

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
“КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ”

Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько

**ЦИФРОВА ОБРОБКА НИЗЬКОАМПЛІТУДНИХ
КОМПОНЕНТ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ**

*Рекомендовано Вченою радою факультету електроніки НТУУ “КПІ” як
навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів, які навчаються
за спеціальністю “Фізична та біомедична електроніка”*

Київ
НТУУ “КПІ”
2014

УДК 621.391:004.93:616.12-073.97(075.8)621.38:61(0.75.8)

ББК _____

*Гриф надано Вченою радою факультету електроніки НТУУ “КПІ”
(протокол № 06/14 від 23.06.2014 р.)*

*Затверджено на засіданні
кафедри фізичної та біомедичної електроніки
(протокол № 23 від 11.06.2014 р.)*

Рецензент:

*О.С. Коваленко, доктор медичних наук, професор,
Міжнародний науково-навчальний центр
інформаційних технологій та систем НАН України*

Відповідальний редактор:

*В.І. Тимофєєв, доктор технічних наук, професор,
Національний технічний університет України “КПІ”*

Іванушкіна Н.Г.

Цифрова обробка низькоамплітудних компонент
електрокардіосигналів: Навч. посіб./ Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько. —
К.: НТУУ “КПІ”, 2014. — 182 с.

ISBN _____

Посібник присвячено розробці і дослідженню методів та засобів для неінвазивного виявлення тонких проявів електричної активності серця. Особлива увага приділена вдосконаленню інформаційно-алгоритмічного забезпечення систем електрокардіографії високого розрізнення для ранньої діагностики електричної нестабільності міокарда, а також для оцінювання функціонального стану плоду під час обстеження вагітних.

Теоретичні засади супроводжуються прикладами реалізації розглянутих алгоритмів за допомогою системи MATLAB.

Для студентів вищих навчальних закладів, аспірантів, спеціалістів у галузі біомедичної електроніки та медичних працівників.

УДК 621.391:004.93:616.12-073.97(075.8)621.38:61(0.75.8)

ББК _____

ISBN _____

© Н.Г. Іванушкіна,
К.О. Іванько, 2014

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	7
ВСТУП. ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЯ ВИСОКОГО РОЗРІЗНЕННЯ – НОВІ ДІАГНОСТИЧНІ МОЖЛИВОСТІ.....	8
ЧАСТИНА I. РАННЯ НЕІНВАЗИВНА ДІАГНОСТИКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ НЕСТАБІЛЬНОСТІ МІОКАРДА.....	12
1 ЗАСАДИ РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ НЕСТАБІЛЬНОСТІ МІОКАРДА З ВИКОРИСТАННЯМ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ ВИСОКОГО РОЗРІЗНЕННЯ.....	12
1.1 Анатомія та електрофізіологія провідної системи серця.....	12
1.2 Передсердні аритмії та механізми їх виникнення	15
1.3 Циркуляція хвилі збудження в міокарді за механізмом <i>re-entry</i>	17
1.4 Низькоамплітудні компоненти ЕКГ.....	19
1.5 Пізні потенціали передсердь як маркери потенційно небезпечних аритмій.....	21
1.6 Особливості виявлення пізніх потенціалів передсердь в системах ЕКГ ВР.....	22
2 МОДЕЛЮВАННЯ МЕХАНІЗМІВ ВИНИКНЕННЯ ЦИРКУЛЯЦІЇ ІМПУЛЬСУ ЗБУДЖЕННЯ В МІОКАРДІ.....	36
2.1 Структурна і параметрична ідентифікація моделі петлі <i>re-entry</i>	36
2.2 Результати модельного експерименту: патерни розповсюдження потенціалу дії вздовж петлі <i>re-entry</i>	43
2.3 Моделювання пізніх потенціалів передсердь у складі ЕКГ.....	50

3	МЕТОДИ АНАЛІЗУ ТОНКОЇ СТРУКТУРИ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ..	54
3.1	Особливості вейвлет-аналізу електрокардіосигналів.....	54
3.1.1	Неперервний вейвлет-аналіз електрокардіосигналів.....	55
3.1.2	Застосування неперервного вейвлет-аналізу до виявлення пізніх потенціалів передсердь у складі ЕКГ	60
3.1.3	Побудова материнської вейвлет-функції для неперервного вейвлет-перетворення, яка адаптована до виявлення пізніх потенціалів передсердь у складі ЕКГ	62
3.1.4	Багаторівневий дискретний вейвлет-розклад електрокардіосигналу.....	73
3.2	Власні підпростори електрокардіосигналів.....	75
3.2.1	Аналіз ЕКГ на основі методу власних підпросторів.....	76
3.2.2	Застосування методу власних векторів до виявлення пізніх потенціалів передсердь у складі ЕКГ	79
3.3	Комплексний метод аналізу тонкої структури ЕКГ для виявлення пізніх потенціалів передсердь на основі створення власних підпросторів вейвлет-образів електрокардіосигналів.....	82
4	РОЗПІЗНАВАННЯ ОБРАЗІВ НИЗЬКОАМПЛІТУДНИХ КОМПОНЕНТ У СКЛАДІ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ	93
4.1	Засади розпізнавання образів низькоамплітудних компонент у складі ЕКГ	93
4.2	Розпізнавання образів пізніх потенціалів передсердь на основі багаторівневого дискретного вейвлет-розкладу електрокардіосигналу.....	95
4.3	Розпізнавання образів пізніх потенціалів передсердь на основі комплексного методу аналізу тонкої структури електрокардіосигналу.....	104

4.4	Класифікація образів електрокардіосигналів за допомогою дискримінантної функції.....	113
5 ІНФОРМАЦІЙНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПІДСИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ НЕСТАБІЛЬНОСТІ МІОКАРДА У СКЛАДІ СИСТЕМИ ЕКГ ВР.....		
5.1	Підсистема діагностики електричної нестабільності міокарда у складі системи ЕКГ ВР.....	119
5.2	Автоматизоване розпізнавання образів пізніх потенціалів передсердь у складі електрокардіосигналу.....	125
5.3	Дослідження підсистеми діагностики.....	127
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....		
132		
ЧАСТИНА ІІ. ОЦІНЮВАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ПЛОДУ З ВИКОРИСТАННЯМ ЕКГ ВР.....		
148		
1 ЗАСАДИ НЕІНВАЗИВНОЇ ДІАГНОСТИКИ СТАНУ ПЛОДУ З ВИКОРИСТАННЯМ ЕКГ ВР.....		
148		
1.1	Особливості анатомії та електрофізіології серця плоду.....	148
1.2	Діагностика гіпоксії плоду	151
1.3	Особливості абдомінальної реєстрації суміші материнської та фетальної електрокардіограм.....	154
2 МЕТОДИ ВИЯВЛЕННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ ПЛОДУ З АБДОМІНАЛЬНИХ СИГНАЛІВ МАТЕРІ.....		
156		
2.1	Задача виділення ЕКГ плоду з абдомінального сигналу вагітної жінки...	156
2.2	Моделювання фетальної ЕКГ.....	158
2.3	Вейвлет-аналіз абдомінальних електрокардіосигналів.....	161

2.4 ІСА аналіз абдомінальних електрокардіосигналів.....	168
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	178
ВИСНОВКИ.....	182

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- АВ – атриовентрикулярний (вузол)
- АЦП – аналого-цифровий перетворювач
- ДВР – дискретний вейвлет-розклад
- ДПФ – дискретне перетворення Фур'є
- ММ – модель мембрани
- НВП – неперервне вейвлет-перетворення
- ПД – потенціал дії
- ППШ – пізні потенціали шлуночків
- ППП – пізні потенціали передсердь
- РПШ – ранні потенціали шлуночків
- РПП – ранні потенціали передсердь
- СА – синоатріальний (вузол)
- СУ – сигнал-усереднена (електрокардіограма)
- МП – мерехтіння передсердь
- ФП – фібриляція передсердь
- ШПФ – швидке перетворення Фур'є
- ЕКГ – електрокардіограма
- ЕКГ ВР – електрокардіографія високого розрізнення
- МЕКГ – материнська електрокардіограма
- ФЕКГ – фетальна електрокардіограма

ВСТУП

ЕЛЕКТРОКАРДИОГРАФІЯ ВИСОКОГО РОЗРІЗНЕННЯ – НОВІ ДІАГНОСТИЧНІ МОЖЛИВОСТІ

Розвиток засобів цифрової обробки біомедичних сигналів і впровадження інформаційних технологій в медичну практику створюють умови для вдосконалення діагностичних методів в кардіології [1]. Використання спеціальних технічних засобів реєстрації електрокардіограми (ЕКГ) та методів цифрової обробки сигналів дозволяє виділити з електрокардіосигналів інформацію, яку неможливо отримати шляхом аналізу стандартної електрокардіограми.

Класичним застосуванням систем електрокардіографії високого розрізнення (ЕКГ ВР) є неінвазивне виявлення маркерів електричної нестабільності міокарда з метою прогнозування порушень ритму серця. Вважається, що перші ознаки електричної нестабільності серця відображають виснаження регуляторних систем на рівні окремих клітин міокарда. Зміни енергетичних та метаболічних процесів, що виникають при погіршенні електричної стабільності міокарда на клітинному і субклітинному рівні, а також мікроструктурні порушення, неможливо виявити за допомогою традиційних клініко-фізіологічних методик функціональної діагностики. Ці зміни на першому етапі захворювання частіше за все не проявляються клінічно. Розробка методів виявлення ранніх ознак порушень роботи серця дозволить не тільки прогнозувати розвиток захворювання, але й шляхом своєчасного лікування допоможе запобігти патологічному перебігу процесів.

До задач дослідження тонкої структури ЕКГ належить виявлення порушення електричної гомогенності міокарда на основі реєстрації та аналізу ранніх та пізніх потенціалів передсердь і шлуночків (РПП, ППП, РПШ, ППШ) системами електрокардіографії високого розрізнення (ЕКГ ВР) [2-6]. Наявність

РПП, ППП, РПШ, ППШ пов'язують з підвищеною вірогідністю розвитку небезпечних порушень ритму серця.

Особливо складним є дослідження пізніх потенціалів передсердь (ППП), які спостерігаються у вигляді високочастотних мікросплесків наприкінці зубця *P* та мають амплітуду, близьку до амплітуди шумових складових кардіосигналу. Амплітуда ППП є значно меншою порівняно з амплітудою пізніх потенціалів шлуночків (ППШ), до того ж можливе часове перекриття і збіг частотних діапазонів ППП і потенціалів пучка Гіса. ППП відображають наявність уповільненої фрагментованої деполяризації передсердь і є маркерами електрофізіологічних порушень міокарда, що призводять до таких надшлуночкових аритмій як фібриляція передсердь і пароксизмальна передсердна тахікардія [2].

Виявлення ППП може ґрунтуватися на застосуванні широкого класу алгоритмів – від загальноприйнятого аналізу у часовій і частотній областях до складних процедур розпізнавання образів [6]. Проте, на даному етапі широке застосування в клінічній практиці багатьох підходів до аналізу ППП обмежене через неоднозначність медичної інтерпретації отриманих результатів і вимагає додаткових клінічних досліджень. Удосконалення методів обробки низькоамплітудних складових біоелектричних сигналів серця дозволить діагностувати порушення в роботі серця на тій стадії, коли класичні методи ще не показують відхилень від норми. Тому задача розробки теоретично обґрунтованих методів і алгоритмів для своєчасного прогнозування розвитку потенційно небезпечних передсердних аритмій є дуже актуальною з огляду на значне поширення серцево-судинних захворювань та їх суттєвий внесок у структуру смертності та інвалідності соціально активних груп населення.

Перша частина книги присвячена вдосконаленню методів та засобів автоматизованого виявлення маркерів електричної нестабільності серця у системах ЕКГ ВР. В ній розглянуто електрофізіологічні механізми, що призводять до виникнення передсердних тахіаритмій, а також особливості

пізніх потенціалів передсердь як неінвазивних маркерів анатомо-електрофізіологічного субстрату аритмогенезу в міокарді передсердь.

Проведено огляд існуючих методів виявлення ППП: аналізу у часовій і спектральній областях, спектрально-часового картування. Підкреслено недосконалість стандартних підходів до виявлення ППП та обґрунтовано необхідність вдосконалення методів обробки електрокардіосигналів з метою отримання додаткових ознак патологічних процесів на ранніх стадіях захворювання. Один з розділів першої частини присвячено методам комп'ютерного моделювання для знаходження розподілу мембранного потенціалу при циркуляції імпульсу збудження в міокарді за механізмом *re-entry*. Пропонуються підходи до побудови моделей ППП, які дозволяють враховувати різний прояв потенціалів сповільненої деполяризації на ЕКГ. Також розглядаються методи цифрової обробки сигналів, вейвлет-перетворення, розкладу в базисі власних векторів для обробки та аналізу електрокардіосигналів; методи розпізнавання образів для виявлення ППП у складі ЕКГ. Пропонується новий комплексний метод аналізу електрокардіосигналів, особливістю якого є створення власних підпросторів вейвлет-образів ЕКГ, що дозволяє розширити можливості ранньої неінвазивної діагностики в кардіології шляхом дослідження тонкої структури ЕКГ з метою виявлення пізніх потенціалів передсердь – маркерів розвитку передсердних тахіаритмій.

Іншим прикладом задачі дослідження тонкої структури ЕКГ є неінвазивне виявлення та аналіз електрокардіосигналів плоду у складі абдомінальних електрокардіосигналів матері. Незважаючи на значні досягнення в області клінічної електрокардіографії дорослих, цей напрямок все ще знаходиться в початковому стані свого розвитку. Це обумовлено відсутністю необхідної бази даних фетальних ЕКГ у нормі та з наявністю вад, низькою амплітудою ЕКГ плоду в порівнянні з високоамплітудним сигналом ЕКГ матері, наявністю шумових складових у абдомінальному сигналі.

Друга частина книги присвячена оцінюванню функціонального стану плоду з використанням електрокардіографії високого розрізнення. У цій частині розглянуто основи генезису фетальних ЕКГ, особливості абдомінальної реєстрації суміші материнської та фетальної електрокардіограми, а також методи виявлення та аналізу фетальних електрокардіосигналів. З метою ефективного виділення фетальної ЕКГ на фоні ЕКГ матері розглянуто та застосовано сучасні технології “сліпого розділення джерел”: метод аналізу головних компонент та метод аналізу незалежних компонент. Особлива увага при цьому приділяється вейвлет-перетворенню, що дозволяє проводити попередню обробку абдомінальних електрокардіосигналів з метою усунення шумів, а також виділяти ЕКГ плоду з суміші материнської та фетальної ЕКГ.

У посібнику наведено результати досліджень з модельними електрокардіосигналами та реальними ЕКГ, що отримані за допомогою експериментального зразка системи ЕКГ ВР, який створено на кафедрі фізичної та біомедичної електроніки НТУУ «КПІ».

Навчальний посібник буде корисним студентам, які вивчають дисципліну «Біомедичні комп'ютерні системи», бакалаврам, магістрам, спеціалістам і аспірантам, що навчаються за спеціальністю «Фізична та біомедична електроніка», а також розробникам нових методів і засобів електрокардіографії високого розрізнення.

ЧАСТИНА I

РАННЯ НЕІНВАЗИВНА ДІАГНОСТИКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ НЕСТАБІЛЬНОСТІ МІОКАРДА

1 ЗАСАДИ РАННЬОЇ ДІАГНОСТИКИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ НЕСТАБІЛЬНОСТІ МІОКАРДА З ВИКОРИСТАННЯМ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ ВИСОКОГО РОЗРІЗНЕННЯ

1.1 Анатомія та електрофізіологія провідної системи серця

Скорочення кожної окремої клітини серця відбувається, коли електричний імпульс збудження поширюється вздовж її мембрани. Координація скоротливої активності окремих клітин серцевої мускулатури досягається за допомогою розповсюдження потенціалів дії від однієї клітини до іншої [7].

Потенціали дії розповсюджуються вздовж поверхні клітин і поширюються в серці від клітини до клітини завдяки ділянкам тісного контакту мембран, через які проходить внутрішній локальний електричний струм. Активна деполяризація в будь-якій ділянці мембрани призводить до виникнення локальних потоків внутрішньоклітинної та позаклітинної рідини, в результаті чого відбувається пасивна деполяризація сусідніх зон мембрани до їх граничної напруги і виникнення активної деполяризації [7, 8].

Міокард передсердь і шлуночків синхронізується у своїй роботі спеціалізованою системою, що відповідає за процеси збудження та проведення в серці. Основними компонентами провідної системи серця є синоатріальний (СА) вузол (синусно-передсердний вузол), передсердні міжвузлові шляхи, атріовентрикулярний (АВ) вузол (передсердно-шлуночковий вузол), пучок Гіса (передсердно-шлуночковий пучок), волокна Пуркінє (рис. 1.1) [3, 7, 8].

Синоатріальний вузол в нормі функціонує як внутрішньосерцевий водій ритму, що генерує потенціали дії, які поширюються клітинами серця,

викликаючи його скорочення. Швидкість проведення сигналу клітинами передсердь становить близько 1 м/с, і хвиля потенціалу дії досягає АВ вузла приблизно через 0,08 с після того, як вона виникла.

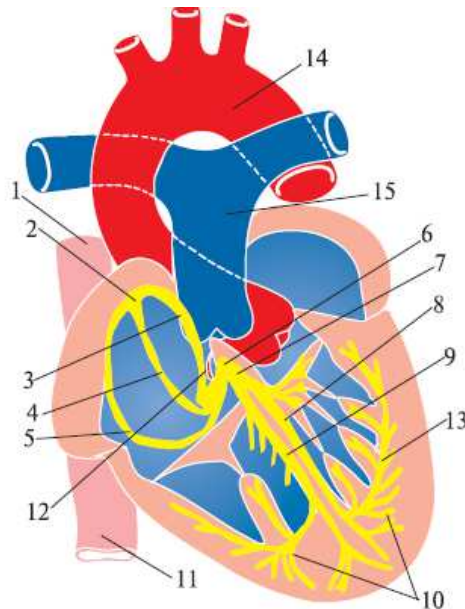


Рис. 1.1. Провідна система серця [3]: 1 — верхня порожниста вена; 2 — синусно-передсердний вузол; 3 — передній міжвузловий і міжпередсердний тракт Бахмана; 4 — середній міжвузловий тракт Венкебаха; 5 — задній міжвузловий тракт Горіла; 6 — передсердно-шлуночковий вузол; 7 — пучок Гіса; 8 — ліва ніжка пучка Гіса; 9 — права ніжка пучка Гіса; 10 — субендокардіальна сітка волокон Пуркінє; 11 — нижня порожниста вена; 12 — коронарний синус; 13 — передня гілка лівої ніжки пучка Гіса; 14 — аорта; 15 — задній легеневий стовбур

Атріовентрикулярний вузол є скупченням дрібних спеціалізованих клітин, розташованих на правій поверхні міжпередсердної перегородки. Нижня частина АВ вузла складається з паралельно орієнтованих волокон, які в нормі утворюють тільки місток із суміжних клітин серця через хрящевидне утворення, що створює опору для клапанів серця і електрично ізолює передсердя від шлуночків. Поширення імпульсу в цій зоні АВ вузла відбувається дуже повільно, зі швидкістю

0,05 м/с, тому проміжок часу між збудженням передсердь і шлуночків у нормі становить близько 0,15 с.

В області входження пучка Гіса в тканину міжшлуночкової перегородки, пучок розпадається на ліву і праву ніжки, які складаються з волокон Пуркінє великого діаметру. Ці спеціалізовані волокна швидко (зі швидкістю біля 3 м/с) проводять імпульс вздовж перегородки до субендокардіальних шарів міокарда, основи папілярних м'язів і далі в епікардіальний шар м'язової тканини правого і лівого шлуночка. Хвиля збудження проходить численними гілочками волокон Пуркінє і досягає м'язових клітин. Це призводить до швидкого, майже одночасного збудження всіх клітин шлуночкової мускулатури [7, 8].

