відмінно	Оформлення авторського свідоцтва, публікація у фаховому виданні, продовження досліджень по даній тематиці
0,76-0,90	Дуже добре	
0,61-0,75	Добре	Рекомендації можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів
0,36-0,60	Достатня	Переглянути технічне завдання у разі продовження досліджень по даній темі
Менш 0,35	Незадовільна	Здійснити всебічний аналіз отриманих результатів по темі

6.4 Висновки до розділу 6

У розділі на підставі виконаних розрахунків та нормативних даних встановлено, що планова калькуляція вартості проведення досліджень по темі становить 42147,2 грн., а кількісна оцінка науково-технічна ефективність науково-дослідної роботи, яка здійснюється експертним шляхом за десятибальною шкалою і визначається як середньоарифметичне, що складає 0,685 від максимального числа 1, а рекомендації по результатам виконання НДР можуть бути сформульовані після ретельного аналізу отриманих результатів.

РОЗДІЛ 7

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

7.1 Охорона праці

Для проведення дослідження використовується електрокардіограф EKG1201 для відбору електрокардіографічних сигналів від пацієнта для подальшого їх опрацювання. При роботі з електрокардіографом потрібно забезпечити його безпечну експлуатацію. Розглянемо правила техніки безпеки при експлуатації електрокардіографа EKG1201.

При користуванні електрокардіографом EKG1201 необхідно дотримуватись таких основних правил техніки безпеки:

- 1) живлення електрокардіографу відбувається від мережі змінного струму, тому забороняється підключати його до джерела постійного струму;
- 2) для запобігання пожежі не можна залишати електрокардіограф під дощем або в умовах підвищеної вологи;
- 3) не можна ремонтувати та замінювати деталі електрокардіографу самостійно, якщо тільки цей процес не описаний в інструкціях по експлуатації або ремонту;
- 4) не можна вмикати електрокардіограф, якщо він пошкоджений або якісь його частини відсутні чи поломані, а також якщо пошкоджений шнур живлення;
- 5) під час грози та при частих відключеннях напруги в мережі живлення необхідно витягнути вилку шнура живлення від розетки електромережі;
- 6) перед ввімкненням електрокардіографу в електромережу необхідно візуально пересвідчитись про його справність;
- 7) експлуатацію електрокардіографу необхідно проводити згідно рекомендацій по експлуатації.

Технічне обслуговування повинно здійснюватись обслуговуючим персоналом у складі не менше двох осіб. В приміщенні, де розміщений

електрокардіограф ЕКГ1201, повинна бути передбачена можливість відключення напруг живлення на випадок аварії.

Отже, при роботі з електрокардіографом ЕКГ1201 потрібно забезпечити безпечні умови праці при його експлуатації для безпечної роботи обслуговуючого персоналу.

7.2 Безпека в надзвичайних ситуаціях

7.2.1 Порядок дій у разі виникнення надзвичайних ситуацій

Хімічна небезпека.

Аварії (катастрофи) на підприємствах, транспорті та продуктопроводах можуть супроводжуватися викидом (випуском) в атмосферу і на прилеглу територію сильнодіючих отруйних речовин (СДОР), таких як хлор, аміак, синильна кислота, фосген, сірчаний ангідрид та інші. Це являє серйозну небезпеку для населення, заражене повітря уражає органи дихання, а також очі, шкіру та інші органи.

Фактори небезпеки викиду (розливу) хімічно небезпечних речовин: забруднення навколишнього середовища, небезпека для всього живого, що опинилося на забрудненій місцевості (загибель людей, тварин, знищення посівів та ін.), крім того, внаслідок можливого хімічного вибуху виникнення сильних руйнувань на значній території.

Дії у випадку загрози виникнення хімічної небезпеки:

1. Сирени і переривчасті гудки підприємств - це сигнал "Увага всім". Негайно ввімкніть приймач радіотрансляційної мережі або телевізор. Слухайте інформацію про надзвичайну ситуацію та порядок дій.

2. При оголошенні небезпечного стану уникайте паніки.

3. Попередьте сусідів, надайте допомогу інвалідам, дітям та людям похилого віку.

4. Виконайте заходи щодо зменшення проникнення отруйних речовин в квартиру (будинки): щільно закрийте вікна та двері, щілини заклейте.

5. Підготуйте запас питної води: наберіть воду у герметичні ємності, підготуйте найпростіші засоби санітарної обробки (мильний розчин для обробки рук).

6. Дізнайтеся у місцевих органів влади про місце збору мешканців для евакуації та уточніть час її початку. Підготуйтеся: упакуйте у герметичні пакети та складіть у валізу документи, цінності та гроші, предмети першої необхідності, ліки, мінімум білизни та одягу, запас консервованих продуктів на 2-3 доби.

7. Перед виходом з будинку вимкніть джерела електро-, водо- і газопостачання, візьміть підготовлені речі, одягніть засоби захисту.

Дії у випадку раптового виникнення хімічної небезпеки:

1. Уникайте паніки. З одержанням повідомлення (по радіо або іншим засобам оповіщення) про викид (розлив) в атмосферу СДОР та про небезпеку хімічного зараження, виконайте передбачені заходи.

2. Надягніть засоби індивідуального захисту органів дихання та найпростіші засоби захисту шкіри.

3. По можливості негайно залишіть зону хімічного забруднення.

4. Якщо засобів індивідуального захисту немає і вийти із району аварії неможливо, залишайтеся у приміщенні і негайно та надійно герметизуйте приміщення! Зменшить можливість проникнення СДОР (парів, аерозолів) у приміщення: щільно закрийте вікна та двері, димоходи, вентиляційні люки, щілини в рамах вікон та дверей заклейте, вимкніть джерела газо-, електропостачання та загасіть вогонь у печах. Чекайте повідомлень органів влади з питань надзвичайних ситуацій через засоби зв'язку.

5. Знайте, що вражаюча дія конкретної СДОР на людину залежить від її концентрації у повітрі та тривалості, тому якщо немає можливості покинути небезпечну зону, не панікуйте і продовжуйте вживати заходи безпеки.

6. Швидко зберіть необхідні документи, цінності, ліки, продукти, запас питної води та інші необхідні речі у герметичну валізу та підготуйтеся до евакуації.