Електричне поле, викликане електричною активністю серця, може бути виміряне за допомогою електродів, що розміщуються на поверхні тіла. Метод електрокардіографії дозволяє зареєструвати різницю потенціалів між двома точками на поверхні тіла, яка змінюється з часом в результаті електричних процесів, що відбуваються під час серцевого циклу. Зареєстрована електрокардіограма (ЕКГ) — це сигнал результуючого електричного поля, яке є сумою багатьох слабких електричних полів, що породжуються зміною різниці потенціалів в окремих клітинах серця в кожний момент часу.

Внаслідок того, що в кожен момент часу періоду деполяризації і реполяризації серця потенціал в будь-якій точці тіла визначається сукупністю елементарних диполів, в грубому наближенні потенціал в цілому може бути описаний векторною сумою дипольних моментів окремих його частин. При цьому, нехтують розміщенням реальних джерел в просторі, так як всі дипольні елементи джерела вважаються розташованими в одній і тій же точці. В результаті джерело зводиться до одного диполя, який називається диполем серця або вектором серця. Припускають, що вектор серця змінюється за модулем і напрямком досить плавно. Уявлення про серце як про електричний генератор з дипольною структурою є основоположним у моделюванні електрокардіографічних процесів та у клінічних методах інтерпретації електрокардіограми.

Основними структурними елементами електрокардіограми є зубець *P*, комплекс *QRS* і зубець *T*. Зубець *P* відображає процес деполяризації правого і лівого передсердь. Шлуночковий комплекс *QRST* відображає складний процес поширення (комплекс *QRS*) і згасання (сегмент *RS–T* і зубець *T*) збудження у міокарді шлуночків (деполяризація та реполяризація шлуночків) [6-10]. Іноді на ЕКГ, особливо в правих грудних відведеннях, відразу після зубця *T* реєструється невеликий позитивний зубець *U*. Є припущення, що зубець *U* відповідає періоду короткочасного підвищення збудливості міокарда шлуночків. Амплітуда і співвідношення позитивних (*R*) і негативних зубців (*Q* і *S*) у різних відведеннях залежать від поворотів вектора серця навколо його вісі.

Сучасні електрокардіографи дозволяють здійснити як одноканальний, так і багатоканальний запис ЕКГ. В останньому випадку синхронно реєструються кілька різних електрокардіографічних відведень, що дає можливість отримати більш точну інформацію про електричне поле серця. В клінічній практиці найбільш широко використовують 12 стандартних відведень ЕКГ, запис яких є обов'язковим при кожному електрокардіографічному обстеженні хворого: 3 стандартні відведення, 3 посилені однополюсні відведення від кінцівок, а також 6 грудних відведень.

1.2 Передсердні аритмії та механізми їх виникнення

Аналіз ритму серця включає визначення регулярності та частоти серцевих скорочень, джерела збудження, а також оцінку функції провідності. Регулярність серцевих скорочень оцінюється при порівнянні тривалості інтервалів *R-R* між послідовно зареєстрованими серцевими циклами. Інтервал *R-R* зазвичай вимірюється між вершинами зубців *R*. Регулярний або правильний ритм серця діагностується в тому випадку, коли тривалість інтервалів *R-R* приблизно однакова і розкид отриманих величин не перевищує $\pm 10\%$ від

середньої тривалості *R-R* інтервалів. В інших випадках діагностується неправильний (нерегулярний) серцевий ритм. Неправильний ритм серця (аритмія) може відзначатися при екстрасистолії, миготливій аритмії, синусовій аритмії і т.д. [3]

Поняття аритмії включає в себе будь-які аномалії частоти, регулярності або місця виникнення збудження, а також порушення проведення імпульсів, зміну нормальної послідовності активації передсердь і шлуночків. Порушення серцевого ритму і проведення можуть бути обумовлені безліччю різних патологій. Однак в кінцевому рахунку будь-яка аритмія і аномалії проведення є наслідком критичних змін електричної активності міокардіальних клітин [11].

До причин розвитку аритмій відносять наступні фактори [11-17]:

1) порушення формування імпульсу збудження:

- зміна нормального автоматизму синоатріального вузла;
- виникнення патологічного автоматизму спеціалізованих клітин провідної системи і кардіоміоцитів (ектопічна активність);
- тригерна активність клітин серця (рання або пізня постдеполяризація);

2) порушення проведення імпульсу збудження:

- патологічне подовження періоду рефрактерності;
- зниження діастолічного потенціалу спокою;
- порушення міжклітинної взаємодії;
- затухаюче проведення імпульсу;
- односпрямоване блокування поширення і розвиток повторного входу хвилі збудження (механізм *re-entry*);

3) комбіновані патології формування і проведення імпульсу збудження.

1.3 Циркуляція хвилі збудження в міокарді за механізмом *re-entry*

Основним електрофізіологічним механізмом, що призводить до виникнення аритмій, обумовлених порушенням проведення імпульсу збудження, є механізм *re-entry*. Електричний імпульс збудження, здійснюючи рух вздовж замкненого шляху (петлі), знову повертається до місця свого виникнення і повторює рух. У нормі після впорядкованого поширення хвилі збудження провідними структурами серця імпульс згасає, тому що повторному збудженню оточуючих зон міокарда перешкоджає наявність в них стану рефрактерності [11-15].

В залежності від факторів, що призводять до виникнення циркуляції хвилі збудження, можна виділити декілька видів механізму *re-entry* (рис. 1.2, 1.3): анатомічний, функціональний і комбінований [15-16].



Рис. 1.2. Схематичне зображення циркуляції хвилі збудження в міокарді: анатомічний і функціональний механізми *re-entry*

Порушення проведення збудження в серці можуть бути обумовлені безліччю різних факторів, що призводять до зміни збудливості та кабельних властивостей мембран серцевих волокон. В значній мірі електрофізіологічні властивості клітин визначаються характером обмінних процесів в міокарді і

залежать від зміни електролітного балансу, рівня потенціалу спокою і порогового потенціалу, крутизни деполяризації [11]. При відсутності вроджених або важких набутих захворювань спеціалізованих тканин серця найчастішою причиною аномалій є поширення імпульсів у волокнах з низьким мембранним потенціалом [11, 18].

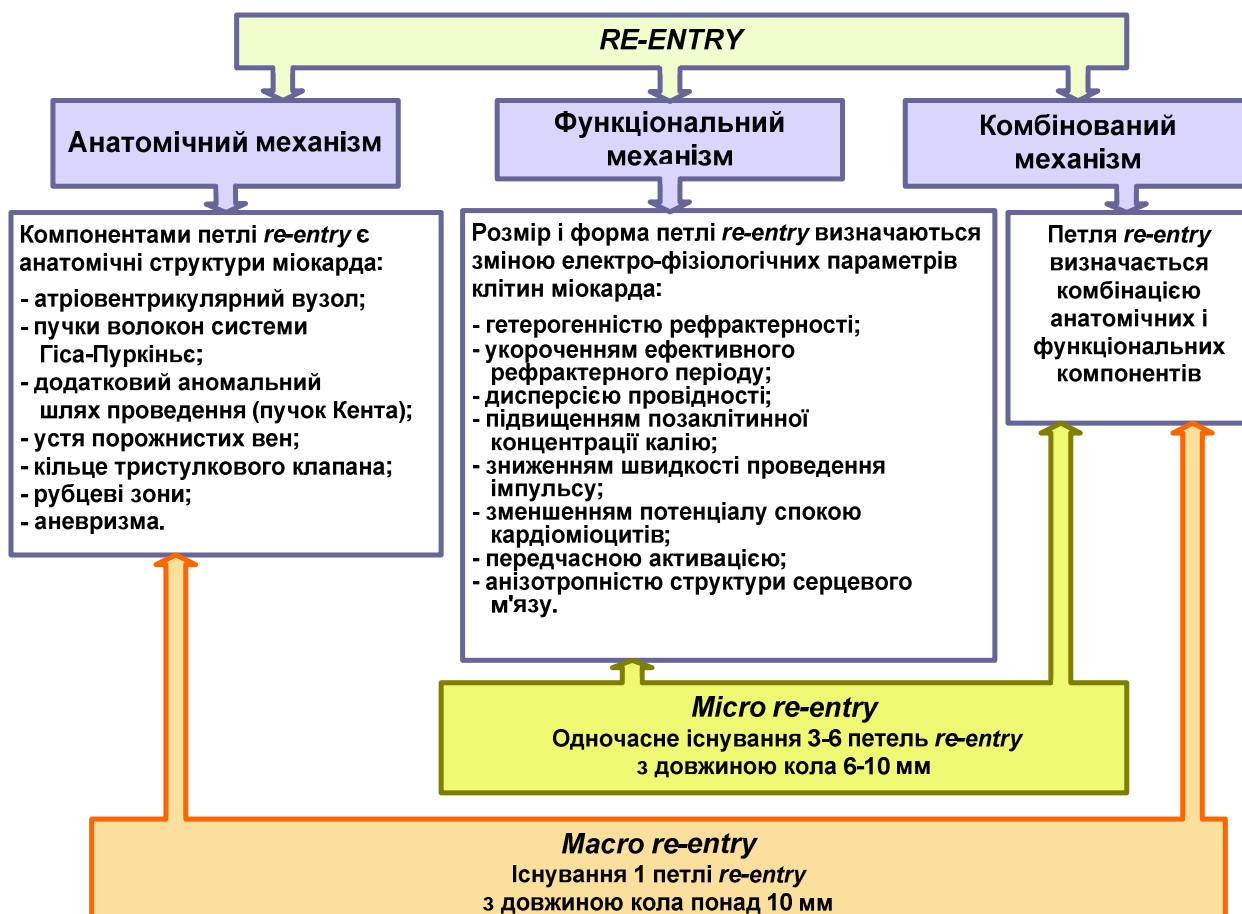


Рис. 1.3. Класифікація механізмів *re-entry*

Локалізація кругів *re-entry* може змінюватися в часі в результаті наявності просторових градієнтів таких параметрів і характеристик серцевої тканини, як рефрактерний період, орієнтація волокон [19].

1.4 Низькоамплітудні компоненти ЕКГ

Патологічні зміни функціонального стану міокарда можуть проявлятися в структурі ЕКГ ще до виникнення проявів клінічних симптомів захворювання. Однак низькоамплітудні компоненти ЕКГ, що несуть важливу у цьому випадку діагностичну інформацію, не проявляються на фоні високоамплітудних зубців і шумових складових в записі стандартної електрокардіограми. Виділяють мікропотенціали різних типів [2, 5]: ранні та пізні потенціали передсердь, ранні та пізні потенціали шлуночків.

Найбільш широко вивчені пізні потенціали шлуночків. ППШ є низькоамплітудними (з поверхні тіла 5–20 мкВ) високочастотними (40–250 Гц, за деякими джерелами до 1000 Гц) електричними сигналами, які локалізуються в кінці комплексу *QRS* або на початку *ST* сегменту. ППШ мають тривалість декілька десятків мілісекунд і є маркерами тахіаритмії шлуночків. В основі розвитку шлуночкових тахіаритмії лежить механізм *re-entry*, ключовим моментом для виникнення якого є уповільнене поширення імпульсу збудження.

Біоелектричні сигнали, які реєструються з поверхні тіла у вигляді локалізованої на початку комплексу *QRS* низькоамплітудної високочастотної фрагментованої електричної активності, називаються ранніми потенціалами шлуночків (РПШ) [20].

За аналогією з пізніми потенціалами шлуночків було виявлено уповільнення проведення активації по передсердям у хворих з фібриляцією передсердь [2]. У хворих з пароксизмальною формою миготливої аритмії спостерігається виникнення низькоамплітудних сигналів наприкінці зубця *P* (рис. 1.4), так званих пізніх потенціалів передсердь (ППП). Низькоамплітудну активність реєструють також і в початковій частині *P* зубця у вигляді ранніх потенціалів передсердь (РПП), але їх значення залишається маловивченим. Вважається, що РПП відображають наявність ділянок фрагментованого затриманого синоатріального проведення і є маркерами синдрому слабкості

синусного вузла [20]. Наявність ППП, РПП, ППШ, РПШ пов'язують з підвищеною вірогідністю розвитку небезпечних для життя порушень ритму серця [2-3, 14, 17, 19-23].

Запис потенціалів пучка Гіса [2, 5] з поверхні тіла можливий у 60 – 80 % пацієнтів. Реєстрація цих потенціалів викликає певні труднощі через перекриття їх потенціалами передсердної активності [2].

Слідові потенціали діастолі [5], що зрідка виявляються за хвилею U протягом ізоелектричного інтервалу ЕКГ, іноді проявляються як повільне зростання потенціалу до наступного P зубця, а частіше у вигляді високочастотних коливань.

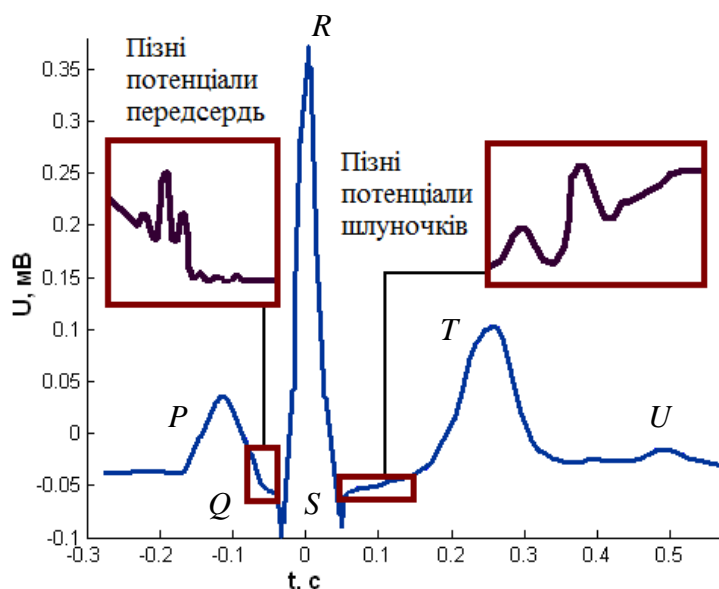


Рис. 1.4. Локалізація пізніх потенціалів передсердь і шлуночків на ЕКГ

При розробці підходів до ідентифікації низькоамплітудних складових ЕКГ необхідно враховувати, що мікропотенціали можуть з'являтися на ЕКГ в різні моменти часу. У межах кардіоциклу мікропотенціали мають квазідетерміновану форму. Регулярні мікропотенціали [5, 6] присутні у всіх кардіоциклах з постійним зсувом у часі щодо опорної точки, наприклад, зубця R . Нерегулярні мікропотенціали виникають в певній частині кардіоциклу у випадковий момент часу відносно високоамплітудних складових ЕКГ. Також можлива наявність мікропотенціалів, що проявляються не у всіх кардіоциклах.

Виділяють два випадки нестаціонарності прояву мікропотенціалів (на підставі вивчення даних внутрішньосерцевих досліджень) [6]:

– мікропотенціали, які повторюються за формою від одного кардіоциклу до іншого, але виникають у випадковий момент часу (тобто «не синхронізовані» з високоамплітудними складовими ЕКГ сигналу);

– мікропотенціали, які не повторюються за формою від одного кардіоциклу до іншого (розглядаються не як квазідетермінована функція, а як реалізації випадкових процесів).

1.5 Пізні потенціали передсердь як маркери потенційно небезпечних аритмій

При мерехтінні передсердь виникає невпорядкована активація з безліччю мікрохвиль, які одночасно розповсюджуються передсердями [24-26]. При цьому однією з основних умов виникнення пароксизмальної миготливої аритмії за механізмом *re-entry* є уповільнення проведення, яке обумовлює подовження часу активації передсердь [2].

Виникнення *re-entry* в передсердях залежить як від просторових відмінностей у властивостях мембрани, так і від анатомічної дезорганізації м'язової тканини передсердь, коли окремі м'язові волокна розділяються сполучною тканиною, що призводить до неоднорідності електрофізіологічних властивостей передсердь [2]. Підтвердженою є наявність зон уповільненого фрагментованого проведення імпульсів збудження по передсердях у хворих з пароксизмальними формами мерехтіння і тріпотіння передсердь [27-28].

Велике значення має прогнозування розвитку фібриляції передсердь у пацієнтів після хірургічних втручань на серці. Пароксизмальна форма фібриляції передсердь – найпоширеніша форма аритмії, яка виникає після аортокоронарного шунтування серця, її виявляють у 10-40% випадків.

Збільшення показника тривалості *P* хвилі дозволяє ідентифікувати пацієнтів, схильних до фібриляції/тріпотіння передсердь у післяопераційний період [3].

Вважається, що ППП є маркерами таких передсердних тахіаритмій, як миготлива аритмія і пароксизмальна суправентрикулярна тахікардія, які розвиваються за механізмом повторного входу хвилі збудження (*re-entry*). Присутність ППП у термінальній частині *P* зубця вказує на схильність міокарда передсердь до аритмій, пов'язаних з механізмом *re-entry* [2-3, 14, 17, 19-23].

Висока прогностична цінність ППП обумовлюється тим, що ці мікропотенціали реєструють у 63-93% хворих з пароксизмами фібриляції передсердь. Однак у літературі відсутні однозначні дані про взаємозв'язок ППП з характером і ступенем порушень процесу охоплення збудженням передсердь. Немає чіткого розуміння вкладу кожного з передсердь у появу фрагментованої високочастотної активності у кінцевій частині *P* зубця [3].

В даний час відсутні абсолютно надійні підходи для прогнозування передсердних аритмій, хоча фібриляція/тріпотіння передсердь вважаються найпоширенішими формами порушення ритму серця і зустрічаються в 0,4 % випадків серед дорослого населення. Їх поширеність зростає з віком і в осіб віком старше 60 років доходить до 2 - 10% випадків [3].

1.6 Особливості виявлення пізніх потенціалів передсердь в системах ЕКГ ВР

Встановлення діагностичного і прогностичного значення ППП вимагає додаткових досліджень. Розробка і розвиток нових методик дослідження тонкої структури ЕКГ дозволить виявити пацієнтів з високим ризиком розвитку небезпечних порушень ритму серця і оптимізувати їх лікування.

Труднощі неінвазивної реєстрації ППП з поверхні тіла пов'язані з тим, що їх амплітуда може бути значно меншою за амплітуду шумових складових ЕКГ.

Крім того, виявлення сповільненої фракціонованої активності передсердь може ускладнюватися перекриттям з потенціалами пучка Гіса, які реєструються в ізоелектричному інтервалі між кінцем зубця *P* і комплексом *QRS* [2, 3].

Під час реєстрації ЕКГ виникає комплекс перешкод і спотворень, зумовлених різними причинами. Найбільший вплив створюють такі види перешкод [6]:

1) ефект поляризації електродів, що призводить до зміщення нульового рівня сигналу;

2) квазігармонічний процес, представлений складовими наводки напруги промислової частоти;

3) артефакти зміщення електродів, що створюють у електрокардіосигналі викиди випадкової амплітуди і тривалості;

4) електрофізіологічні перешкоди (наприклад, активація скелетної мускулатури, дихальні коливання).

В процесі підсилення сигналу разом з підвищенням амплітуди діагностично важливих електрокардіосигналів відбувається зростання рівня шуму. Для усунення шуму та дослідження низькоамплітудних компонент ЕКГ застосовується комп'ютерне усереднення сигналу, яке засноване на властивості повторюваності ЕКГ сигналу і реалізує принцип псевдосинхронного накопичення [6]. На рис. 1.5 наведено принцип накопичення кардіоциклів з синхронізацією за *R* зубцем.

Таке усереднення великої кількості ідентичних кардіоциклів покладено в основу методу сигнал-усередненої ЕКГ (СУ ЕКГ) або ЕКГ високого розрізнення (ЕКГ ВР) [2, 4, 21-23]. Метод дозволяє відокремити сигнали від шумів шляхом істотного поліпшення співвідношення сигнал/шум. Оскільки шуми є випадковими сплесками, то під час усереднення вони не синхронізуються з електрокардіосигналом і тому від кардіоциклу до кардіоциклу накладаються хаотично (випадково), що призводить до істотного зниження їх амплітуди. У той же час діагностично корисний кардіосигнал, на відміну від шумів, повторюється з певним інтервалом (не хаотично), тому під

час усереднення його амплітуда стабілізується і зростає, збільшуючи, таким чином, співвідношення сигнал/шум [2-4, 6]. В результаті в кінцевій частині P зубця усередненого комплексу виявляються низькоамплітудні високочастотні сигнали — пізні потенціали передсердь.

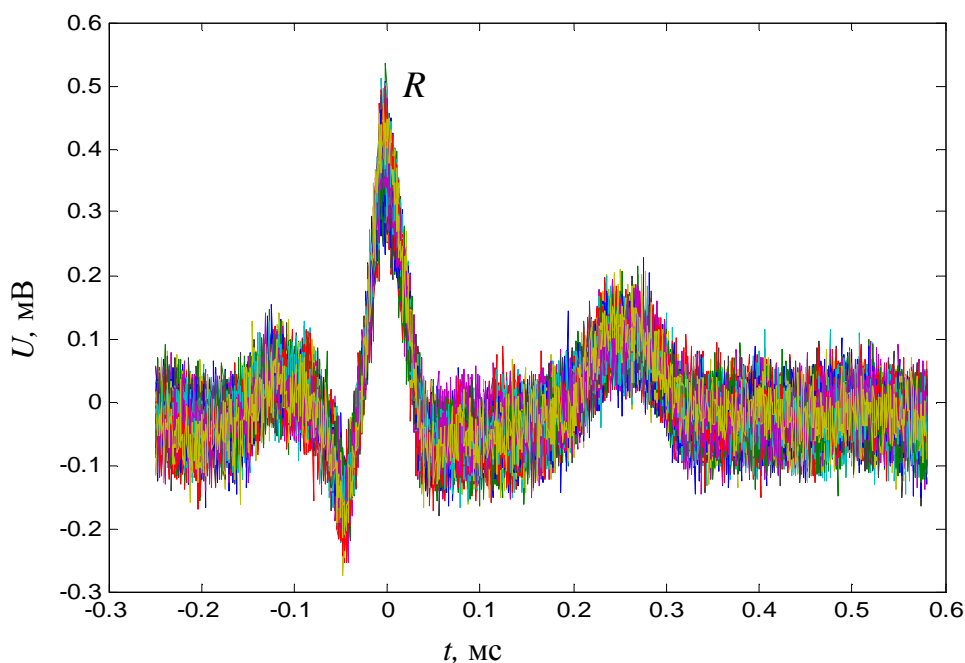


Рис. 1.5. Принцип накопичення кардіоциклів з синхронізацією за R зубцем

Рівень шуму взаємопов'язаний з кількістю усереднених комплексів. Накопичення N серцевих циклів знижує рівень шуму в \sqrt{N} раз. Відповідно до міжнародних рекомендацій, методика ЕКГ ВР передбачає реєстрацію і усереднення від 100 до 400 ЕКГ комплексів [3]. При реалізації методу ЕКГ ВР можливим є усереднення кардіоциклів з синхронізацією за P , Q , R зубцями.

Однією з умов коректного усереднення сигналу є ідентичність (схожість) комплексів ЕКГ, що досліджуються. Сильно зашумлені кардіоцикли не повинні брати участь в усередненні. Для цього автоматично вибирається еталонний кардіоцикл. Кожен наступний комплекс порівнюється з еталонним і включається в аналіз при коефіцієнті кореляції не менше 0,95 [4, 14].

При просторовому методі усереднення сигналу усереднюються потенціали декількох віддалених пар електродів. Однак через складність досягнення

високого відношення сигнал/шум цей спосіб не отримав широкого розповсюдження [2].

Згідно стандартним вимогам до аналізу пізніх потенціалів, які прийняті організаціями *European Society of Cardiology*, *American Heart Association*, *American College of Cardiology* [29], в системах ЕКГ ВР для перетворення аналогового сигналу в цифровий повинен використовуватися аналого-цифровий перетворювач (АЦП), частота дискретизації якого складає не менше 1000 Гц, а розрядність – 12 біт. Серед комерційних систем ЕКГ ВР, що задовольняють даним вимогам і використовуються в клінічній практиці, можна перерахувати Полі-Спектр-8/Е, Кардіотехніка-ЕКГ-8, *LunoCard HR*, *MAC 5500* *General Electric Medical Systems IT*, *CardioBase* [30-34].

Одними з перших робіт, присвячених дослідженням методу ЕКГ ВР для виявлення ППШ, є роботи *M.B. Simson*, які опубліковано в 1981-1983 рр. В них розглядається підхід до методики реєстрації та аналізу ППШ за даними ЕКГ ВР, а також показано зв'язок наявності ППШ з можливістю розвитку в майбутньому шлуночкових тахіаритмій [35-37]. Під час **аналізу у часовій області за методом Сімсона** (*Simson*), що отримав найбільше поширення, усереднюються кардіосигнали від трьох ортогональних відведень за Франком *X*, *Y*, *Z* з наступною фільтрацією в частотному діапазоні 40 - 250 Гц. При аналізі їх векторної сумарної величини визначаються параметри, на підставі яких робиться висновок про наявність чи відсутність пізніх потенціалів. Для цього аналізують часові та амплітудні кількісні показники [2].

До часових параметрів при виявленні ППШ за методом Сімсона відносять:

- 1) тривалість фільтрованого *P* зубця (*FiP* або *FDP*);
- 2) різницю між тривалістю фільтрованого і нефільтрованого *P* зубця (*FiP – Un FiP*);
- 3) тривалість сигналів нижче 5 мкВ (*Under 5 μV* або *D5*).

Амплітудні параметри:

- 1) середньоквадратична амплітуда всього *P* зубця (*Total P* або *RMSP*);

2) середньоквадратична амплітуда останніх 10, 20, 30 мс *P* зубця (*Last 10, 20, 30 ms* або *RMS20*).

Результати досліджень показали можливість ідентифікації хворих з пароксизмальною формою фібриляції передсердь на синусовому ритмі з використанням ЕКГ ВР. У роботі [38] показано, що у хворих з пароксизмами ФП спостерігається збільшення тривалості фільтрованого *P* зубця і зниження амплітуди його кінцевої частини, тоді як для більшої частини пацієнтів, що не мають порушень серцевого ритму, характерні менша ширина *P* зубця і більш висока амплітуда його останніх 20 мс.

Запропоновані в літературі [2, 3, 38-53] значення показників ЕКГ ВР зубця *P* для використання в якості критеріїв виявлення хворих з фібриляцією передсердь представлені в табл. 1.1. Спостерігається широкий розкид порогових величин, які пропонуються різними авторами, а також відмінність підходів до виявлення пізніх потенціалів передсердь у системах електрокардіографії високого розрізнення [54-63].

Таблиця 1.1. Порогові значення показників ЕКГ ВР зубця *P*
для виявлення хворих з фібриляцією передсердь

Автори	Критерії	Чутливість	Специфічність
<i>Opolski G.</i> та співавт.	<i>FiP</i> > 104 мс	76 %	90 %
<i>Marconi P.</i> та співавт.	<i>FiP</i> > 130 мс	68 %	92 %
<i>Stafford P.</i> та співавт.	<i>FiP</i> > 155 мс	81 %	93 %
<i>Steinberg J.</i> та співавт.	<i>FiP</i> > 135 мс	63 %	95 %
<i>Gondo N.</i> та співавт.	<i>FiP</i> > 120 мс	85 %	84 %
<i>Fukunami M.</i> та співавт.	<i>FiP</i> > 120 мс	95 %	54 %
<i>Abe Y.</i> та співавт.	<i>FiP</i> > 125 мс <i>RMS20</i> < 3.0 мкВ	87 %	93 %
<i>Guidera S.</i> та співавт.	<i>FiP</i> > 155 мс	80 %	93 %

Підхід з усередненням кардіоциклів виключає можливість виявлення нерегулярних ППП і дослідження динамічних змін їх параметрів від одного кардіоциклу до іншого. Можлива варіабельність частотного складу, амплітуди і локалізації пізніх потенціалів. До недоліків методу усереднення сигналу слід віднести ймовірність внесення похибки внаслідок «згладжування» сигналів високої частоти у разі їх неперіодичності, зміни тривалості і форми від циклу до циклу. При нестаціонарності прояву мікропотенціалів накопичення сигналу в принципі є можливим, але тільки у вигляді огинаючої з сильно зниженою амплітудою і збільшеною тривалістю [6].

Віднімання від окремого кардіоциклу з наявністю нерегулярних мікропотенціалів сигнал-усередненої ЕКГ, в якій нестаціонарні складові значно ослаблені, дозволяє отримати компенсацію високоамплітудних стаціонарних зубців ЕКГ. Особливістю біоелектричних сигналів є зв'язок конкретних фізіологічних порушень з фазою виникнення низькоамплітудних складових [6]. Інтервал можливої появи потенціалів сповільненої деполяризації передсердь – термінальна частина *P* зубця. Тоді в різницевому сигналі в термінальній частині *P* зубця присутня сума пізніх потенціалів передсердь і шуму, а на інших проміжках – тільки шум (рис. 1.6, 1.7).

Для виявлення корисного сигналу у вигляді ППП на фоні шуму виділяються дві вибірки: перша розглядається як чисто шумова (ймовірність появи сигналу в її межах вважається рівною нулю), в іншій міститься суміш сигналу з шумом [6, 58]. За шумовою вибіркою можна отримати вибіркові оцінки статистичних властивостей шуму, зокрема, побудувати функцію розподілу ймовірностей, оцінити кореляційну функцію. Серйозним обмеженням для реалізації такого методу обробки сигналів є мала довжина вибірок. У цьому випадку похибка оцінки кореляційної функції виявляється значною [6].

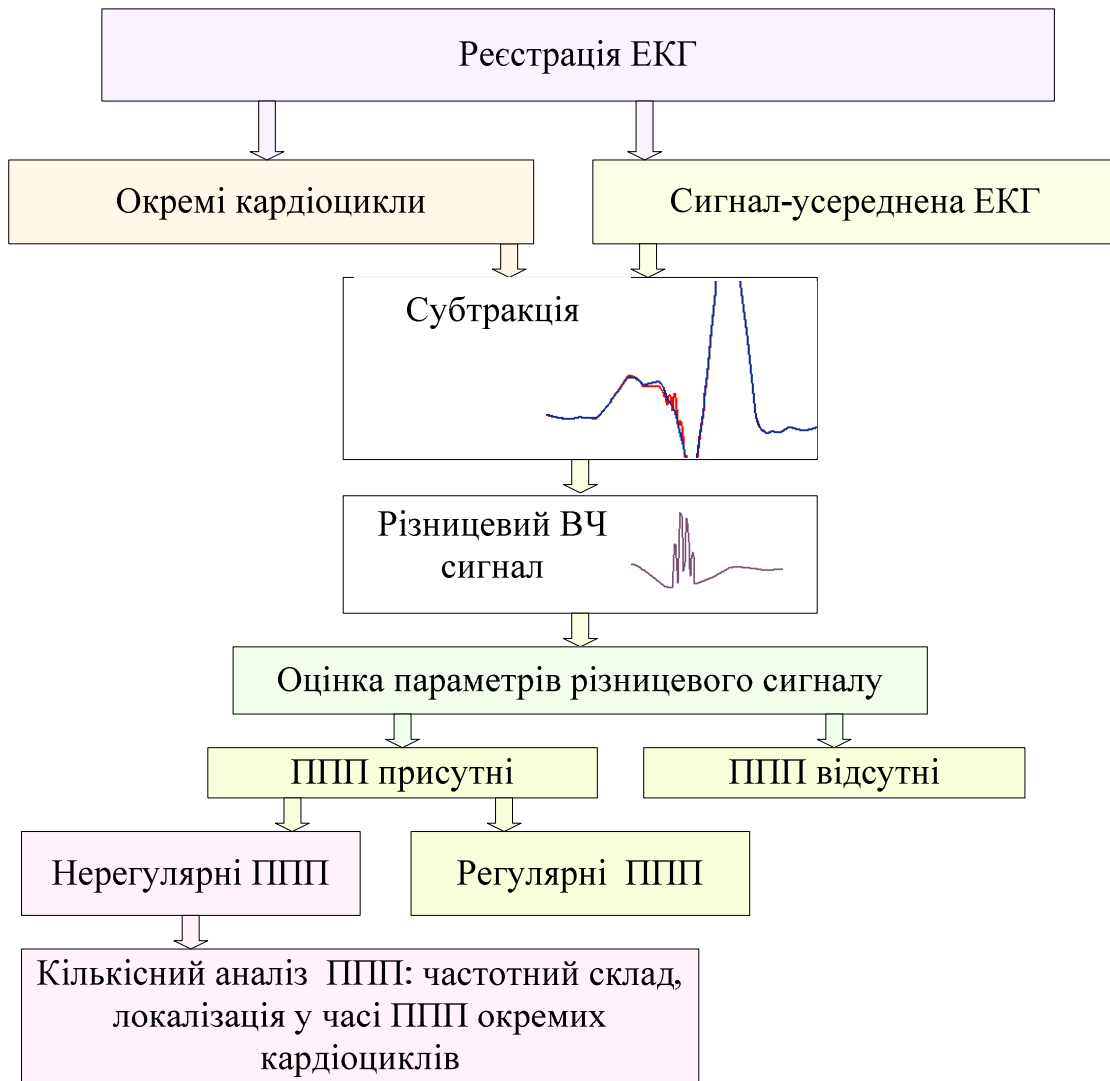


Рис. 1.6. Алгоритм отримання різницевого сигналу з метою компенсації високоамплітудних зубців ЕКГ

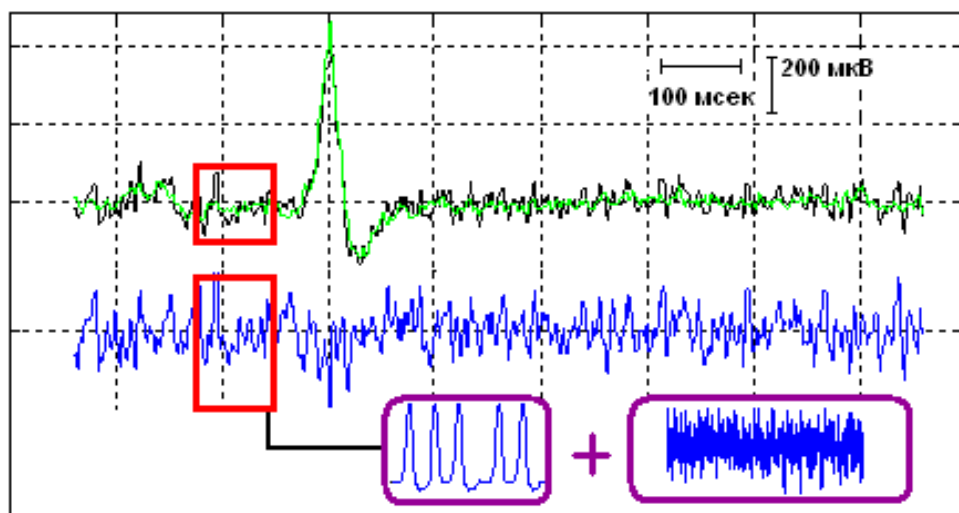


Рис. 1.7. Отримання різницевого сигналу між досліджуваним кардіоциклом і сигнал-усередненою ЕКГ

Часто в системах ЕКГ ВР виконується **спектральний аналіз** електрокардіосигналу, при якому оцінюються зміни амплітудно-частотних характеристик певної ділянки усередненого кардіоциклу. Для цього використовують метод перетворення Фур'є, за допомогою якого ЕКГ сигнал розкладають на складові у вигляді синусоїдальних коливань різної частоти і амплітуди.

Формально функцію, яка описує біомедичний сигнал, можна розглядати як періодичну з нескінченно великим періодом. Комплексна величина

$$S(j\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (1.1)$$

називається спектральною густиною або спектральною характеристикою, а її модуль $S(\omega)$ – спектром функції $f(t)$.

Можна записати вираз для розрахунку функції за її спектральною характеристикою:

$$f(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(j\omega)e^{j\omega t} d\omega . \quad (1.2)$$

Вирази (1.1) та (1.2) називаються відповідно прямим та оберненим інтегральними перетвореннями Фур'є. Неперіодична функція має суцільний спектр, що складається з нескінченної кількості гармонік з нескінченно малими амплітудами $\frac{1}{\pi} S(j\omega)d\omega$.

Комплексний вираз для спектральної густини можна представити в алгебраїчній або показниковій формі:

$$S(j\omega) = a(\omega) - jb(\omega) = S(\omega)e^{-j\alpha(\omega)} , \quad (1.3)$$

де

$$a(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \cos \omega t dt ; \quad (1.4)$$

$$b(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \sin \omega t dt ; \quad (1.5)$$

$$S(\omega) = \sqrt{a^2(\omega) + b^2(\omega)}; \quad (1.6)$$

$$\alpha(\omega) = \operatorname{arctg} \frac{b(\omega)}{a(\omega)}. \quad (1.7)$$

Як і для ряду Фур'є, модуль спектральної густини $S(\omega)$ є парною функцією, а фаза $\alpha(\omega)$ – непарною функцією відносно частоти ω .

Дискретне перетворення Фур'є (ДПФ) використовують, коли біомедичний сигнал задано дискретними N точками на інтервалі $T = N\Delta t$. ДПФ можна одержати на підставі інтегрального перетворення, записавши його як:

$$\dot{X}_k = \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-j\frac{2\pi}{N}nk}, \quad k = \overline{0, N-1}, \quad (1.8)$$

де \dot{X}_k – комплексна амплітуда k -ї гармоніки, що має частоту $\omega_k = 2\pi k / T$.

Дискретний біомедичний сигнал відновлюється за формулою:

$$x_n = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} \dot{X}_k e^{j\frac{2\pi}{N}nk}. \quad (1.9)$$

Амплітудний спектр симетричний відносно середини інтервалу, тобто $|\dot{X}_k| = |\dot{X}_{N-k}|$, а фазовий – симетричний і протилежний за знаком, тобто $\varphi_k = -\varphi_{N-k}$. Загальний спектр складається з двох комплексно-спряжених спектрів, отже, маємо $N/2$ придатних до аналізу частотних складових.

Швидке перетворення Фур'є (ШПФ) дозволяє скоротити кількість арифметичних дій в два рази порівняно зі звичайним ДПФ, що досягається за рахунок поділу початкового масиву даних на парні та непарні відліки з подальшим розрахунком перетворення Фур'є для нових послідовностей і об'єднанням результатів розрахунків.

Основна вимога при використанні швидкого перетворення Фур'є — сигнал повинен бути періодичним і неперервним, що не виконується у випадку дослідження окремих ділянок зареєстрованого ЕКГ сигналу. Для задоволення цієї умови застосовується функція «вікна»: виділяється інтервал ЕКГ сигналу (кінцева частина P зубця в разі виявлення ППП) і припускається, що це «вікно» ЕКГ сигналу постійно повторюється без переривання іншими зубцями (P , T), комплексом QRS та ізоелектричним інтервалом TP . Точність локалізації низькоамплітудного сигналу в межах інтервалу, який досліджується, визначається вибором ширини вікна. Вибір малої ширини вікна забезпечить більш точну інформацію про часову локалізацію ППП, проте погано вплине на спектральну роздільну здатність.

На точність визначення енергії в обраному діапазоні частот впливає явище спектрального «витоку». Енергія досліджуваної частотної смуги «витікає» частково в суміжні частоти, тим самим зменшуючи точність її визначення. «Витік» відбувається через те, що всупереч вимозі ШПФ про неперервність сигналу, аналізу піддається лише «часове вікно» (тобто частина зубця P). Серед функцій «вікна» можна виділити наступні: Блекмана-Харріса, Хеммінга, Хеннінга, прямокутне «вікно».