7. Попередьте сусідів про початок евакуації. Надайте допомогу дітям, інвалідам та людям похилого віку. Вони підлягають евакуації в першу чергу.

8. Залишаючи приміщення (квартиру, будинок) вимкніть джерела електро-, водо- і газопостачання, візьміть підготовлені речі, одягніть засоби захисту.

9. Виходьте із зони хімічного зараження в бік, перпендикулярний напрямку вітру та обходьте тунелі, яри, лощини - в низинах може бути висока концентрація СДОР.

10. При підозрі на ураження СДОР уникайте будь-яких фізичних навантажень, необхідно пити велику кількість рідини (чай, молоко, сік, вода) та звернутися до медичного закладу.

11. Вийшовши із зони зараження, зніміть верхній одяг, ретельно вимийте очі, ніс та рот, по можливості прийміть душ.

12. З прибуттям на нове місце перебування, дізнайтеся у місцевих органів державної влади та місцевого самоврядування адреси організацій, що відповідають за надання допомоги потерпілому населенню.

Надання першої допомоги при ураженні СДОР

В першу чергу негайно захистіть органи дихання від подальшої дії СДОР. Надягніть на потерпілого протигаз або ватно-марлеву пов'язку, попередньо змочивши її водою або 2% розчином питної соди у випадку отруєння хлором, а у разі отруєння аміаком - водою або 5% розчином лимонної кислоти. Винесіть потерпілого із зони зараження та забезпечте йому спокій і тепло.

Радіаційна небезпека.

Факторами небезпеки радіації є: забруднення навколишнього середовища, небезпека для всього живого, що опинилося на забрудненій місцевості (загибель людей, тварин, знищення посівів та ін.), крім того, внаслідок можливого атомного вибуху виникнення сильних руйнувань на значній території.

Дії у випадку загрози виникнення радіаційної небезпеки:

1. При оголошенні небезпечного стану не панікуйте, слухайте повідомлення.

2. Попередьте сусідів, надайте допомогу інвалідам, дітям та людям похилого віку.

3. Дізнайтеся про час та місце збору мешканців для евакуації.

4. Уменшіть проникнення радіаційних речовин в квартиру (будинок): щільно закрийте вікна та двері, щілини заклейте.

5. Підготуйтеся до можливої евакуації: упакуйте у герметичні пакети та складіть у валізу документи, цінності та гроші, предмети першої необхідності, ліки, мінімум білизни та одягу, запас консервованих продуктів на 2-3 доби, питну воду. Підготуйте найпростіші засоби санітарної обробки (мильний розчин).

6. Перед виходом з приміщення від'єднайте всі споживачі електричного струму від електромережі, вимкніть газ та воду.

Дії у випадку раптового виникнення радіаційної небезпеки:

1. З одержанням повідомлення про радіаційну небезпеку негайно укрийтеся в будинку. Стіни дерев'яного будинку послаблюють іонізуюче випромінювання в 2 рази, цегляного - у 10 разів; заглиблені укриття (підвали): з покриттям із дерева у 7 разів, з покриттям із цегли або бетону - у 40-100 разів.

2. Уникайте паніки. Слухайте повідомлення органів влади з питань надзвичайних ситуацій.

3. Уменшіть можливість проникнення радіаційних речовин в приміщення.

4. Проведіть йодну профілактику. Йодистий калій вживати після їжі разом з чаєм, соком або водою 1 раз на день протягом 7 діб: дітям до двох років - по 0,040 г на один прийом; дітям від двох років та дорослим - по 0,125 г на один прийом. Водно-спиртовий розчин йоду приймати після їжі 3 рази на день протягом 7 діб: дітям до двох років - по 1-2 краплі 5% настоянки на 100мл молока або годувальної суміші; дітям від двох років та дорослим - по 3-5 крапель на стакан молока або води. Наносити на поверхню кінцівок рук настоянку йоду у вигляді сітки 1 раз на день протягом 7 діб.

5. Уточніть місце початку евакуації. Попередьте сусідів, допоможіть дітям, інвалідам та людям похилого віку. Вони підлягають евакуації в першу чергу.

6. Швидко зберіть необхідні документи, цінності, ліки, продукти, запас питної води, найпростіші засоби санітарної обробки та інші необхідні вам речі у герметичну валізу.

7. По можливості негайно залишіть зону радіоактивного забруднення.

8. Перед виходом з будинку вимкніть джерела електро-, водо- і газопостачання, візьміть підготовлені речі, одягніть протигаз (респіратор, ватно-марлеву пов'язку), верхній одяг (плащ, пальто, накидка), гумові чоботи.

9. З прибуттям на нове місце перебування, проведіть дезактивацію засобів захисту, одягу, взуття та санітарну обробку шкіри на спеціально обладнаному пункті або ж самостійно (зняти верхній одяг, ставши спиною проти вітру, витрясти його; повісити одяг на перекладину, віником або щіткою змести з нього радіоактивний пил та вимити водою; обробити відкриті ділянки шкіри водою. Для обробки шкіри можна використовувати марлю чи просто рушники.

10. Дізнайтеся у місцевих органів державної влади адреси організацій, що відповідають за надання допомоги потерпілому населенню.

Повінь, паводок.

Фактори небезпеки повеней та паводків: руйнування будинків та будівель, мостів; розмив залізничних та автомобільних шляхів; аварії на інженерних мережах; знищення посівів; жертви серед населення та загибель тварин.

Внаслідок повені, паводку починається просідання будинків та землі, виникають зсуви та обвали.

Дії у випадку загрози виникнення повені, паводка:

1. Уважно слухайте інформацію про надзвичайну ситуацію та інструкції про порядок дій, не користуйтеся без потреби телефоном, щоб він був вільним для зв'язку з вами.

2. Зберігайте спокій, попередьте сусідів, надайте допомогу інвалідам, дітям та людям похилого віку.

3. Дізнайтеся у місцевих органах державної влади та місцевого самоврядування місце збору мешканців для евакуації та готуйтеся до неї.

4. Підготуйте документи, одяг, найбільш необхідні речі, запас продуктів харчування на декілька днів, медикаменти. Складіть все у валізу. Документи зберігайте у водонепроникному пакеті.

5. Від'єднайте всі споживачі електричного струму від електромережі, вимкніть газ.

6. Перенесіть більш цінні речі та продовольство на верхні поверхи або підніміть на верхні полиці.

7. Переженіть худобу на підвищену місцевість.

Пожежа.

Щорічно внаслідок пожеж гине та страждає значна кількість людей. В дим та попіл перетворюються цінності на мільярди гривень.

Якщо виникла пожежа - рахунок часу йде на секунди. Не панікуйте та остерігайтеся: високої температури, задимленості та загазованості, обвалу конструкцій будинків і споруд, вибухів технологічного обладнання і приладів, падіння обгорілих дерев і провалів. Знайте, де знаходяться засоби пожежогасіння, та вмійте ними користуватися.

Заходи щодо рятування потерпілих з будинків, які горять, та під час гасіння пожежі:

1. Перед тим, як увійти в приміщення, що горить, накрийтеся мокрою ковдрою, будь-яким одягом чи щільною тканиною.

2. Відкривайте обережно двері в задимлене приміщення, щоб уникнути посилення пожежі від великого притоку свіжого повітря.

3. В сильно задимленому приміщенні рухайтесь поповзом або пригинаючись.

4. Для захисту від чадного газу необхідно дихати через зволожену тканину.

5. У першу чергу рятуйте дітей, інвалідів та старих людей.
6. Пам'ятайте, що маленькі діти від страху часто ховаються під ліжку, в шафу та забиваються у куток.
7. Виходити із осередку пожежі необхідно в той бік, звідки віє вітер.
8. Побачивши людину, на якій горить одяг, зваліть її на землю та швидко накиньте будь-яку ковдру чи покривало (бажано зволожену) і щільно притисніть до тіла, при необхідності, викличте медичну допомогу.
9. Якщо загорівся ваш одяг, падайте на землю і перевертайтеся, щоб збити полум'я, ні в якому разі не біжіть - це ще більше роздуває вогонь.
10. Під час гасіння пожежі використовуйте вогнегасники, пожежні гідранти, воду, пісок, землю, кошму та інші засоби гасіння вогню.
11. Бензин, гас, органічні масла та розчинники, що загорілися, гасіть тільки за допомогою пристосованих видів вогнегасників, засипайте піском або ґрунтом, а якщо осередок пожежі невеликий, накрийте його азбестовим чи брезентовим покривалом, зволоженою тканиною чи одягом.
12. Якщо горить електричне обладнання або проводка, вимкніть рубильник або електричні пробки, а потім починайте гасити вогонь.

7.2.2 Режим зони надзвичайної екологічної ситуації

Режим зони надзвичайної екологічної ситуації - це особливий правовий режим, який може тимчасово запроваджуватися в окремих місцевостях у разі виникнення надзвичайних екологічних ситуацій і спрямовується для попередження людських і матеріальних витрат, відвернення загрози життю і здоров'ю громадян, а також усунення негативних наслідків надзвичайної екологічної ситуації.

Запровадження відповідного правового режиму передбачає виділення державою (або органами місцевого самоврядування) додаткових фінансових та інших матеріальних ресурсів, достатніх для нормалізації екологічного стану і відшкодування завданих збитків, запровадження спеціального режиму поставок

продукції для державних потреб, реалізації комплексних та цільових програм громадських робіт.

Законодавство про зону надзвичайної екологічної ситуації становлять:

- Закон України від 25 червня 1991 року "Про охорону навколишнього природного середовища";
- від 14 грудня 1999 року "Про аварійно-рятувальні служби";
- від 16 березня 2000 року "Про правовий режим надзвичайного стану";
- від 13 липня 2000 року "Про зону надзвичайної екологічної ситуації";
- а також прийняті відповідно до них нормативно-правові акти.

Підставами для оголошення окремої місцевості зоною надзвичайної екологічної ситуації можуть бути:

- значне перевищення гранично допустимих норм показників якості навколишнього природного середовища, визначених законодавством;
- виникнення реальної загрози життю та здоров'ю великої кількості людей або заподіяння значної матеріальної шкоди юридичним, фізичним особам чи навколишньому природному середовищу внаслідок надмірного забруднення навколишнього природного середовища, руйнівного впливу стихійних сил природи чи інших факторів;
- негативні зміни, які сталися у навколишньому природному середовищі на значній території і які неможливо усунути без застосування надзвичайних заходів з боку держави, або які суттєво обмежують чи виключають можливість проживання населення і провадження господарської діяльності на відповідній території;
- значне збільшення рівня захворюваності населення внаслідок негативних змін у навколишньому природному середовищі. Окрема місцевість України оголошується зоною надзвичайної екологічної ситуації Указом Президента України, затвердженим Верховною Радою України за пропозицією Ради національної безпеки і оборони України або за поданням Кабінету Міністрів України.

В такому Указі Президента України має бути зазначено:

- обставини, що стали причиною та обґрунтуванням необхідності оголошення окремої місцевості зоною надзвичайної екологічної ситуації;
- межі території, на якій вона оголошується;
- заходи щодо організаційного, фінансового та матеріально-технічного забезпечення життєдіяльності населення в такій зоні;
- основні заходи, що запроваджуються для подолання наслідків надзвичайної екологічної ситуації;
- обмеження на певні види діяльності в цій зоні;
- час, з якого окрема місцевість оголошується зоною надзвичайної екологічної ситуації;
- строк, на який ця територія оголошується такою зоною.

За наявності достатніх підстав у межах зони надзвичайної екологічної ситуації може бути введений правовий режим надзвичайного стану в порядку, встановленому відповідним законом із запровадженням додаткових заходів.

Юридичні та фізичні особи, винні у порушенні правового режиму в зоні надзвичайної екологічної ситуації, несуть відповідальність згідно з законами України.

7.2.3 Долікарська допомога при шоку

Травматичний шок — складний патогенний процес, що виникає внаслідок важкої механічної травми, опіку і характеризується порушенням функцій життєво важливих органів та систем організму.

При комбінованих хімічно-радіаційних ушкодженнях, опіках тканин і органів травматичний шок спостерігається у 30% потерпілих.

В генезі травматичного шоку першочергову роль відіграють такі чинники: втрата крові і біль, розлад дихання, порушення процесів метаболізму, інтоксикація організму недоокисненими продуктами обміну речовин внаслідок руйнування тканин.