Основна потужність QRS -комплексу зосереджена в області частот 2-30 Гц з наявністю максимуму на частоті близько 15 Гц, зубці P і T є більш низькочастотними, на 50 чи 60 Гц зазвичай присутня мережева завада (рис. 1.8, 1.9), а наявність пізніх потенціалів передсердь або шлуночків проявляється у вигляді високочастотних складових у діапазоні 40 - 250 Гц (за деякими джерелами до 1000 Гц). Сплески ППП представляються досить слабкими гармоніками на фоні основного спектру, що ускладнює їх виявлення.

Існує зв'язок між наявністю діагностично важливих низькоамплітудних сплесків у ЕКГ – РПП, ППП, РПШ, ППШ – і підвищенням частки високочастотних складових спектра електрокардіосигналу. Відповідно у пацієнтів без цих сплесків частка високочастотних складових є нижчою, ніж у пацієнтів з їх наявністю.

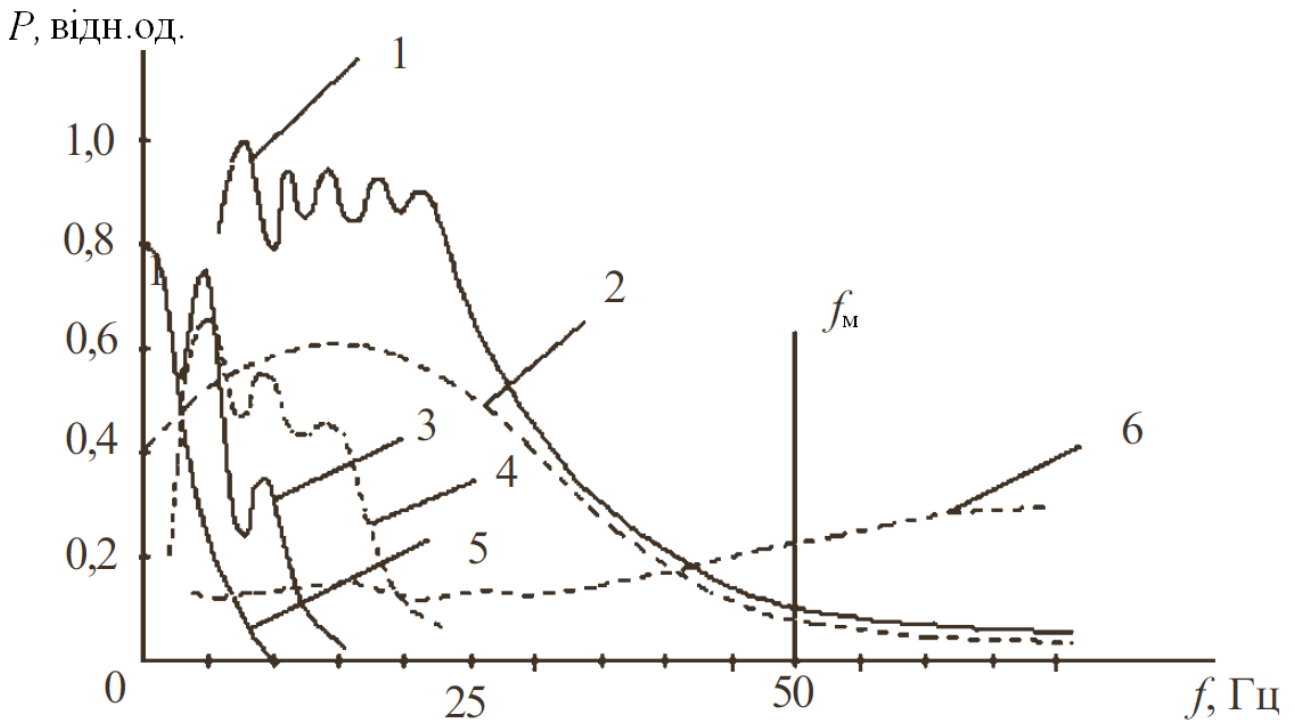


Рис. 1.8. Характеристики відносної спектральної щільності потужності ЕКГ сигналу і шумів: 1 – ЕКГ сигнал, 2 – QRS -комплекс, 3 – артефакти руху, 4 – P, T зубці, 5 – напруга поляризації, 6 – шуми м'язів, f_M – частота мережевої завади

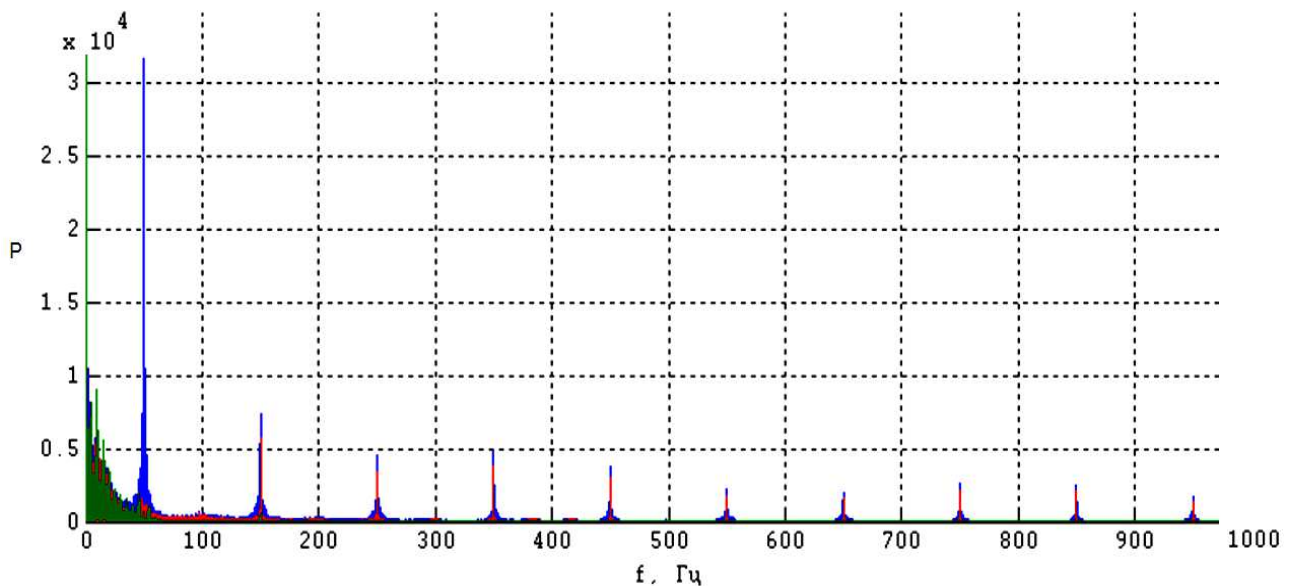


Рис. 1.9. Прояв мережевої завади з базовою частотою 50 Гц та її непарних гармонік в спектрі електрокардіосигналу, зареєстрованого в системі ЕКГ ВР

Для визначення кількісного значення відмінностей спектрів ЕКГ сигналу в нормі та при патології проводиться аналіз співвідношень енергії сигналів у смугах високих і низьких частот. При цьому у спектрі виділяється, наприклад, дві смуги частот і обчислюється відношення енергії сигналу в смузі високих частот до енергії сигналу в смузі низьких частот:

$$K_{H/L} = \frac{\sqrt{\sum_{i=f_{H1}}^{f_{H2}} (P_i)^2}}{\sqrt{\sum_{i=f_{L1}}^{f_{L2}} (P_i)^2}}, \quad (1.10)$$

$$P = \hat{F} \cdot \hat{F}^*, \quad (1.11)$$

де f_{L1}, f_{L2} – нижня та верхня граничні частоти в смузі низьких частот спектру, визначеного для ділянки усередненого кардіоциклу, що досліджується;

f_{H1}, f_{H2} – нижня та верхня граничні частоти в смузі високих частот спектру, визначеного для ділянки усередненого кардіоциклу, що досліджується;

\hat{F} – Фур'є-образ дискретного сигналу, що відповідає досліджуваній ділянці усередненого кардіоциклу;

P – спектральна щільність потужності, розрахована для ділянки усередненого кардіоциклу, що досліджується.

Замість енергії сигналу можна також обчислювати сумарну потужність спектральних складових, що пропорційна енергії:

$$\tilde{K}_{H/L} = \frac{\sum_{i=f_{H1}}^{f_{H2}} P_i}{\sum_{i=f_{L1}}^{f_{L2}} P_i}. \quad (1.12)$$

Метод ШПФ для оцінювання енергії спектру частотних складових ЕКГ сигналу має ряд недоліків [2]:

1) наявність спектрального «витоку» під час аналізу коротких інтервалів і, як наслідок цього, необхідність використання математичних функцій «вікон», які послаблюють сигнал в області, що досліджується;

2) чутливість ШПФ до зміни довжини сегменту, який аналізується;

3) зворотній зв'язок між частотною та часовою роздільною здатністю, через що виникають труднощі щодо визначення точної локалізації низькоамплітудних компонент ЕКГ.

Принцип методу **спектрально-часового картування** [2, 64-68], який заснований на локальному перетворенні Фур'є, полягає в обчисленні спектру з використанням «вікна», що рухається вздовж часової вісі в кінцевій частині *P* зубця під час виявлення ППП або в кінцевій частині комплексу *QRS* і вздовж сегменту *ST* під час виявлення ППШ:

— у неперервному випадку:

$$G(\tau, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} S(t) g^*(t - \tau) e^{-j\omega t} dt, \quad (1.13, a)$$

— у дискретному випадку:

$$c[m, k] = \sum_{n=0}^{N-1} S[n] g[n - k] e^{-2\pi j \frac{m}{N} n}, \quad (1.13, б)$$

де $g(t), g[n]$ – функція вікна,

$S(t), S[n]$ – ділянка кардіосигналу, що досліджується.

τ, k – параметр зміщення віконної функції в часі.

Таке частотно-часове перетворення кардіосигналу дає змогу спостерігати за зміною його спектрального складу у часі. Розподіл потужності спектральних складових, який відображає зміну спектру в часі, називається *спектрограмою*:

$$P(\omega, \tau) = \left| \int_{-\infty}^{\infty} S(t) g^*(t - \tau) e^{-j\omega t} dt \right|^2.$$

Під час спектрально-часового аналізу за результатами розрахунків будується тривимірний графік частоти, часу і амплітуди чи потужності спектральних складових. Обчислюється спектральна потужність при проведенні ШПФ 25 сегментів довжиною 80 мс, зміщених на 3 мс один від одного. Визначається ступінь кореляції між значеннями частотного спектру 2-25 сегментів і першого сегменту. Далі обчислюється фактор нормальності – співвідношення між середнім значенням коефіцієнтів кореляції п'яти останніх сегментів та інших, яке виражається у відсотках. Критерієм наявності ППП або ППШ є низьке значення фактора нормальності (менше 30%) у кожному з відведень. Недоліком методу спектрально-часового картування є можливість впливу різних шумів на результати дослідження.

Таким чином, часовий аналіз P зубця за методом Сімсона, спектральний аналіз і спектрально-часове картування, що отримали найбільше поширення в системах ЕКГ ВР, мають ряд недоліків, які не дозволяють забезпечити високу точність виявлення низькоамплітудних сплесків у складі ЕКГ. Перспективним напрямком вдосконалення систем ЕКГ ВР є розробка нових методів аналізу ЕКГ для виявлення низькоамплітудних складових, що використовують альтернативні координатні базиси і мають більш високі показники чутливості та специфічності у порівнянні зі стандартними методами, які застосовуються в системах ЕКГ ВР. При цьому необхідно враховувати досвід використання існуючих методик виявлення ППП і ППШ [1-6, 20-22, 38-57, 63-67], а також рекомендації щодо стандартизації систем ЕКГ ВР [29].

2 МОДЕЛЮВАННЯ МЕХАНІЗМІВ ВИНИКНЕННЯ ЦИРКУЛЯЦІЇ ІМПУЛЬСУ ЗБУДЖЕННЯ В МІОКАРДІ

2.1 Структурна і параметрична ідентифікація моделі петлі *re-entry*

Метою моделювання циркуляції хвилі збудження в провідних структурах серця є дослідження на рівні клітин міокарда причинних механізмів, що викликають порушення ритму серця. Одним з підходів до моделювання поширення хвилі збудження в міокарді є застосування моделі з провідним осердям і моделі паралельних провідностей [69]. При одновимірному моделюванні виникнення циркуляції імпульсу збудження (механізму *re-entry*) в міокарді замкнений контур отримують шляхом з'єднання кінців волокна [70-75].

Мембрани кардіоміоцитів мають вибіркочувачу проникність для різних типів іонів. Модель мембрани (ММ) кардіоміоцита при виникненні потенціалу дії представляється моделлю паралельних провідностей, що базується на припущенні про наявність незалежних іонних каналів K^+ , Na^+ [69, 76-78]. Кожна з гілок електричного кола відображає внесок одного виду іонів в загальний мембранний струм (рис. 2.1, а). Джерела напруги еквівалентної схеми мембрани моделюють потенціали Нернста для кожного типу іонів.

При моделюванні циркуляції хвилі збудження за механізмом *re-entry* можна виконати модифікацію моделі з провідним осердям і узагальненої моделі Ходжкіна-Хакслі [69, 76] шляхом створення одновимірної кільцевої моделі у вигляді замкненого ланцюжка з N кардіоміоцитів (рис. 2.1, б), $N = 100-120$.

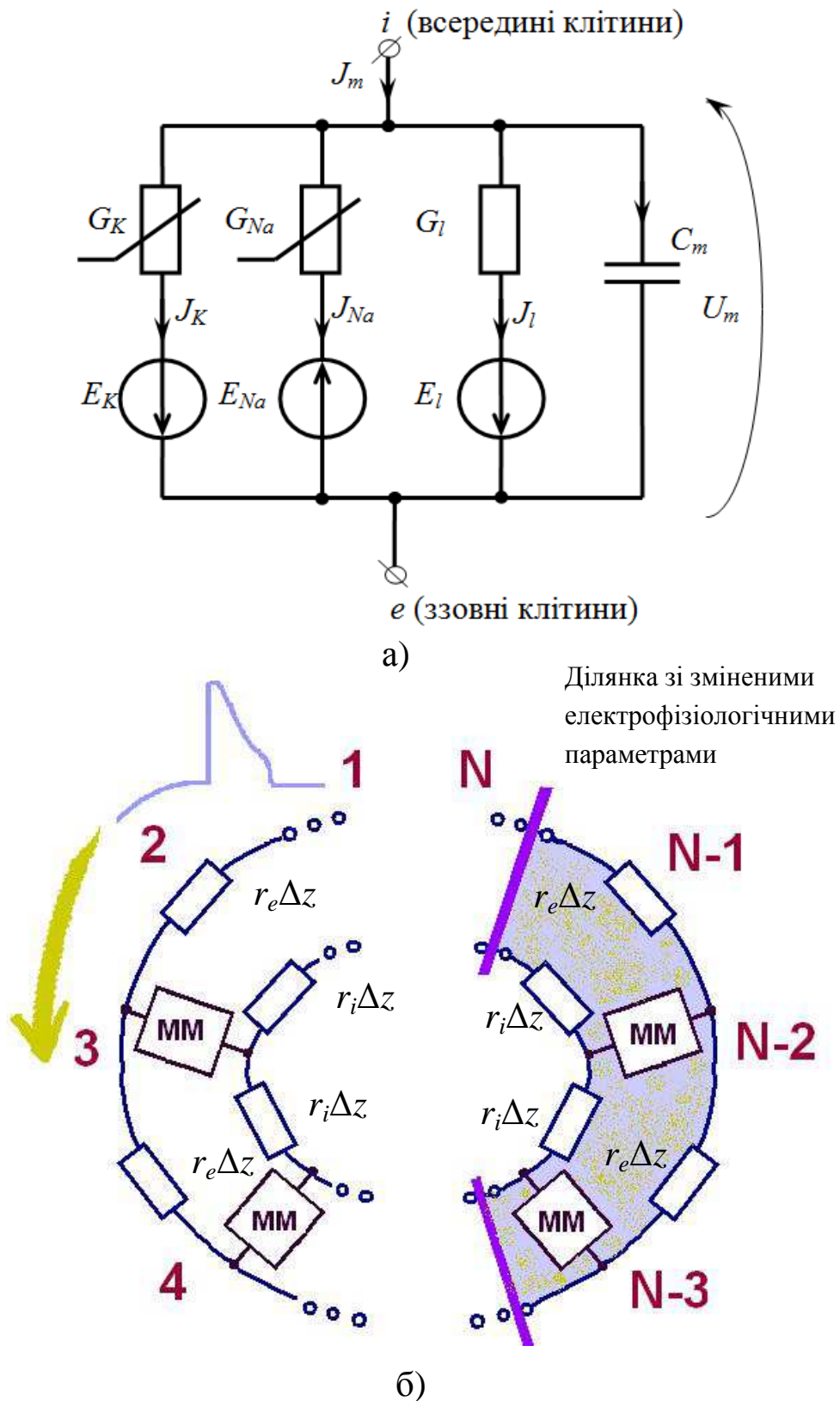


Рис. 2.1. Моделювання поширення збудження в замкненому контурі міокарда: а) модель паралельних провідностей для мембрани клітини; б) кільцева модель петлі *re-entry* з наявністю негомogeneousності електрофізіологічних параметрів клітин міокарда

Потенціал мембрани $U_m(z, t)$ є функцією часу t та просторової координати z вздовж напрямку поширення потенціалу дії. При цьому, $U_m(z, t) = U_{m0} + u_m(z, t)$, де U_{m0} — потенціал спокою мембрани, u_m — змінна складова мембранного потенціалу, яка є відхиленням потенціалу мембрани від U_{m0} .

Модель з провідним осердям дозволяє зв'язати другу похідну потенціалу на мембрані зі струмом, що протікає крізь мембрану, і зовнішнім струмом збудження [69]:

$$\frac{\partial^2 u_m}{\partial z^2} = (r_i + r_e)i_m + i_p r_e, \quad (2.1)$$

де i_m — погонний струм мембрани (струм мембрани одиничної довжини), який вимірюється в А/м;

r_e та r_i — погонні опори (питомі опори на одиницю довжини) позаклітинного і внутрішньоклітинного середовища, які вимірюються в Ом/м;

i_p — погонний зовнішній збуджуючий струм, який вимірюється в А/м.

З врахуванням того, що

$$r_e = \frac{4\rho_e}{\pi D^2}, \quad (2.2)$$

$$r_i = \frac{4\rho_i}{\pi D^2}, \quad (2.3)$$

$$i_m = J_m \pi D, \quad (2.4)$$

можна отримати

$$\frac{\partial^2 u_m}{\partial z^2} = \frac{4(\rho_i + \rho_e)}{D} J_m + \frac{4\rho_e}{\pi D^2} i_p, \quad (2.5)$$

де ρ_e та ρ_i — питомі опори позаклітинного і внутрішньоклітинного середовища, які вимірюються в Ом·м;

J_m — щільність струму мембрани, яка вимірюється в А/м²;

D — діаметр циліндричної клітини.

Згідно моделі паралельних провідностей, повний мембранний струм визначається як:

$$J_m = J_K + J_{Na} + J_l + C_m \frac{\partial u_m}{\partial t}, \quad (2.6)$$

де $J_K = G_K(u_m, t)(U_{m0} + u_m + E_K)$ — щільність калієвого струму;

$J_{Na} = G_{Na}(u_m, t)(U_{m0} + u_m - E_{Na})$ — щільність натрієвого струму;

$J_l = G_l(U_{m0} + u_m + E_l)$ — щільність струму витоку крізь мембрану;

E_K — потенціал Нернста для іонів калію;

E_{Na} — потенціал Нернста для іонів натрію;

G_l — питома провідність витоку;

E_l — еквівалентний потенціал витоку;

C_m — питома ємність мембрани, яка вимірюється в Ф/м².