Чинники, які сприяють розвитку шоку запізніле і неповноцінне надання долікарської допомоги, вторинна травматизація в процесі транспортування в

лікарню, повторна втрата крові, переохолодження або перегрівання, фізично-емоційне перенапруження, стреси, тривале недоїдання та зневоднення організму тощо.

При пораненнях зміни виникають у підкіркових утвореннях великого мозку та в системі периферійного кровообігу (перерозподіл крові, яка забезпечує життєдіяльність органів, передусім серця і мозку). Розвиваються циркулярна гіпотонія, спазм посткапілярних венул (випотіває плазма в позаклітинний простір), набряк і згущення крові. Знижується венозний тиск, слабнуть нирки, печінка, легені, відбувається тромбоутворення, розвиток незворотних змін в органах.

Травма кишечника призводить до інтоксикації організму, ускладнюється стан пораненого, спостерігається розлад дихання і кровообігу. Порушується функція нервової системи. Шок має дві фази: еретильну і торпедну.

Еретильна фаза шоку супроводжується збудженням, надмірною рухливістю. Мова уривчаста, погляд неспокійний, шкірний покрив блідий, іноді виникає гіперемія (різке потовиділення), пульс відхилений від норми — сповільнений або прискорений (100 пульсацій за 1 хвилину). Дихання часте, поверхневе.

Торпідна фаза шоку — фаза пригнічення. Розрізняють 4 ступеня:

I ступінь (легка форма шоку). Це результат ізольованих уражень середньої важкості та втрати 500 — 1000 мл. крові, стан помірного психічного гальмування, блідий шкірний покрив, артеріальний тиск 100 — 95 мм. рт. ст. Прогноз сприятливий.

II ступінь — середня важкість шоку, численні uszkodження тіла, втрата крові до 1000 — 1500 мл, стан важкий, хоч орієнтація і свідомість не втрачені, шкіра бліда, губи ціанотичні, психічна загальмованість, пульс — 110 — 130 пульсацій за 1 хвилину, тиск — 90 — 75 мм рт. ст., нестійкий, прогноз сприятливий при проведенні протишокової терапії.

III ступінь — важкий шок, виникає при важких uszkodженнях грудної клітки, черевної порожнини. Крововтрата — 2000 мл., стан важкий, виражена

психічна загальмованість, іноді ступор. Шкіра бліда, ціанотична, пітніє, слизові оболонки сухі, гіпотермія, гіподинамія, зниження сухожильних рефлексів, розлад у роботі нирок, сечовиділення, пульс — 120-160 пульсацій за 1 хвилину, тиск — 75 мм рт. ст., дихання поверхневе, без протишочкових заходів прогноз несприятливий.

VI ступінь — термітний стан (передагональний, агональний та клінічна смерть) вкрай важкий для потерпілого. Втрата свідомості, шкіра холодна, трупна, ціанотична, вкрита липким холодним потом, зіниці розширені, не реагують на світло, пульс не промацується, крайній ступінь шоку веде до клінічної смерті.

Діагностика шоку ґрунтується на визначенні показників, які характеризують загальний стан потерпілого. Найважливіший показник - рівень артеріального тиску. Чим він нижчий, тим глибший розлад функцій організму, його життєдіяльності. Величина крововтрати - найоб'єктивніший показник ступеня важкості шоку.

Перебіг клінічного шоку залежно від локалізації поранення чи опіку має такі особливості: проникаючі поранення черевної порожнини до 80% спричиняють шок; проникаючі поранення грудної клітки зумовлюють гемоторакс, відкритий пневмоторакс. При пораненнях і ушкодженнях тазу — кровотеча до 2,5 л. При ушкодженнях кінцівок — крововтрата до 2 л., біль, інтоксикація.

Профілактична і долікарська допомога при шоку.

Під час шоку усувають дію травмуючих чинників і чинників розвитку шоку, зупиняють кровотечу, перев'язують рани, усувають загрозу асфіксії; вводять 5-подібну трубку (повітропровід); при порушенні зовнішнього дихання в долікарську допомогу входить очищення порожнини рота і носоглотки, усунення западання язика, відновлення прохідності дихальних шляхів; при пневмотораксі накладається пов'язка; проводиться інгаляція киснем, зупинення зовнішньої кровотечі; вводяться серцево-судинні й аналектичні засоби (виконує

фельдшер); здійснюється фіксація кінцівок. Ввівши повторно знеболювальні засоби, дають гарячий чай та інші напої.

У разі стихійного лиха, аварій, коли має місце масове надходження потерпілих, їх медично сортують.

В першу чергу виділяють поранених з важким ступенем шоку: 1-га, 2-га група — поранені в стані шоку 1 — 2 год., їм надають протишокову допомогу, тоді оперують; до 3-ї групи належать поранені з ознаками шоку, яких можна прооперувати трохи пізніше. В першу чергу зупиняють кровотечу, компенсують крововтрати, потім нормалізують об'єм циркулюючої крові. Гостра крововтрата (50%) веде до смерті.

Кожна велика втрата крові (зниження тиску до 80 — 70 мм рт. ст.) мусить бути негайно компенсована шляхом переливання крові у вени потерпілого (визначають групу крові, резус-фактор донора і реципієнта) можна робити інфузію плазми крові, поліглюкін тощо.

Розрідження крові при введенні кровозамінників сприяє поліпшенню капілярного кровотоку.

Крововтрата організмом до 700 мл. компенсується самостійно, за рахунок інфузії плазми крові, введення сольових багатокомпонентних розчинів. Рівень гемоглобіну має бути 65%.

При кисневому голодуванні організму проводять оксигенотерапію. При зупиненні дихання — штучне дихання «з рота до рота». При порушенні функцій печінки і нирок вводять 500 мл. глюкози 1 раз на добу з інсуліном (1 ОД. інсуліну на 5 г глюкози).

Температура повітря в протишоковій палаті — 20 — 24°C.

Потерпілому дають гарячий чай, каву, нагріте вино, закутують ковдрою.