Зміни калієвої і натрієвої питомих провідностей в процесі поляризації мембрани можна описати рівняннями Ходжкіна-Хакслі [69, 77-78]:

$$G_K(u_m, t) = G_{Kmax} n^4(u_m, t), \quad (2.7)$$

$$G_{Na}(u_m, t) = G_{Namax} m^3(u_m, t)h(u_m, t) \quad (2.8)$$

де G_{Kmax} — провідність мембрани для іонів калію у випадку, коли всі калієві канали мембрани знаходяться у відкритому стані;

n — функція активації калієвих каналів;

G_{Namax} — провідність мембрани для іонів натрію у випадку, коли всі натрієві канали мембрани знаходяться у відкритому стані;

m — функція активації натрієвих каналів;

h — функція інактивзації натрієвих каналів.

З врахуванням виразів (2.5-2.6), процес поширення потенціалу дії вздовж серцевого волокна представляється у вигляді диференційного рівняння:

$$\frac{\partial^2 u_m}{\partial z^2} - \frac{4(\rho_i + \rho_e)}{D} C_m \frac{\partial u_m}{\partial t} = \frac{4(\rho_i + \rho_e)}{D} (J_K + J_{Na} + J_l) + \frac{4\rho_e}{\pi D^2} i_p. \quad (2.9)$$

Ділянка провідного шляху міокарда $[0, L]$, на якій потрібно знайти розв'язок задачі, розбивається рівномірною сіткою з кроком $\Delta z = \frac{L}{N}$, де L — довжина кола *re-entry*, N — кількість вузлів сітки. Довжина кардіоміоцитів варіюється від 20 мкм для передсердь до 60–140 мкм для шлуночків і 150–200 мкм для клітин волокон Пуркін'є [3, 7]. З врахуванням цього, при моделюванні петель *re-entry* з довжиною кола 8 – 12 мм кількість вузлів сітки z_i треба обрати рівною кількості клітин на ділянці, яка досліджується, $N = 100 – 120$ [76].

Друга просторова похідна потенціалу на мембрані у вузлах сітки може бути апроксимована за допомогою інтерполяційного полінома Лагранжа і обчислена явним чином:

$$\frac{\partial^2 u_m(z_i, t)}{\partial z^2} = \frac{u_{i-1}(t) - 2u_i(t) + u_{i+1}(t)}{\Delta z^2}, \quad i = \overline{2, N-1}. \quad (2.10)$$

З урахуванням замкненості провідного шляху друга просторова похідна потенціалу на мембрані в крайніх точках волокна визначається як:

$$\frac{\partial^2 u_m(z_1, t)}{\partial z^2} = \frac{u_N(t) - 2u_1(t) + u_2(t)}{\Delta z^2}; \quad (2.11)$$

$$\frac{\partial^2 u_m(z_N, t)}{\partial z^2} = \frac{u_1(t) - 2u_N(t) + u_{N-1}(t)}{\Delta z^2}. \quad (2.12)$$

Знаходження розподілу мембранного потенціалу u_m , а також функції активації калієвих каналів n , функції активації натрієвих каналів m і функції інактивації натрієвих каналів h , що визначають період рефрактерності клітин міокарда, проводиться шляхом розв'язання системи диференційних рівнянь. При цьому, функції активації та інактивації визначаються з рівнянь [69]:

$$\begin{aligned}\frac{dn}{dt} &= \frac{n_\infty - n}{\tau_n}; \\ \frac{dm}{dt} &= \frac{m_\infty - m}{\tau_m}; \\ \frac{dh}{dt} &= \frac{h_\infty - h}{\tau_h},\end{aligned}\tag{2.13}$$

де n_∞, m_∞ — усталені значення функцій активації калієвих та натрієвих каналів;

h_∞ — усталене значення функції інактивації натрієвих каналів;

τ_n, τ_m — час релаксації активації калієвих та натрієвих каналів;

τ_h — час релаксації інактивації натрієвих каналів.

Рішення задачі Коші відносно функцій u_m, n, m та h виконується шляхом використання системи диференційних рівнянь [76]:

$$\begin{aligned}\frac{d\mathbf{Y}}{dt} &= F(\mathbf{Y}), \\ \mathbf{Y}(0) &= \mathbf{Y}_0,\end{aligned}\tag{2.14}$$

де

$$\begin{aligned}\mathbf{Y} &= [u_m \ m \ n \ h], \\ u_m &= [u_{m1} \ u_{m2} \ \dots \ u_{mN}], \\ m &= [m_1 \ m_2 \ \dots \ m_N], \\ n &= [n_1 \ n_2 \ \dots \ n_N], \\ h &= [h_1 \ h_2 \ \dots \ h_N],\end{aligned}\tag{2.15}$$

Y_0 — вектор значень Y у стані спокою.

Параметри функцій в моделі є векторами, що визначають електрофізіологічні властивості кожної окремої клітини в замкненій петлі *re-entry*:

$$\begin{aligned} & \{C_m, U_{mo}, K_i, K_e, Na_i, Na_e, G_{K0}, G_{Na0}, \\ & G_l, \rho_i, \rho_e, D, U_{hn}, U_{sn}, \tau_{n_max}, r_n, U_{htm}, U_{stm}, \\ & U_{hm}, U_{sm}, \tau_{m_max}, r_m, U_{htn}, U_{stm}, U_{hh}, U_{sh}, h_{min}, \\ & \tau_{h_max}, r_h, U_{hth}, U_{sth}, p_n, p_m, p_h\}, \end{aligned} \quad (2.16)$$

$$\begin{aligned} C_m &= [C_{m1} \ C_{m2} \ \dots \ C_{mN}], \\ &\vdots \\ p_h &= [p_{h1} \ p_{h2} \ \dots \ p_{hN}], \end{aligned} \quad (2.17)$$

де K_i, Na_i — внутрішньоклітинні концентрації калію і натрію;

K_e, Na_e — позаклітинні концентрації калію і натрію;

G_{K0}, G_{Na0} — провідності для іонів калію і натрію в стані спокою;

U_{hn}, U_{hm} — напруги напівактивації калієвих і натрієвих каналів;

U_{hh} — напруга напівактивації натрієвих каналів;

$\tau_{n_max}, \tau_{m_max}$ — максимальні часи релаксації активації калієвих і натрієвих каналів;

τ_{h_max} — максимальний час релаксації інактивації натрієвих каналів;

U_{sn}, U_{sm} — напруга форми активації калієвих і натрієвих каналів;

U_{sh} — напруга форми інактивації натрієвих каналів;

r_n, r_m — відношення мінімального до максимального часу релаксації активації калієвих і натрієвих каналів;

r_h — відношення мінімального до максимального часу релаксації інактивації натрієвих каналів;

U_{htm}, U_{htn} — напруги напіврелаксації активації калієвих і натрієвих каналів;

U_{hth} — напруга напіврелаксації інактивації натрієвих каналів;

U_{stm} , U_{sth} — напруги форми релаксації активації калієвих і натрієвих каналів;

U_{sth} — напруга форми релаксації інактивації натрієвих каналів;

h_{min} — мінімальна інактивація натрієвих каналів;

p_n , p_m — ступені релаксації активації калієвих і натрієвих каналів;

p_h — ступінь релаксації інактивації натрієвих каналів.

Швидкість проведення, з якою потенціал дії поширюється ділянкою серцевої тканини, суттєво відрізняється в різних відділах серця. Ця швидкість безпосередньо залежить від діаметру волокон міокарда. Проведення збудження клітинами малого діаметру в АВ вузлі відбувається набагато повільніше, ніж проведення збудження клітинами великого діаметру у вентрикулярній системі волокон Пуркінє. Швидкість проведення також залежить від інтенсивності локального струму деполяризації, яка в свою чергу безпосередньо залежить від інтенсивності наростання потенціалу дії. Швидка деполяризація сприяє швидкому проведенню. Відмінності ємності та (або) опору клітинних мембран, вставних дисків і цитоплазми також є чинниками, які зумовлюють відмінність величин швидкості проведення потенціалу дії крізь певні області серця [7].

2.2 Результати модельного експерименту: патерни розповсюдження потенціалу дії вздовж петлі *re-entry*

Анатомічний варіант механізму *re-entry* являє собою найпростіший випадок при моделюванні циркуляції імпульсу збудження. В процесі циркуляції збудження в анатомічно виділених замкнених ланцюгах довжина шляху є фіксованою і визначається периметром анатомічної структури, що утворює незбудливу центральну частину замкненого шляху. Петля *re-entry* в цьому випадку зазвичай характеризується досить великим розміром загального

периметра кола (*macro re-entry*). При моделюванні цього випадку можна не вносити ділянку зі зміненими електрофізіологічними параметрами, а прийняти ці параметри однаковими для всіх клітин.

Функціональний варіант циркуляції хвилі збудження за механізмом *re-entry* визначається електрофізіологічними властивостями міокардіальної тканини. Зміна цих властивостей впливає на довжину замкненого шляху, тобто розміри петлі *re-entry* не є фіксованими, а її положення — строго локалізованим. Для такого механізму зазвичай характерна невелика довжина кола петлі — 6-10 мм при фібриляції передсердь. Така петля позначається як *micro re-entry*.

Зважаючи на те, що різниця у періодах рефрактерності, а також у інших електрофізіологічних параметрах сусідніх груп клітин може викликати циркуляцію в провідних тканинах передсердь, шлуночків і волокон Пуркінє, математична модель будується таким чином, щоб замкнена петля в міокарді була негомогенною за своїми параметрами. Зміною значень електрофізіологічних параметрів, що впливають на виникнення і підтримання механізму *re-entry*, а також варіюванням розміру петлі та відношення довжин ділянок з відмінними електрофізіологічними параметрами можна отримати різні патерни поширення збудження вздовж послідовності клітин.

Результати моделювання показують, що при різних співвідношеннях параметрів кардіоміоцитів на двох ділянках замкненого шляху можливе існування таких варіантів:

- однократне проходження імпульсу збудження замкненою петлею без виникнення циркуляції (рис. 2.2);
- виникнення неперервної циркуляції імпульсу збудження, для зупинки якої потрібне зовнішнє втручання (рис. 2.3);
- проходження імпульсом збудження декількох обертів по замкненому контуру з подальшим згасанням (рис. 2.4);

▪ поширення імпульсу збудження лише ділянкою з нормальними електрофізіологічними параметрами і згасання на ураженій ділянці петлі без виникнення циркуляції.

Провідність, тобто швидкість проведення збудження структурами серця, залежить від анатомічних і фізіологічних факторів [18]. До анатомічних факторів належать: діаметр м'язових волокон (10-15 мкм у робочих кардіоміоцитів) і геометричне розташування м'язових волокон. Швидкість проведення вздовж м'язового волокна є більшою порівняно зі швидкістю проведення у поперечному напрямку. Фізіологічними факторами є: амплітуда потенціалу дії, швидкість деполяризації, амплітуда потенціалу спокою.

У нормі імпульс збудження проводиться тканинами серця зі швидкістю 0,5 – 5 м/с. Однією з причин, що призводять до розвитку неперервної циркуляції збудження, є уповільнене поширення потенціалів дії [11]. На рис. 2.3 наведені результати моделювання циркуляції імпульсу збудження за механізмом *re-entry* зі зниженням швидкості проведення в ураженій області передсердь до 0,068 м/с, що викликано зміною електрофізіологічних параметрів кардіоміоцитів.

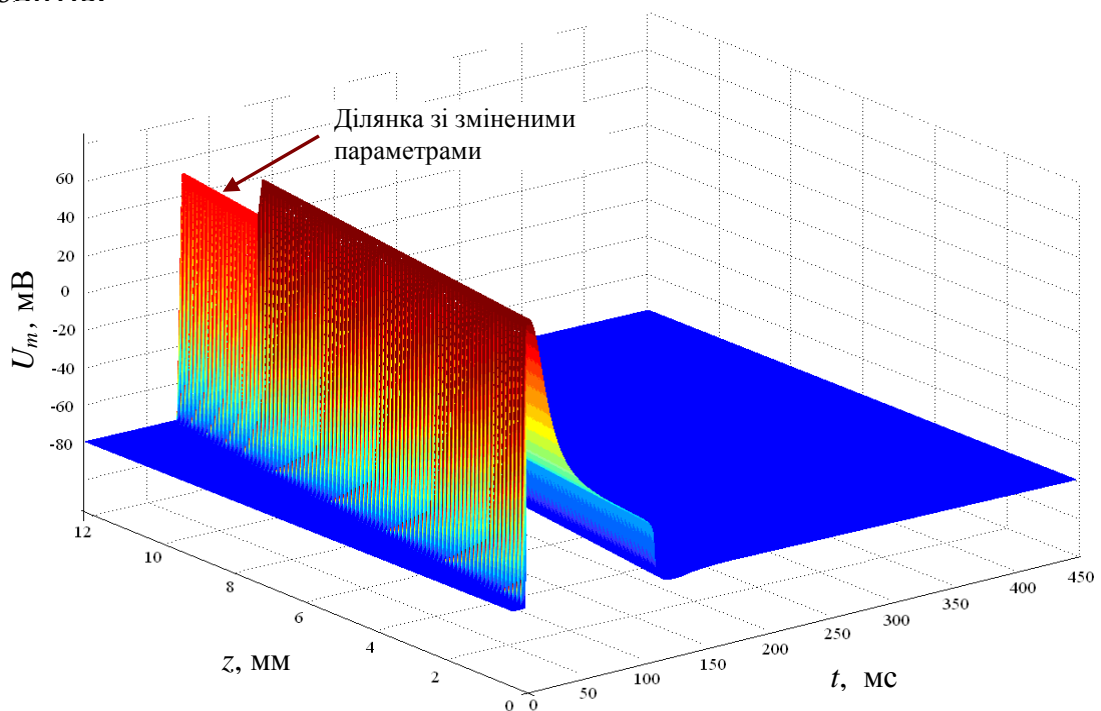


Рис. 2.2. Проходження імпульсу збудження замкнутою петлею без виникнення циркуляції

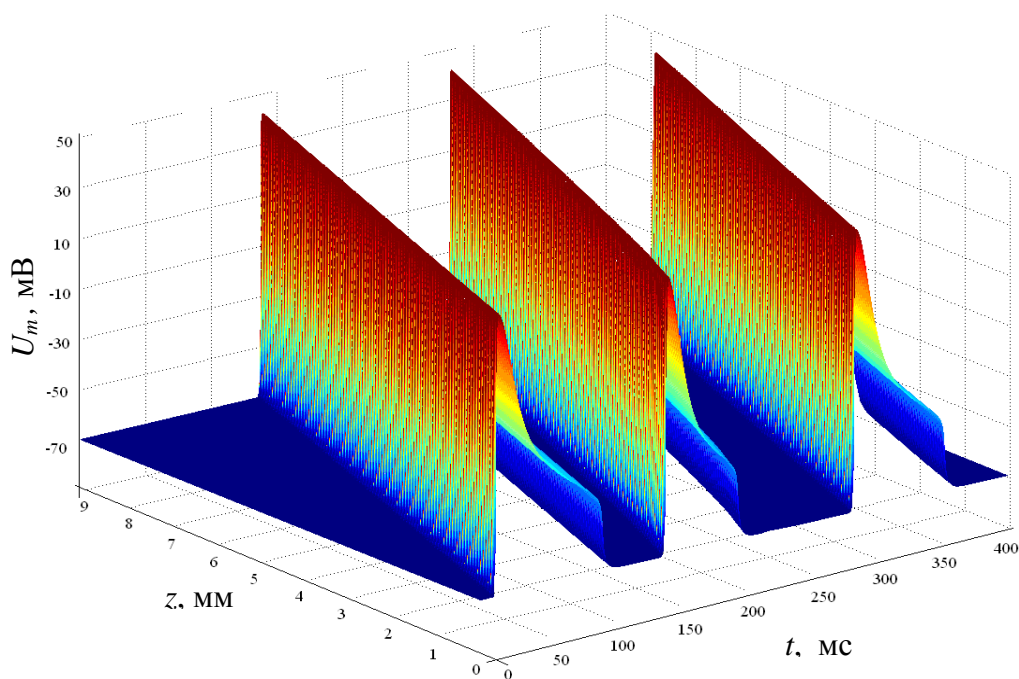
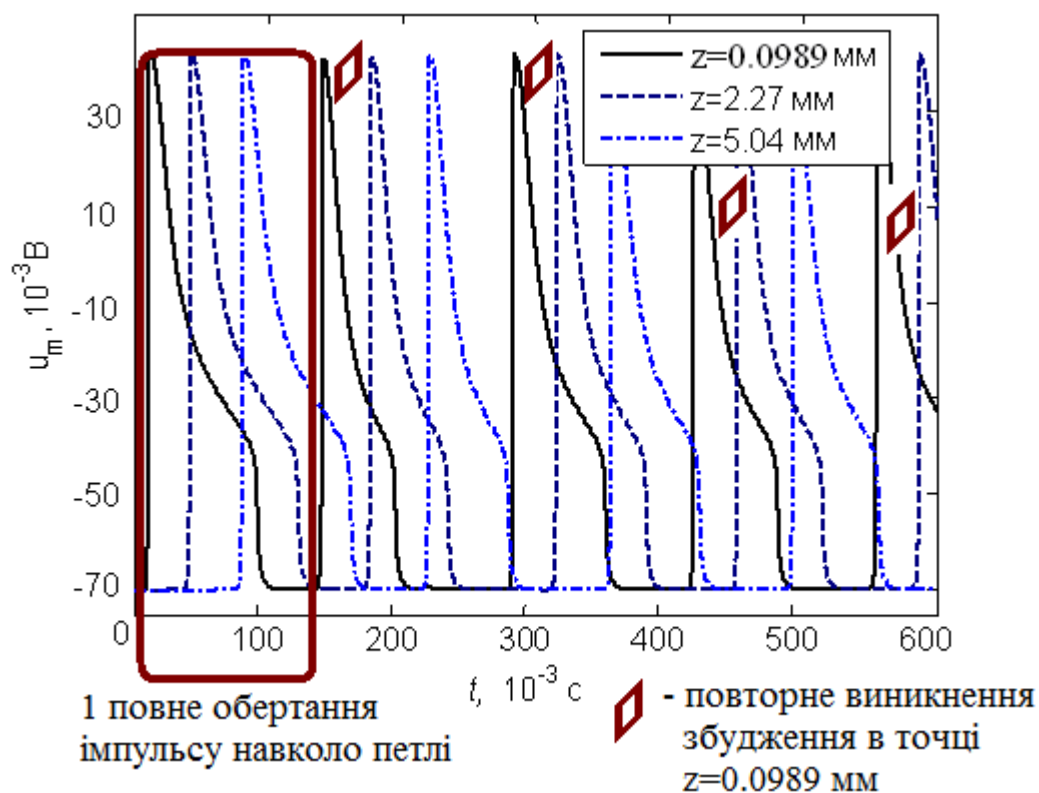


Рис. 2.3. Просторово-часове поширення потенціалу дії вздовж замкненої петлі з наявністю ділянки зі зміненими електрофізіологічними параметрами клітин міокарда при виникненні неперервної циркуляції імпульсу збудження

Час обертання імпульсу $t_{обр}$ навколо петлі визначається як:

$$t_{обр} = \frac{L}{v_{пр}}, \quad (2.18)$$

де L — довжина кола;

$v_{пр}$ — швидкість проведення імпульсу збудження.

Поширюючись зі швидкістю 0,068 м/с вздовж петлі з довжиною кола 10 мм, імпульс збудження повертається до початкової точки свого руху через 147 мс, тобто по закінченню ефективного рефрактерного періоду тривалістю 145 мс. Клітини, що вже встигли відновити збудливість, реактивуються та підтримують циркуляцію імпульсу збудження згідно з механізмом *re-entry*.

Наростання потенціалу дії на уражених ділянках відбувається нерівномірно. В областях з вираженим зниженням потенціалу дії можливе виникнення уповільненого проведення хвилі збудження [11]. Зменшення негативної величини потенціалу спокою в результаті часткової деполяризації також уповільнює проведення [18]. На рис. 2.4 представлені результати моделювання поширення потенціалу дії для випадку, коли клітини в одній частині замкненої петлі мають менший потенціал спокою U_{m0} , ніж на іншій ділянці: $U_{m01} = -65$ мВ та $U_{m02} = -80$ мВ. Результати моделювання свідчать, що циркуляція імпульсу збудження виникає, але після 2-х обертів припиняється.