Синдром тривалого стискання тканин буває внаслідок землетрусів, коли люди опиняються під уламками споруд і будинків. У потерпілих поряд з переломами, опіками, може спостерігатися синдром тривалого стискання тканин, зокрема тканин верхніх і нижніх кінцівок. При розтрощенні і розчавлюванні тканин різко погіршується кровообіг у м'язах, виникають анемія,

гіпонія тканин, інтоксикація, нервово-рефлекторний розлад, спазми капілярів, артерій, гостра серцево-судинна недостатність, набряки. Плазма крові пропотіває в міжклітинний простір (об'єм циркулюючої плазми зменшується на 50%), знижується артеріальний тиск, може настати гостра ниркова недостатність і порушення сечовиділення.

Синдром тривалого стискання тканин характеризується трьома періодами:

1-й — ранній — набряки тканин і гострий розлад гемодинаміки, триває 1—3 доби.

2-й — проміжний період — гостра ниркова недостатність, від 5 діб до 1,5 місяців.

3-й — пізній період — гангрена, флегмони, абсцеси.

Кінцівка потерпілого набрякає, шкіра багряно-синя, іноді пухирі з бурштиново-жовтою рідиною, пульсація послаблена або відсутня, чутливість шкіри знижена або втрачена. Згущення крові. Погіршується загальний стан організму. Холодний піт на шкірі, різкий біль на місці травми, нудота і блювання. Пульс - 100—120 пульсацій за 1 хв., тиск — 60 мм рт. ст. Сеча червоного кольору. Тип клініки торпідної фази травматичного шоку. Наростає загальна інтоксикація організму, спостерігається гостра ниркова недостатність, іноді гангрена кінцівки, абсцеси і флегмони, може виникнути атрофія м'язів. Ускладнюється рухливість суглобів, пошкоджуються нервові стовбури.

Існують 4 ступені прояву синдрому стискання:

I ступінь — дуже важкий — стискання м'яких тканин або кінцівок протягом 6 — 8 год., потерпілі, як правило, гинуть через 2 — 3 доби;

II ступінь — важкий — стискання рук чи ніг протягом 4 — 7 год., потерпілі можуть загинути;

III ступінь — середньої важкості — стискання рук чи ніг до 6 год., лікування до 3 місяців;

IV ступінь — легкий — стискання рук чи ніг до 2 год. Порушення помірні. Прогноз сприятливий.

Перша медична і долікарняна допомога.

Звільнення від стискання є початком клінічного прояву синдрому стискання тканин. Коли дві кінцівки зазнали стискання (компресія) протягом 8 год., при наявності переломів обов'язкова ампутація. Накладається джгут (вище від місця стискання). Вводяться знеболюючі, антигістамічні та серцево-судинні препарати, призначаються антибіотики, проводять правцеве щеплення.

РОЗДІЛ 8

ЕКОЛОГІЯ

8.1 Актуальність охорони навколишнього середовища

В наш час вплив на природу антропогенних факторів різко зріс. Внаслідок цього відновлюваний потенціал природи став меншим, що викликало початок необоротної зміни навколишнього середовища. Зацікавлення наукою про довкілля є результатом поглиблення кризи навколишнього середовища. Криза виникла в результаті діяльності людини. В цих умовах зростає увага до наук, що вивчають довкілля, його структуру і взаємозв'язки.

Взаємодія виробничо-господарських та природних процесів привела до порушення взаємних зв'язків між елементами живої та неживої природи. Високий рівень концентрації промисловості і сільського господарства, непродумана, екологічно необґрунтована господарська діяльність керівних структур привела до того, що Україна стала належати до числа країн неблагополучних в екологічному відношенні. Україна перенасичена хімічними, металургійними, гірничорудними виробництвами із застарілими технологіями. Великої гостроти набула проблема радіоактивних відходів.

8.2 Забруднення довкілля, що виникають в результаті виготовлення електрокардіографів

До забруднень довкілля відносяться:

-Викиди в атмосферу забруднюючих речовин при виконанні базових отворів на платі свердлильними верстатами (виділяється велика кількість пилу, текстоліт і гетинакс виділяє при контакті з розжареним свердлом токсичні речовини).

- Різні енергетичні забруднення: шум, вібрації, електромагнітні поля.

Їх створюють механізми для розкроювання плат (преси, механічні

ножиці, свердлувальні верстати). Шум виникає при механічних коливаннях в твердих, рідких і газоподібних середовищах. Шумом є різні звуки, що заважають нормальній діяльності людини.

- Скиди забруднюючих речовин безпосередньо у водний об'єкт (стічні води).

- Викиди в навколишнє середовище токсичних речовин при паянні або лудженні.

Олов'яно-свинцеві малосурм'яністі припої - металеві сплави, які складаються з олова 61-18 %, сурми до 0,5 %, а решта - свинець. Ці складові залежать від марки припою.

У процесі пайки або лудження цими припоями в повітря робочої зони виділяються токсичні випари свинцю та сурми.

Свинець є однією з небезпечних складових цих припоїв. Він має властивість проникати і накопичуватися в організмі людини при вдиханні забрудненого його випарами повітря, з водою та їжею і практично не виводиться з організму.

Своєю дією на організм людини свинець може призвести до ураження нервової системи, крові, судин і в тяжких випадках - отруєння.

Гранично допустима концентрація аерозольних випарів свинцю у повітрі робочої зони 0,01 мг/м³. Другим небезпечним чинником припоїв є сурма. Вдихання аерозолів сурми спричиняє подразнення органів дихання, травлення, слизових оболонок очей. Може викликати алергічні захворювання шкірного покриву людини. Тривала дія аерозолу сурми на організм людини може спричинити хворобу легенів - антимоноконіоз, не прогресуючий після переривання контакту з аерозолем. Сурма своєю дією на організм людини уражає нервову систему, порушує обмінні процеси.

Гранично допустима концентрація аерозолів сурми в повітрі робочої зони 0,5 мг/м³.

- Викиди в навколишнє середовище шкідливих речовин під час склеювання деталей і вузлів.

Підготовку поверхні елементів до склеювання проводять за допомогою механічної або хімічної обробки. Найбільш часто при склеюванні деталей використовують клеї на основі фенолформальдегідних, кремнійорганічних та епоксидних смол. Фенолформальдегідні смоляні клеї вогнебезпечні, виділяють пари фенолу, формальдегіду, розчинників, пил також токсична (містить фенол); при роботі з клеєм можливе захворювання шкіри рук, подразнення дихальних шляхів, розлад травлення. Гранично допустима концентрація фенолу – $0,3 \text{ мг / м}^3$; формальдегіду - $0,5 \text{ мг / м}^3$.