На рис. 2.5 показані результати моделювання при наступних значеннях концентрацій для іонів калію: $K_i = 150$ мМ/л на всьому протязі провідного шляху, $K_{e1} = 4$ мМ/л на основній ділянці петлі і $K_{e2} = 12$ мМ/л на аномальній ділянці. Імпульс збудження при цьому виконує 1 повний оберт по петлі з довжиною кола 12 мм, потім повторно проходить вздовж основної ділянки петлі, яка в даному випадку складала 2/3 всієї довжини кола. Згасання імпульсу відбувається на межі ділянки з підвищеною позаклітинною концентрацією іонів калію K_{e2} .

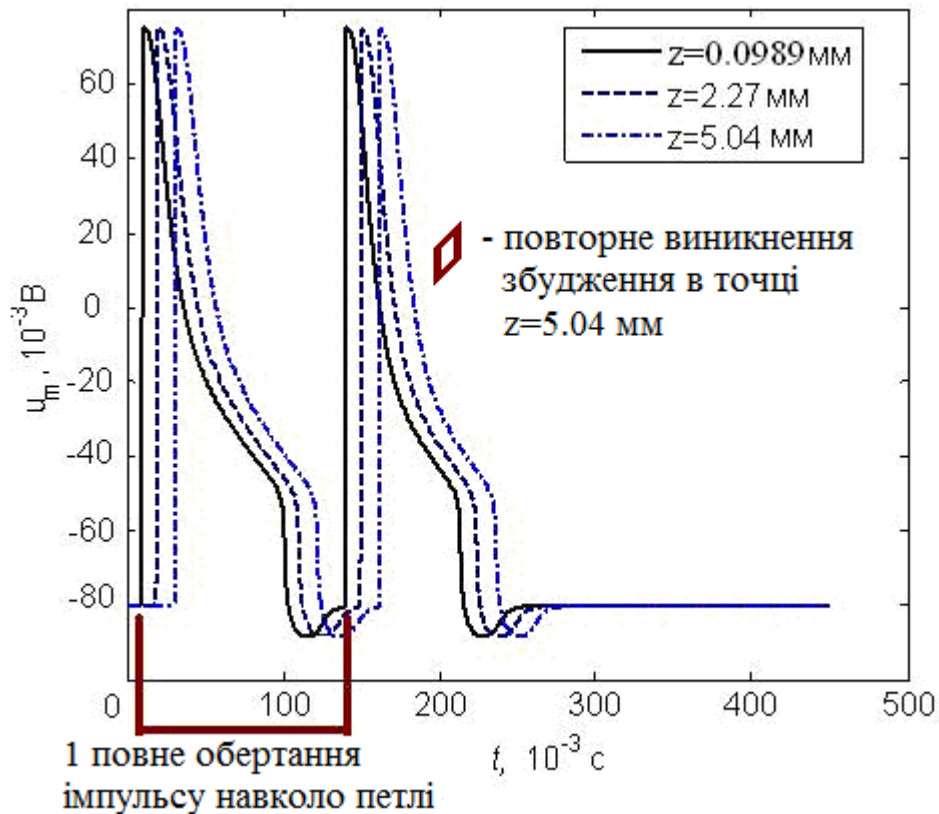


Рис. 2.4. Проходження імпульсом збудження двох обертів петлею з подальшим згасанням

У стані спокою внутрішньоклітинна концентрація іонів калію для клітин міокарда приблизно в 30 разів перевищує позаклітинну концентрацію іонів калію. Мембранний потенціал спокою стає менш негативним при підвищенні позаклітинної концентрації іонів калію K_e . Зміни внутрішньоклітинної концентрації калію K_i обмежені і суттєво не впливають на величину U_{m0} [11].

Зміна форми, тривалості та шляху поширення потенціалів дії, які виникають у серці, є проявом механізмів, що лежать в основі розвитку аритмій. В одних випадках спостерігається самовільне затухання хвилі збудження і припинення її циркуляції після декількох обертів по замкнутому шляху проведення, в інших випадках для переривання циркуляції необхідним є пропускання короткого сильного одиночного електричного імпульсу, що використовується в клінічній практиці.

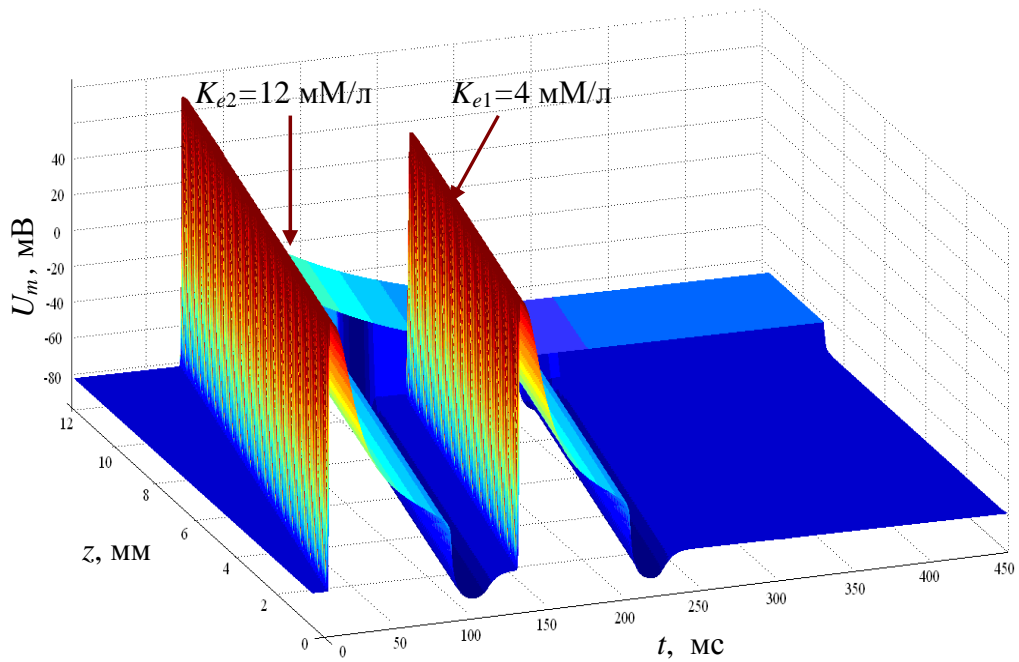
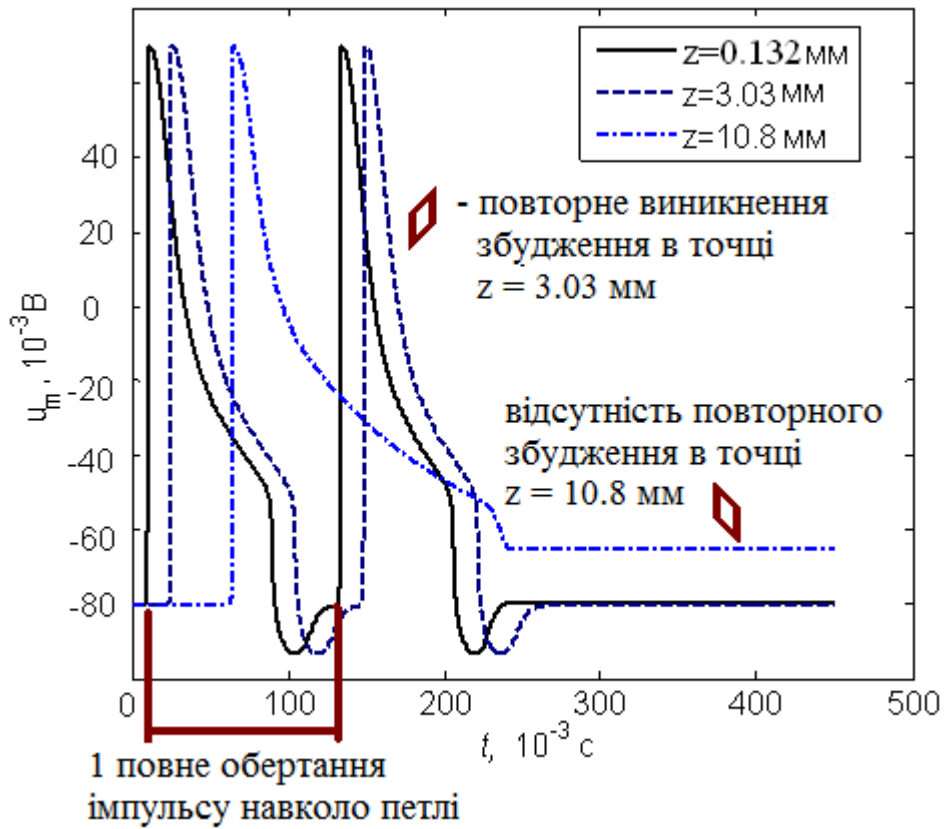


Рис. 2.5. Просторово-часове поширення потенціалу дії петлею з наявністю ділянки з підвищеною позаклітинною концентрацією іонів калію

Таким чином, розглянута модифікація моделі з провідним осердям і узагальненої моделі Ходжкіна-Хакслі для створення одновимірної кільцевої моделі петлі *re-entry* у вигляді замкненого контуру з негомогенним розподілом параметрів кардіоміоцитів дозволяє отримати різні патерни поширення потенціалу дії по замкненій петлі міокардіальної тканини, які залежать від змін електрофізіологічних параметрів міокарда, а також від розмірів негомогенних ділянок кіл *re-entry*. Розглянуті моделі можна використовувати для визначення граничних умов, за яких циркуляція імпульсу збудження призводить до зриву серцевого ритму.

2.3 Моделювання пізніх потенціалів передсердь у складі ЕКГ

Пізні потенціали, що реєструються інвазивним шляхом з епікардіальної поверхні інфарктної зони, є асинхронними багатозонарними коливаннями, що відображають затриману активацію в зонах пошкодженого міокарда. В залежності від електрофізіологічної природи патологічних змін в міокарді ППП можуть мати різну тривалість, амплітуду, характер прояву у складі кардіосигналу. Так, пізні потенціали можуть мати коротку тривалість внаслідок малих розмірів ділянки уповільненого проведення або внаслідок прискореного проведення по більш довгому шляху.

При побудові математичних моделей враховується, що ППП є високочастотними низькоамплітудними складовими електрокардіосигналу, які, як правило, не повторюються за своєю формою у різних пацієнтів. Моделі ППП можуть відрізнятися за своїм виглядом, проте за своїми параметрами повинні характеризувати високочастотну низькоамплітудну активність у термінальній частині *P* зубця для класу сигналів "патологія - наявність ППП".

Різноманітність процесів, що є джерелами сигналів пізніх потенціалів, дозволяє застосовувати різні способи створення моделей ППП. В якості

модельного високочастотного сигналу в термінальній частині P зубця може використовуватися синусоїдальна хвиля з частотою, властивою ППП (80 Гц в експерименті [65, 67]). Для отримання більш складної форми ППП можна представити тестовий сигнал пізніх потенціалів у вигляді суми гармонічних складових різних частот в діапазоні 40 - 250 Гц:

$$x(t) = A_1 \sin(2\pi f_1 t + \varphi_1) + A_2 \sin(2\pi f_2 t + \varphi_2) + \dots + A_n \sin(2\pi f_n t + \varphi_n), \quad (2.19)$$

де $A_1 - A_n$ — амплітуди гармонічних складових;

$f_1 - f_n$ та $\varphi_1 - \varphi_n$ — частоти і фази гармонічних складових.

На рис. 2.6 наведено модельний сигнал ППП, що є сумою трьох синусоїд з частотами $f_1 = 80$ Гц, $f_2 = 95$ Гц, $f_3 = 120$ Гц та амплітудами $A_1 = 10$ мкВ, $A_2 = 5$ мкВ, $A_3 = 8$ мкВ.

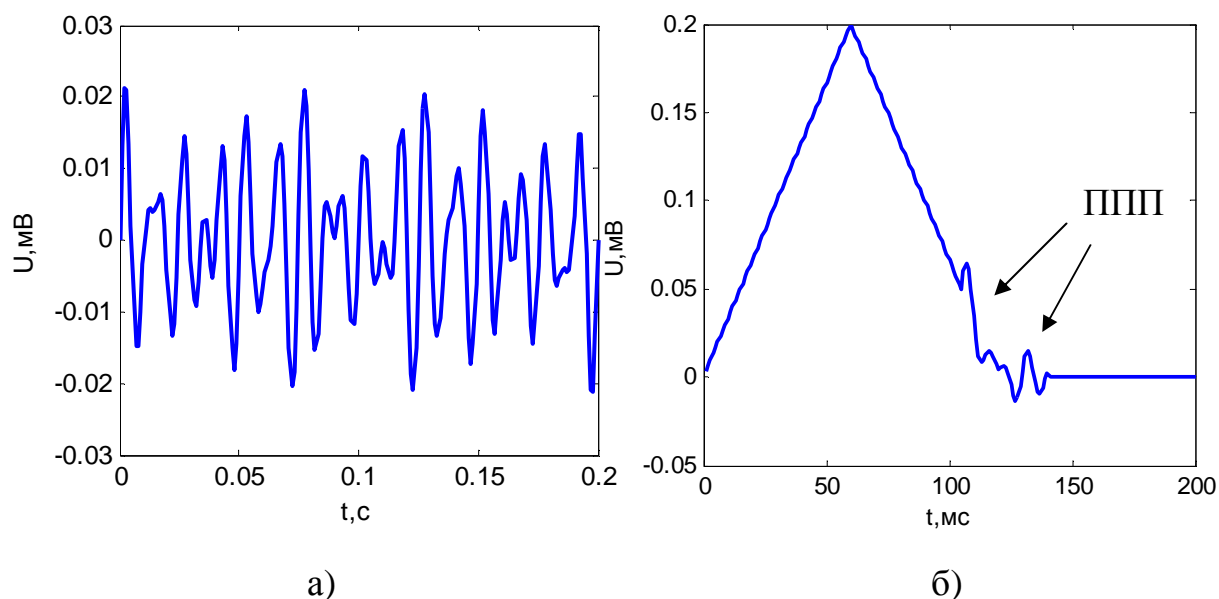


Рис. 2.6. Моделювання ППП: а) тестовий сигнал ППП, що складається з суми 3-х синусоїд; б) ППП у термінальній частині P зубця

Враховуючи можливість перепадів в амплітуді пізніх потенціалів, в якості моделей ППП можна додавати в термінальну частину P зубця різні сегменти

амплітудно-модульованого тестового сигналу, де несуча $x_n(t) = A_n \sin(2\pi f_n t)$ модульована періодичним сигналом $x_c(t) = A_c \sin(2\pi f_c t)$:

$$x_{AM}(t) = (A_n + x_c(t)) \sin(2\pi f_n t), \quad (2.20)$$

де A_n та A_c — амплітуди несучої та модулюючого сигналу;
 f_n та f_c — відповідно їх частоти.

На рис. 2.7, а наведено амплітудно-модульований сигнал з параметрами $A_n = 1$ мкВ, $A_c = 10$ мкВ, $f_n = 5$ Гц, $f_c = 120$ Гц, а на рис. 2.7, б — модельний сигнал P зубця з ППП у вигляді обраного сегменту амплітудно-модульованого сигналу.

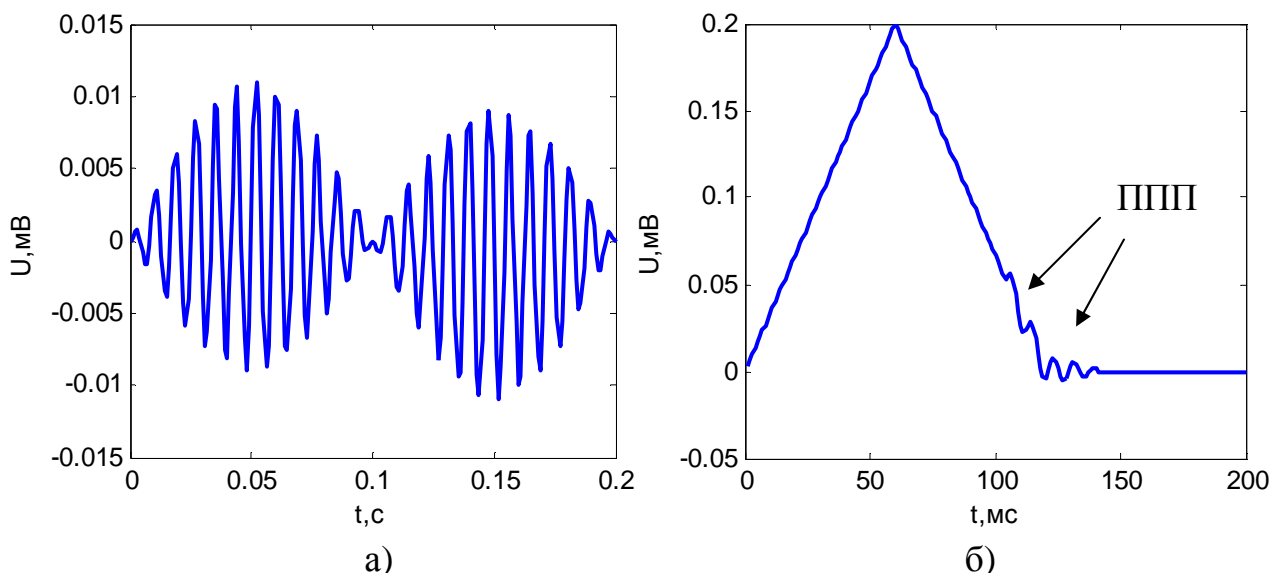


Рис. 2.7. Моделювання ППП: а) амплітудно-модульований тестовий сигнал, б) ППП у термінальній частині P зубця

З врахуванням особливостей електрофізіологічних процесів, що лежать в основі виникнення потенціалів сповільненої деполяризації, модельні ППП можуть формуватися також як послідовність потенціалів дії різної амплітуди (рис. 2.8), які можна отримати при розв'язанні системи диференційних рівнянь для моделі паралельних провідностей та узагальненої моделі Ходжкіна-Хакслі.

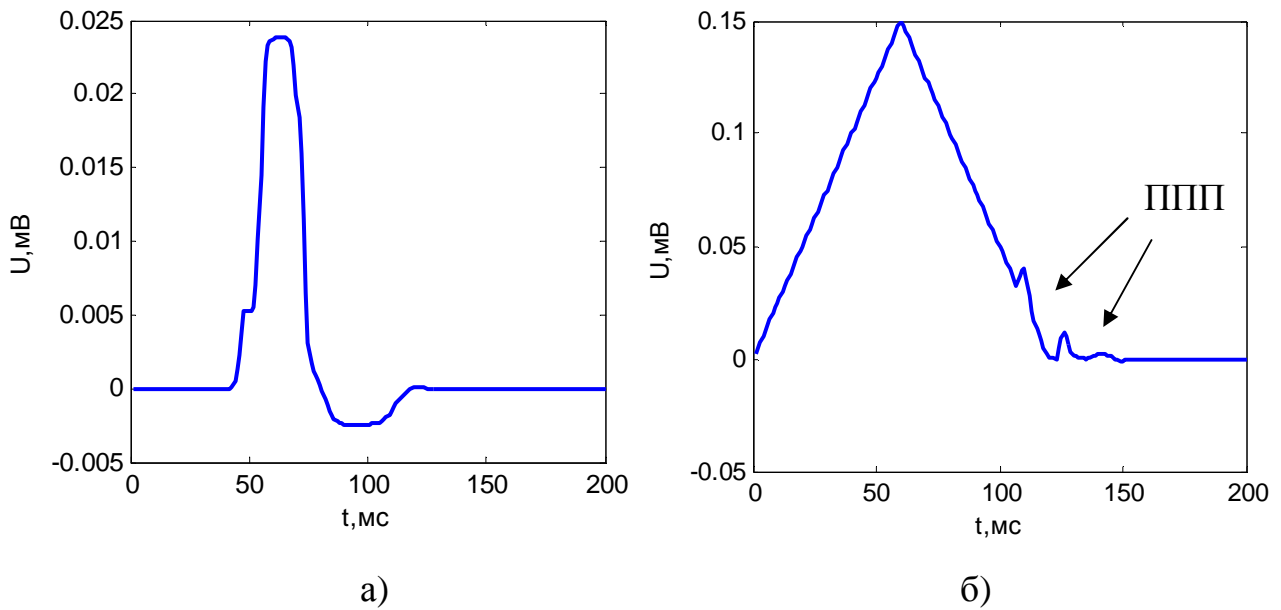


Рис. 2.8. Моделювання ППП: а) трансмембранний потенціал дії;
 б) ППП у термінальній частині P зубця

Зміна параметрів тестових сигналів, які використовуються при моделюванні, дозволяє отримати різний вигляд модельних ППП з метою врахування в процесі досліджень індивідуального прояву ППП для різних пацієнтів, а також перевірки можливості виявлення ППП методами цифрової обробки електрокардіосигналів.