Кремнійорганічний клей являє собою розчин кремнійорганічних смол в органічних розчинниках, таких як толуол, який є токсичним, діє на кров, кровотворні органи і центральну нервову систему. До цієї групи клеїв відноситься клей КТ-17. Шкідливими є клеї БФ, БФ-2, БФ-4, що складаються з спиртового розчину фенольних і полівінілової смол; термопренового клею; представляє собою натуральний каучук, розчинений у бензині; перхлорвінілової - розчин перхлорвінілової смоли в діхлоритані і багато інших.

При виробництві радіоелектронної апаратури застосовується велика кількість деталей з ізоляційних матеріалів. Деталі виготовляються механічно (різкою), при цьому виділяється велика кількість пилу і продуктів розкладання матеріалів у газоподібній формі. При дії пилу і газів можуть з'явитися профзахворювання. Крім того, при обробці матеріалів можливі механічні травми (порізи, удари).

В результаті виготовлення друкованих плат, корпусів в навколишнє середовище викидається безліч шкідливих речовин.

У процесі зачистки, обдування і шліфування може виділятися багато пилу та інших аерозолів, несприятливо впливають на організм працюючих.

8.3 Заходи щодо зменшення забруднення довкілля

В області захисту навколишнього середовища щодо зменшення забруднення в результаті виготовлення друкованих плат, можна виділити

інженерно – технічний напрям.

Інженерно - технічний напрям – ставить перед виробничо-екологічною безпекою завдання неухильного підвищення ефективності інженерно - технічних заходів по охороні природи: широким впровадженням безвідходних і маловідхідних технологій, комбінованих виробництв, що забезпечують комплексне використання природних ресурсів, сировини і матеріалів. Особлива увага повинна приділятися охороні водних ресурсів, атмосферного повітря, надр, а також розробки засобів їх захисту.

Для усунення шкідливих виділень при роботі з клеями, при виготовленні виробів із пластмаси ділянки механічної обробки необхідно ізолювати від інших ділянок цеху, для видалення пилу безпосередньо із зони дихання, верстати повинні обладнуватися місцевою витяжною вентиляцією на робочому місці.

Місцева витяжна вентиляція здійснюється за допомогою місцевих витяжних зонтів, всмоктуючих панелей, витяжних шаф, бортових відсмоктувачів.

Конструкція місцевої витяжки повинна забезпечити максимальне вловлювання шкідливих виділень при мінімальній кількості вилученого повітря. Крім того, вона не повинна бути громадкою та заважати обслуговуючому персоналу працювати і наглядати за технологічним процесом.

Для очищення стічних вод від хімічних речовин використовується фізико-хімічний метод, який базується на зміні фізичного стану забруднювачів і включає флотаційні, екстракційні, електрохімічні (даний спосіб очистки стічної води має ряд переваг перед іншими: малий об'єм очистки споруд, простота експлуатації внаслідок високої степені автоматизації електрохімічних процесів) методи. Як результат, одержується нетоксичні або менш токсичні сполуки. Розчинні у воді сполуки перетворюються у не-розчинні і легко відокремлюються, кислі й лужні стоки нейтралізуються. Після очистки вода скидається у водойми або каналізацію.

Найбільш ефективними заходами, які попереджують професійні захворювання при пайці, є механізація і автоматизація паяльних робіт, впровадження нових технологічних процесів: лудження методом занурення, виборча пайка і пайка хвилею припою (із застосуванням друкованого монтажу), що дозволяє повністю виключити зіткнення шкіри працюють зі свинцем і флюсами .

Для запобігання забрудненню навколишнього середовища слід направляти зусилля на використання процесів, матеріалів, практичних прийомів або продукції так, щоб уникати, скорочувати або регулювати викиди, скидання, утворення входів, застосовуючи для цього весь арсенал сучасних досягнень: зміни у виробничому процесі, в механізмах управління, ефективне ресурсовикористання і заміну матеріалів, очищення відходів і вторинне використання матеріалів.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

1. Проведено аналіз літературних джерел та обґрунтовано актуальність теми роботи;

2. Проведено аналіз фізичної природи ЕКС та основних його параметрів. Проаналізовано методи опрацювання таких сигналів. Розглянуто подання електрокардіосигналу у вигляді періодично корельованого випадкового процесу та методи його опрацювання.

4. Розглянуто когерентний метод опрацювання електрокардіосигналу. Розроблено процедуру опрацювання такого роду сигналів методом стаціонарних компонент.

5. Розроблено метод оцінювання значення періоду корельованості електрокардіосигналу.

6. Розроблено програмну реалізацію методу стаціонарних компонент (алгоритм та програма в середовищі Matlab). Створено тестовий детермінований сигнал (проведено імітаційне моделювання) та проведено його опрацювання методом стаціонарних компонент. Для верифікації проведено опрацювання електрокардіосигналу методом стаціонарних компонент. Результати підтвердили узгодження теоретичних та емпіричних даних.

Бібліографія

1. Система [Электронный ресурс] / <https://ru.wikipedia.org/wiki/Система>.
2. Биологическая и медицинская кибернетика : Справочник / О.П. Минцер, В.Н. Молотков и др.. – К.:Наукова думка, 1986. – 374 с.
3. Біомедичні сигнали та їх обробка : Навч. посіб. / Абакумов В.Г.,Геранін В.О.,Рибін О.І.,Сватош Й.,Синєкоп Ю.С. – К.: ВЕК, 1997. – 352 с.
4. Чазов Е.И, Болезни сердца и сосудов. – М: Медицина, 1992. – Т2. – 488 с.
5. Кардиомониторы – аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб. Пособие для вузов / под ред. Барановского А. Л., Немирко А. П. – М: Радио и связь, 1993. – 248 с.
6. Математична статистика [Электронный ресурс] https://ru.wikipedia.org/wiki/Математическая_статистика
7. Романов СВ. Принятие решений в медико–биологическом эксперименте. – Л.:ЛЭТИ, 1988. – 60 с.
8. Генкин А.А. Новая информационная технология анализа медицинских данных. – СПб.: Политехника, 1999. – 191 с.
9. Власов Т.Д., Ишемия–реперфузия миокарда: повреждение и адаптация / Власов Т.Д., Нифонтов Е.М., Галагудза М.М. – СПб.: Министерство здравоохранения Российской Федерации, 2003. – 72 с.
10. Красичков А.С. Статистическая модель кардиосигнала для здорового человека // Материалы 60–й НТК НТОРЭС им. А.С. Попова. – СПб. – 2005. – С. 19–20.
11. Красичков А.С. Система тревожной сигнализации для больных ишемической болезнью сердца. Автореферат на соискание ученой степени кандидата технических наук: 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского назначения / А.С. Красичков – СПб: РГБ, 2006. – 24 с.
12. Кардиомониторы – аппаратура непрерывного контроля ЭКГ: Учеб.