3 МЕТОДИ АНАЛІЗУ ТОНКОЇ СТРУКТУРИ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ

В існуючих системах ЕКГ ВР для оцінки стану електричної активності серця і раннього виявлення тахіаритмій передсердь застосовуються ознаки ППП у вигляді параметрів P зубця в часовій або частотній областях. Однак результати виявлення ППП, отримані за допомогою стандартних методик аналізу електрокардіосигналів, мають невисоку прогностичну цінність [2-4]. Підвищення прогностичної цінності діагностики можна досягти шляхом ідентифікації додаткових ознак ППП під час аналізу електрокардіосигналу в альтернативних координатних базисах.

3.1 Особливості вейвлет-аналізу електрокардіосигналів

Обмеженням спектрального методу аналізу є неможливість визначення точної локалізації конкретної частотної складової кардіосигналу в часі, що є принципово важливим для ранньої діагностики порушень електрофізіологічних властивостей міокарда. На відміну від перетворення Фур'є, вейвлет-перетворення забезпечує двовимірну розгортку, при цьому, масштаб і координата розглядаються як незалежні змінні, що дає можливість аналізу сигналів відразу в двох просторах — масштабному і часовому. Результати вейвлет-аналізу ЕКГ містять не тільки інформацію про розподіл енергії кардіосигналу по частотним складовим, але і відомості про часові координати, на яких виявляються ті чи інші частотні складові, або на яких відбуваються швидкі зміни частотних складових кардіосигналу, як у разі наявності пізніх потенціалів передсердь чи шлуночків [79 -88].

Вейвлет-перетворення є багаторівневим аналізом, ефективним для дослідження сигналів, що одночасно містять високочастотні компоненти короткої тривалості та тривалі низькочастотні компоненти. Ця особливість підходить для задачі виявлення низькоамплітудних високочастотних складових кардіосигналу та їх аналізу незалежно від високоамплітудних низькочастотних зубців [89].

Розрізняють неперервне і дискретне вейвлет-перетворення. Обидва підходи мають свої переваги під час аналізу ЕКГ сигналів.

3.1.1 Неперервний вейвлет-аналіз електрокардіосигналів

Неперервне вейвлет-перетворення (НВП) визначається як [89-93]:

$$W_{\psi}(a,b) = \langle f(t), \psi_{a,b}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{a,b}^*(t) dt = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad a, b \in \mathbb{R}, \quad a \neq 0, \quad (3.1)$$

де $\langle \rangle$ — оператор скалярного добутку;

* — оператор комплексного спряження;

$\psi_{a,b}$ — двопараметричне сімейство функцій:

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (3.2)$$

де b — параметр, який визначає зсув вздовж вісі часу t ;

a — масштабний коефіцієнт, який відповідає за розтягування і стиснення материнської вейвлет-функції $\psi(t)$.

Таким чином, набір вейвлет-функцій $\{\psi_{a,b}(t)\}$ є набором масштабованих (розтягнутих або стиснутих, в залежності від значення параметра a) і зміщених (в залежності від значення параметра b) копій єдиного прототипу — материнської породжуючої функції $\psi(t)$. Материнські вейвлет-функції являють собою функції, що обмежені за часом і місцем розташування на часовій вісі і мають спектральний образ, який певною мірою локалізований на частотній вісі. Вимоги до материнських вейвлет-функцій визначаються можливістю відновлення досліджуваного сигналу $f(t)$ за його вейвлет-спектром $W_\psi(a,b)$.

Реконструкція сигналу виконується за формулою оберненого вейвлет-перетворення [89-93]:

$$f(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} W_\psi(a,b) \psi_{a,b}(t) \frac{da db}{a^2}, \quad (3.3)$$

де C_ψ — константа, що залежить від обраного вейвлета.

Для того, щоб з функції $W_\psi(a,b)$ двох змінних a та b можна було відновити $f(t)$, функція $\psi(t)$ повинна задовольняти певним вимогам. Вейвлети, які використовуються для НВП, є нормованими функціями:

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\psi(t)|^2 dt = 1. \quad (3.4)$$

Щоб отримати обернене вейвлет-перетворення, необхідною є кінцевість інтеграла [89]:

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\widehat{\psi}(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega < \infty \quad (3.5)$$

де $\hat{\psi}(\omega)$ — інтегральне пряме перетворення Фур'є для функції $\psi(t) \in L^2(\mathbb{R})$:

$$\hat{\psi}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} \psi(t) e^{-i\omega t} dt. \quad (3.6)$$

Також для функції $\psi(t)$ необхідною умовою є виконання вимоги нульового середнього, тобто рівності нулю нульового моменту [89-93]:

$$\hat{\psi}(0) = \int_{-\infty}^{+\infty} \psi(t) dt = 0 \quad (3.7)$$

що при виконанні $t\psi(t) \in L^1(\mathbb{R})$ стає достатньою умовою для вейвлет-функції $\psi(t)$, яка буде використовуватися для НВП [89].

Часто для аналізу сигналів необхідно, щоб не тільки нульовий, але і всі перші m моментів були рівні нулю:

$$\int_{-\infty}^{\infty} t^m \psi(t) dt = 0 \quad (3.8)$$

Такий вейвлет називається вейвлетом m -го порядку. Вейвлети, які мають велике число нульових моментів, дозволяють, ігноруючи найбільш регулярні поліноміальні складові сигналу, аналізувати дрібномасштабні флуктуації [89-93].

Коефіцієнти неперервного вейвлет-перетворення містять інформацію про енергію окремих компонент ЕКГ сигналу і про час їх появи. Це дозволяє одночасно досліджувати повільну і швидку динаміку змін кардіосигналу у часі, а також виявляти такі локальні особливості як наявність ППП (рис. 3.1).

В частотному поданні сигнал ЕКГ має різні складові: низькочастотні і

низькоамплітудні P і T зубці, більш високочастотний і найбільший за амплітудою QRS комплекс і пізні потенціали, що характеризуються найменшою амплітудою і високою частотою. Найбільш за все ускладнюють виявлення пізніх потенціалів шумові компоненти ЕКГ сигналу (рис. 3.2).

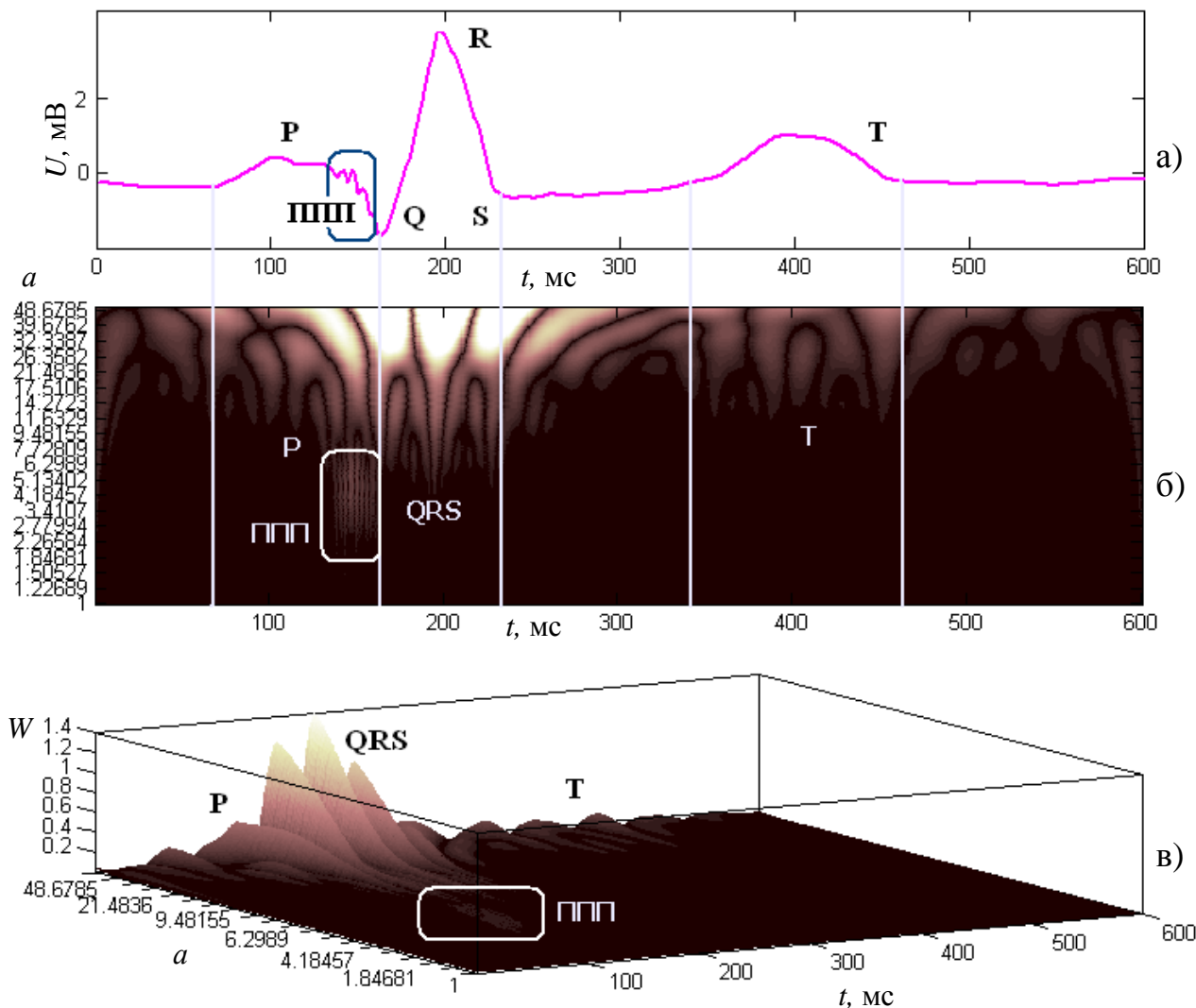


Рис. 3.1. Аналіз ЕКГ за допомогою НВП:

- а) кардіоцикл з наявністю змодельованих ППП в термінальній частині P зубця; б) двовимірна скейлограма НВП; в) тривимірна скейлограма НВП

Додавання в модель шуму значно ускладнює прийняття рішення щодо наявності чи відсутності ППП при візуальному аналізі масштабно-часової площини. Для усунення неоднозначності при аналізі зашумлених

кардіосигналів обчислюють статистичні характеристики компонент вейвлет-розкладу [89].

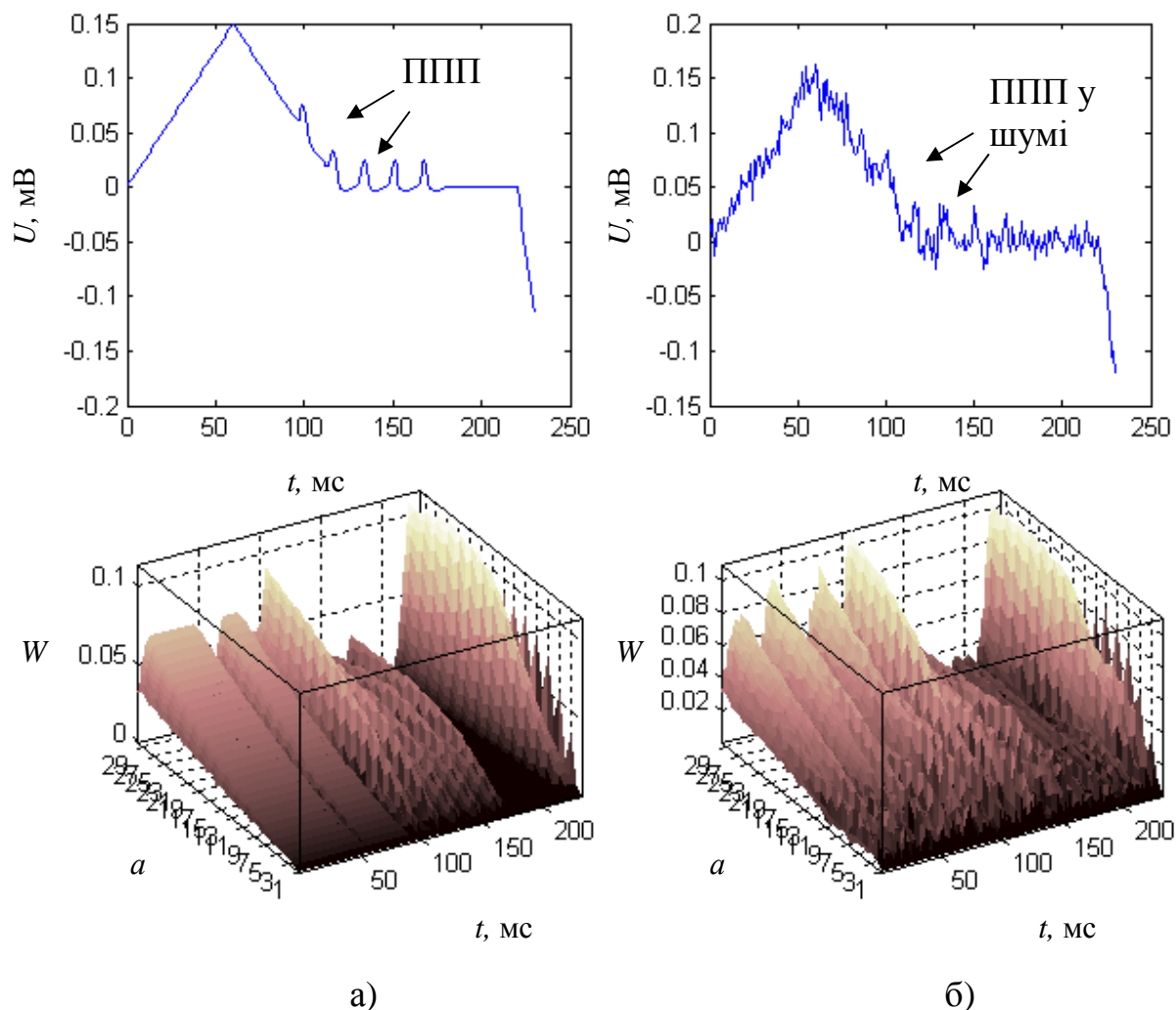


Рис. 3.2. P зубці з наявністю змодельованих ППП та їх скейлограми:

а) шум відсутній; б) шум присутній

Одним з підходів до виявлення пізніх потенціалів є обчислення неперервного вейвлет-перетворення для кожного з 3-х відведень зареєстрованої ЕКГ і знаходження векторної амплітуди CWT_V [83]:

$$CWT_V = \sqrt{CWT_X^2 + CWT_Y^2 + CWT_Z^2}, \quad (3.9)$$

де CWT_X, CWT_Y, CWT_Z — коефіцієнти НВП для X, Y, Z відведень, а енергії вейвлет-перетворення для масштабів 3 – 20 сумуються для отримання повної енергії кардіосигналу в даному масштабно-часовому діапазоні.

3.1.2 Застосування неперервного вейвлет-аналізу до виявлення пізніх потенціалів передсердь у складі ЕКГ

Дослідження можливості застосування неперервного вейвлет-аналізу для виявлення ППП можна розглянути на прикладі модельного експерименту в системі MATLAB, в ході якого побудовано модель кардіосигналу з наявністю ППП у термінальній частині P зубця. В якості ППП до сигналу ЕКГ в нормі додано 5 потенціалів дії, отриманих в процесі розв'язання системи диференційних рівнянь для моделі паралельних провідностей та узагальненої моделі Ходжкіна-Хакслі.

Для виявлення ППП необхідно обирати таку материнську вейвлет-функцію, яка подібна за формою до ППП і дозволяє найбільш точно визначити їх присутність в термінальній частині P зубця. При побудові вейвлет-скейлограм змодельованого ЕКГ сигналу з наявністю ППП найкращі результати отримано з використанням таких вейвлет-функцій, як функції Мейєра, Гауса 4 порядку, Морле, вейвлет Койфмана (“койфлет”) 5 порядку, симетричний вейвлет (“симлет”) 4 порядку [94, 95].

Для оцінки діапазону масштабів неперервного вейвлет-перетворення, у якому слід шукати присутність високочастотних мікропотенціалів, необхідно враховувати довжину дискретного електрокардіосигналу, який досліджується, а також центральну частоту вейвлета [89]. Наприклад, довжина змодельованого кардіоциклу становить 1000 відліків, а вейвлет Койфмана 5-го порядку має центральну частоту $F_c = 0.6897$ Гц. Тоді центральна частота вейвлета, який буде використовуватися для першого рівня вейвлет-розкладу, становить $F_1 = 0.6897 * 1000 = 689,7$ Гц. Для кожного наступного рівня вейвлет-розкладу частота вейвлета буде в 2 рази меншою, ніж для попереднього, тобто $F_2 = 344,8$ Гц, $F_3 = 172,4$ Гц. Така нерівномірна зміна частот при переході з одного масштабу на інший призводить до того, що високі частоти, характерні для ППП, представляються на скейлограмі кількома рівнями і є практично

непомітними. Використання логарифмічної шкали масштабів дозволяє розтягнути високочастотний діапазон на скейлограмах [89]

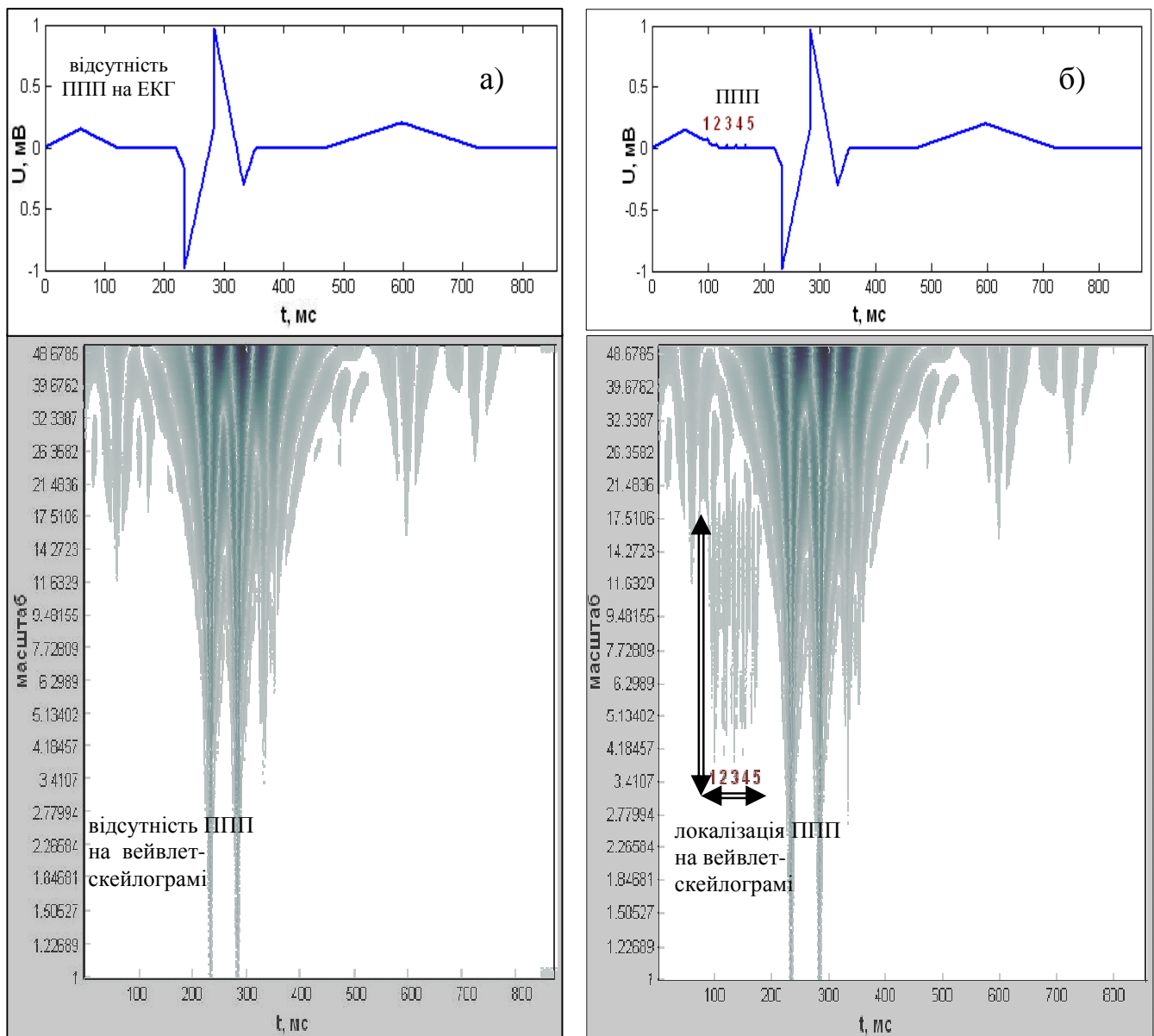


Рис. 3.3. Моделі ЕКГ сигналу та вейвлет-скейлограми в логарифмічному масштабі: а) у разі відсутності мікропотенціалів;
б) у разі наявності 5-ти мікропотенціалів наприкінці *P* зубця

На рис. 3.3 наведено моделі сигналу ЕКГ в нормі та з наявністю ППП наприкінці *P* зубця, а також вейвлет-скейлограми цих сигналів в логарифмічному масштабі. У діапазоні масштабів $a = 3,8 - 17,5$ в часовому проміжку 90–180 мс спостерігається наявність 5-ти окремо розташованих компонент. Даному діапазону масштабів відповідає діапазон частот 40–180 Гц,

що підтверджує відповідність модельного експерименту і теоретичних даних щодо високочастотної природи ППП [94].