Пособие для вузов / под ред. Барановского А. Л., Немирко А. П. – М: Радио и связь, 1993. – 248 с.

13. Аникин В.В., Клинико-функциональные критерии трудоспособности и особенности профессиональной реабилитации больных со стенокардией / Аникин В.В., Гасилин В.С. // Кардиология. – 1990. – N4. – С. 64–68.

14. Остроумова О.Д., Фармакоэкономические аспекты применения бэта-блокаторов при артериальной гипертонии и сердечной недостаточности / Остроумова О.Д., Мамаев В.И., Ихценко К.А., Щорикова Е.Г. // Кардиология. – 2003. – N5. – С.87–96.

15. Красичков А.С., Процесс диагностики и лечения как статистическая задача решения / Красичков А.С., Гусаров Г.В. // Вестник аритмологии. – 2004. – Прил. А. – N.35. – С.222.

16. Л. Шметтерер. Введение в математическую статистику. – М.: Наука, 1976. – 520 с.

17. Э. Леман. Проверка статистических гипотез. – М.: Наука, 1964. – 498с.

18. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. – М.: Медицина, 1999. – 560 с.

19. Д. Морман, Физиология сердечно–сосудистой системы / Д. Морман, Л. Хеллер.. – СПб.: Питер, 2000. – 250 с.

20. Баевский Р.М., Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем / Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В. // Вестник аритмологии – 2001. – N.24. – С.65–86.

21. Бендат Дж. Прикладной анализ случайных данных : пер. с англ. / Дж. Бендат, А. Пирсол. – М. : Мир, 1989. – 540 с. – ISBN 5–03–001071–8.

22. Гихман И.И. Введение в теорию случайных процессов : учеб. пособ. / И.И. Гихман, А.В. Скороход. – Изд. 2–е. – М. : Наука, 1977. – 568 с.

23. Мышкис А.Д. Элементы теории математических моделей. Изд. 3–е, исправленное / А.Д. Мышкис. – М. : КомКнига, 2007. – 192 с. – ISBN 978–5–484–00953–4

24. Баум О.В. Физико–математическая модель генеза

электрокардиограмм / О.В.Баум, Д.Э.Дубровин // Биофизика. – 1971. – Т.16, №5. – С. 898–903.

25. Гротова А.В. Современные методы функциональной диагностики в кардиологии / Д.Д.Зотов, А.В.Гротова – СПб.: Фолиант, 2002. – 119 с.

26. Драган Я.П. Основи сучасної теорії стохастичних сигналів: енергетична концепція, математичний апарат, фізичне тлумачення / Я.П. Драган, Л.С. Сікора, Б.І. Яворський. – Л. : Центр стратегічних досліджень екобіотехнічних систем, 1999. – 133 с. – ISBN 5–7763–1815–7.

27. Ануфриев, И.Е. MATLAB 7. – СПб.: БХВ-Петербург, 2005. – 1104 с.

ДОДАТКИ

Текст програми опрацювання електрокардіосигналу синфазним методом

```

clear all;
x=load('nagr1.txt');
t=(0:(length(x)-1))./117;
figure(1);
plot(t,x);
title('сигнал до центрування');
grid on;
x=x-mean(x);
figure(2);
plot(t,x);
title('сигнал після центрування');
grid on;
a=xcorr(x(1:1000));
figure(3);
plot(a);
title('автокореляція');
grid on;
z=abs(fft(a,117));
w=z(1:300);
figure(4);
plot(w);
title('спектр потужності');
grid on;
[f1,f2]=max(w(100:300));
T=((1/f2)*117);
NT=fix((1/f2)*117);
N=length(x);
kilkNT=fix(N/NT);
NT1=NT-1;
n=NT*(1:kilkNT)-NT1;
for k=1:kilkNT
b(k,:)=x(n(k):n(k)+NT1);
end;
mx=mean(b);
figure(5);
surf(b);
title('математичне сподівання');
grid on;
for k=0:kilkNT-1
xcentr((1:NT1)+k*NT)=x((1:NT1)+k*NT)-mean(x);

```

```
end;
l=1:NT:length(xcentr);
for n=0:NT-1
kompstac(n+1,1:length(l))=xcentr(l);
end;
figure(6);
surf(kompstac);
figure(12);
plot(kompstac);
shading interp;
axis tight;
title('стаціонарні компоненти');
xlabel('t,мсек');
ylabel('Номер компоненти');
grid on;
% corelaciua vid stac komponent
n=size(kompstac,2);
for k=1:NT
corkomp(k,:)=corPKVP(kompstac(k,:));
end;
figure(7);
surf(corkomp);
shading interp;
axis tight;
title('кореляційні функції');
xlabel('Зсув, u');
ylabel('номер компоненти, k');
grid on;
```

Терст програми для генерування гармонічного сигналу та формування
стаціонарних компонент

```

clear all;
Fs=10000;           частота дискретизації
t=0:1/Fs:1;        дискретний час
x=sin(2*pi*t*200); генерування гармонічного сигналу
t=(0:(length(x)-1))./10000;
figure(1);
plot(t,x);
grid on;

NT=50;             задання значення періоду корельованості

N=length(x);
kilkNT=fix(N/NT);
NT1=NT-1;
n=NT*(1:kilkNT)-NT1;

for k=0:kilkNT-1
xcentr((1:NT)+k*NT)=x((1:NT)+k*NT)-mean(x);
end;
l=1:NT:length(xcentr);
for n=0:NT-1
kompstac(n+1,1:length(l))=xcentr(l+n);
end;
figure(4);
surf(kompstac);
shading interp;
axis tight;
title('стаціонарні компоненти');
xlabel('t,мсек');
ylabel('Номер компоненти');
grid on;

```

Текст програми методу опрацювання ЕКС

```

clear all;
x=load('D:\EKG_signal\marhivka\signal0_000170.txt');
t=(0:(length(x)-1))./165;
N=length(x);
NT=219;
kilkNT=fix(N/NT);
NT1=NT-1;
n=NT*(1:kilkNT)-NT1;
for k=1:kilkNT
b(k,:)=x(n(k):n(k)+NT1);
end;
mx=mean(b);
figure(5);
plot(mx);
title('математичне сподівання');
grid on;
for k=0:kilkNT-1
xcentr((1:NT)+k*NT)=x((1:NT)+k*NT)-mean(x);
end;
l=1:NT:length(xcentr);
for n=0:NT-1
kompstac(n+1,1:length(l))=xcentr(l+n);
end;
figure(6);
surf(kompstac);
shading interp;
axis tight;
title('стаціонарні компоненти');
xlabel('t,мсек');
ylabel('Номер компоненти');
grid on;

% corelaciua vid stac komponent
n=size(kompstac,2);
for k=1:NT
corkomp(k,:)=corPKVP(kompstac(k,:));
end;
figure(7);
surf(corkomp);
shading interp;

```

```
axis tight;
title('кореляційні компоненти');
xlabel('Зсув, u');
ylabel('номер компоненти, k');
grid on;
%peretvorennya fyr'e vid corkomp
for k=1:NT
Bk(k,:)=abs(fft(corkomp(k,:)));
end;
figure(8);
surf(Bk);
shading interp;
axis tight;
title('спектральні компоненти');
xlabel('Номер частоти, n');
ylabel('номер компоненти, k');
grid on;
figure(10);
m=mean(Bk');
plot(m);
axis tight;
title('усереднення по часових зсувах');
grid on;
```

Текст програми пошуку періоду корельованості ЕКС

```
clear all;
x=load('D:\EKG_signal\marhivka\signal0_000170.txt');
t=(0:(length(x)-1))./165;
figure(1)
plot(t,x);
h=xcorr(x);
figure(2);
plot(h);
grid on
h1=9950;
h2=10200;
h3=10400;
w1=h(h1:h2);
figure(3);
plot(w1);
grid on;
[f1,f2]=max(h(h1:h2));
t1=h1+f2
w2=h(h2:h3);
figure(4);
plot(w2);
grid on;
[f3,f4]=max(h(h2:h3));
t2=h2+f4
T=t2-t1
```

УДК 319.216:612.172.1

В. Косик

(Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя)

ОПРАЦЮВАННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ МЕТОДОМ СТАЦІОНАРНИХ КОМПОНЕНТ

Основним джерелом інформації про стан та роботу серцево-судинної системи людини є метод електрокардіографії, що полягає в реєстрації на поверхні тіла пацієнта електричних сигналів, які є результатом роботи серцевого м'язу [1]. В основі цього методу лежить реєстрація та аналіз так званого електрокардіосигналу (ЕКС), в структурі якого міститься інформація про протікання процесів деполяризації та реполяризації шлуночків і передсердь. Метод електрокардіографії застосовується для діагностування великої кількості різного роду захворювань та порушень у роботі серця (патологічних станів). Якість інформації, яка отримується в результаті опрацювання ЕКС, визначається обґрунтованістю і адекватністю методів опрацювання таких сигналів їх фізичній природі та поставленій задачі.

Відповідно до проведеного аналізу параметрів та характеристик ЕКС [1] встановлено, що таким сигналам притаманна певна коливна структура. Зокрема подібного типу сигнали можна віднести до періодичних, циклічних чи ритмічних біосигналів. Перший тип подання використовується в основному для задач імітаційного моделювання – розроблення тестових сигналів для перевірки методів опрацювання цих сигналів автоматизованими діагностичними комплексами. Для проведення діагностування застосовується подання біосигналів як ритмічних чи циклічних процесів, а розпізнавання патологічних станів проводиться шляхом оцінювання змін у коливній структурі біосигналів, оскільки такі зміни свідчать про порушення роботи тих відділів відповідних фізіологічних систем, які генерують сигнали збудження основних ритмів в сигналах. В сучасних медичних кардіодіагностичних системах для отримання діагностичної інформації з ЕКС застосовуються в основному методи гармонічного та спектрально-кореляційного аналізу, що ґрунтуються на поданні такого роду сигналів у вигляді суміші періодичного процесу та стаціонарного випадкового процесу. Однак, такі методи опрацювання мають обмежені можливості щодо оцінювання змін у часово-фазовій структурі ЕКС, що є важливим для виявлення часових моментів появи змін у роботі структурних елементів серця. Іншим підходом до розроблення методів опрацювання ЕКС є віднесення його до групи сигналів із скінченною середньою потужністю, зокрема – класу періодично корельованих випадкових процесів, із наступним застосуванням синфазного, компонентного чи фільтрового методів його опрацювання [2]. Такі методи є адекватними фізичній природі ЕКС та мають засоби оцінювання змін у часово-фазовій структурі, однак відрізняються складністю та тривалістю опрацювання.

В роботі проводиться обґрунтування етапів опрацювання ЕКС методом стаціонарних компонент, який визначається математично. моделлю ЕКС у вигляді періодично корельованого випадкового процесу, та можливостей цього методу по відношенню до задачі оцінювання змін у часово-фазовій структурі таких сигналів.

Література

1. Біомедичні сигнали та їх обробка : Навч. посіб. / Абакумов В.Г., Геранін В.О., Рибін О.І., Сватош Й., Синєкоп Ю.С. – К.: ВЕК, 1997. – 352 с.
2. Драган Я.П. Основи сучасної теорії стохастичних сигналів: енергетична концепція, математичний апарат, фізичне тлумачення / Я.П. Драган, Л.С. Сікора, Б.І. Яворський. – Л. : Центр стратегічних досліджень екобіотехнічних систем, 1999. – 133 с.