Аналіз скейлограми в певному діапазоні часу на масштабах 3 - 20 дозволяє відійти від великої енергії зубців ЕКГ, що маскують малу енергію низькоамплітудних ППП (рис. 3.4)

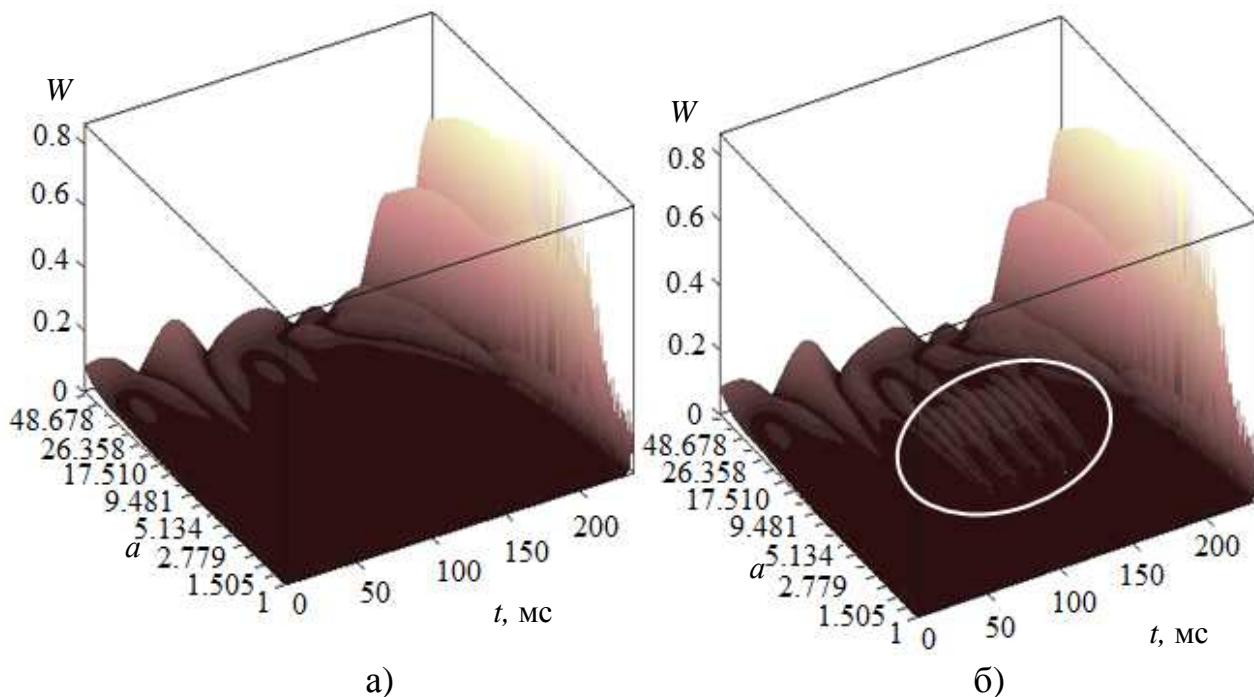


Рис. 3.4. Вейвлет-скейлограми моделі *P* зубця:

а) у разі відсутності мікропотенціалів; б) у разі наявності 5-ти мікропотенціалів

3.1.3 Побудова материнської вейвлет-функції для неперервного вейвлет-перетворення, яка адаптована до виявлення пізніх потенціалів передсердь у складі ЕКГ

Аналіз скейлограм неперервного вейвлет-перетворення дозволяє виділити з загального діапазону масштабів область локалізації ППП. При виявленні таких коливань за допомогою НВП схожість форми ППП і материнської вейвлет-функції дозволяє отримати більш високі значення вейвлет-коефіцієнтів

внаслідок кореляції між вейвлетом і мікросплесками, які необхідно виявити. Тому постає задача побудови вейвлета, що за формою є наближеним до форми ППП.

Створення нової вейвлет-функції на основі моделі ППП проводиться шляхом перетворення форми ППП у функцію $\psi(t)$, яка є базисом НВП, адаптованим до виявлення мікросплесків заданої форми. Відмінною рисою вейвлет-функцій є локалізація, тобто наявність компактного носія як у часовій, так і в частотній областях визначення функції [89-93]. Локалізація в часі припускає концентрацію енергії всередині деякого фінітного інтервалу. Тому необхідно прийняти значення аргументу t для моделі ППП рівномірно розподіленими на відрізку $[0, 1]$. Частотна локалізація досягається компактністю носія Фур'є-образу.

При створенні нового материнського вейвлета в якості моделі ППП можна використати трансмембранний потенціал дії, який був отриманий в процесі розв'язання системи диференційних рівнянь для моделі паралельних провідностей та узагальненої моделі Ходжкіна-Хакслі і являє собою набір дискретних значень $\{(t_k, y_k)\}$, $k = 1, \dots, K$, що розподілені на інтервалі $[a, b]$ таким чином, що $a \leq t_k \leq b$ і $y_k = f(t_k)$. Необхідно прийняти до уваги, що задана модель ППП не може використовуватися в якості вейвлет-функції для НВП, так як не задовольняє вимозі нульового середнього [89, 96-98]. Тому початкова модель ППП апроксимується на інтервалі $[0, 1]$ за методом найменших квадратів:

$$\sum_{k=1}^K [\psi(t_k) - y_k]^2 = \min, \text{ таким чином, щоб } \int_0^1 \psi(t) dt = 0, \quad (3.10)$$

де y_k — заданий зразок ППП;

$\psi(t)$ — нова материнська вейвлет-функція, яку необхідно побудувати.

У точках 0 і 1 виконуються граничні умови $\psi(0) = 0$ і $\psi(1) = 0$.

Розглянемо приклад, у якому за допомогою обчислювальних засобів системи MATLAB були побудовані материнські вейвлети різної форми (рис. 3.5): *adwave1*, *adwave2* та *adwave3* [98].

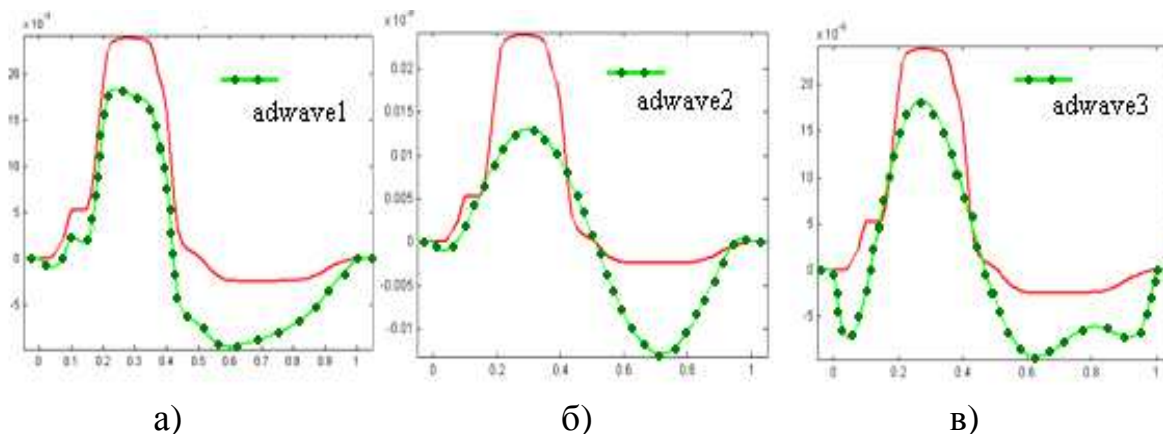


Рис. 3.5. Заданий зразок ППП і адаптовані вейвлети:

а) *adwave1*; б) *adwave2*; в) *adwave3*

Наведені материнські вейвлети мають рівний нулю інтеграл та одиничну норму, тому задовольняють вимогам, що висуваються до вейвлет-функцій, і можуть використовуватися для побудови скейлограм НВП. Однак не кожна з наведених на рис. 3.5 адаптованих вейвлет-функцій в достатній мірі відображає особливості модельної форми ППП. З табл. 3.1 видно, що серед трьох нових вейвлетів *adwave1* має найбільший коефіцієнт кореляції з заданою моделлю ППП.

Таблиця 3.1. Коефіцієнт кореляції між зразком ППП і адаптованим вейвлетом

Адаптований вейвлет	Коефіцієнт кореляції <i>CoefCorr</i>
<i>adwave1</i>	0,9717
<i>adwave2</i>	0,7943
<i>adwave3</i>	0,9652

З метою тестування нових і стандартних вейвлет-функцій на точність виявлення імпульсів, схожих на ППП, можна побудувати модельний сигнал з їх наявністю, наприклад, сигнал

$$S(t) = f\left(\frac{t-20}{8}\right) + \sqrt{2}f\left(\frac{t-40}{4}\right) \quad \text{отримуємо}$$

розтягуванням, зсувом та складанням двох хвиль $f(t)$ моделі ППП (рис. 3.6). НВП даного сигналу має дати інформацію про локалізацію сплесків ППП у часі (позиції $t_1 = 20$ мс та $t_2 = 40$ мс на часовій вісі скейлограми) і масштабі розтягування зразка ППП (позиції $a_1 = 8$ та $a_2 = 4$ на масштабній вісі скейлограми).

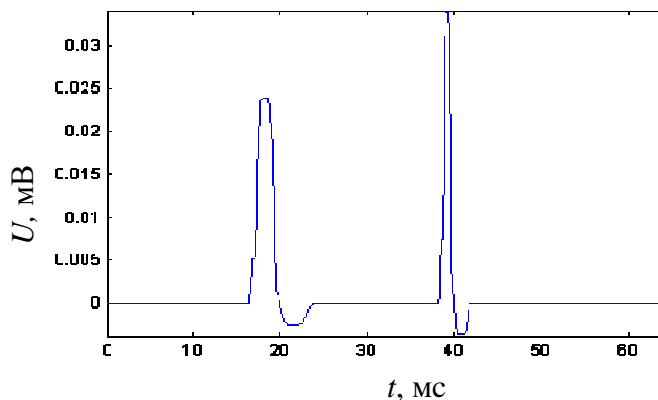


Рис. 3.6. Модельний сигнал $S(t) = f\left(\frac{t-20}{8}\right) + \sqrt{2}f\left(\frac{t-40}{4}\right)$

Вейвлет-функція *adwave2* має найменший коефіцієнт кореляції з заданою моделлю ППП (табл. 1). На рис. 3.7, б видно, що використання цієї вейвлет-функції при НВП дає незадовільні результати: на масштабно-часовій площині крім основних піків з'являються додаткові, що ускладнює інтерпретацію отриманих скейлограм. При використанні *adwave1* та *adwave3* сплески ППП локалізовані в часі, а на масштабах $a_1 = 8$ та $a_2 = 4$ є явні максимуми значень вейвлет-коефіцієнтів (рис. 3.7, а, в).

При порівнянні результатів виявлення ППП адаптованими вейвлетами *adwave1* і *adwave3* з результатами їх виявлення звичайними вейвлетами (рис. 3.7 а, в та рис. 3.8) видно, що НВП модельного сигналу $S(t)$ з використанням стандартних вейвлет-функцій (Добеші 4 порядку, “симлет” 4 порядку, “койфлет” 4 порядку, Мейера, мексиканський капелюх, Гауса 5 порядку) не дозволяє правильно визначити значення коефіцієнта масштабування і розташування сплесків у часі.

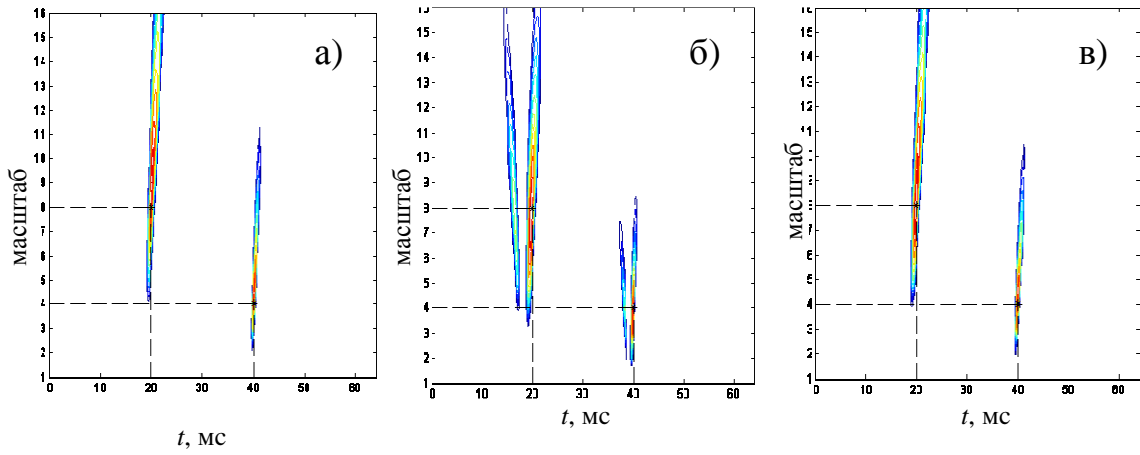


Рис. 3.7. Контурне представлення НВП сигналу $S(t)$ (з пороговим значенням вейвлет-коефіцієнтів 0.7) при застосуванні адаптованих вейвлет-функцій
 а) *adwave1*; б) *adwave2*; в) *adwave3*

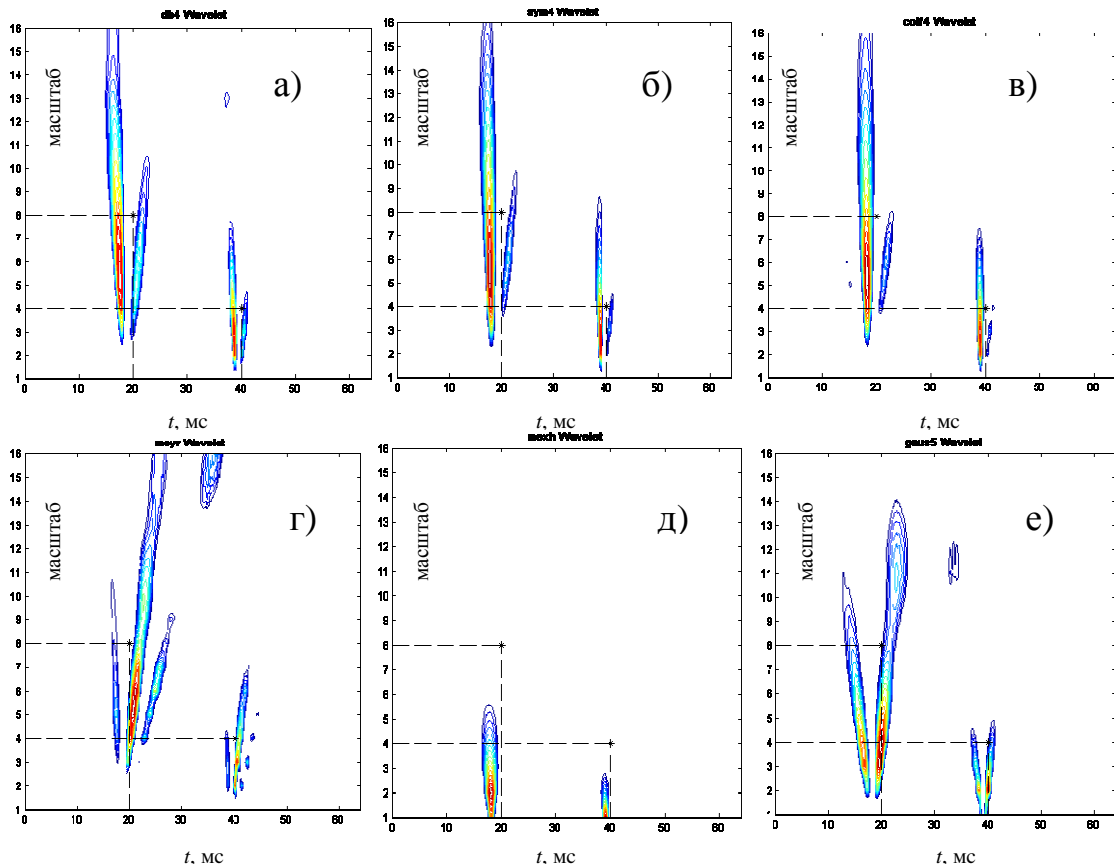


Рис. 3.8. Контурне представлення НВП сигналу $S(t)$ (з пороговим значенням вейвлет-коефіцієнтів 0.7) при застосуванні стандартних вейвлет-функцій:
 а) Добеші 4 порядку (*db4*); б) “симлет” 4 порядку (*sym4*); в) “койфлет” 4 порядку (*coif4*); г) Мейера (*meyr*); д) мексиканський капелюх (*mexh*);
 е) Гауса 5 порядку (*gaus5*)

На масштабно-часовій площині скейлограми P зубця можна виділити область, що відповідає локалізації ППП [65]. Аналіз скейлограми в певному діапазоні часу на масштабах 2-15 дозволяє виключити з розгляду високоамплітудну складову P зубця. На рис. 3.9 області R_1 та R_2 відповідають за форму низькочастотного P зубця, а область R_4 , що знаходиться на перетині термінальної частини P зубця в часі і смуги малих масштабів, — область пошуку патернів, характерних для ППП.

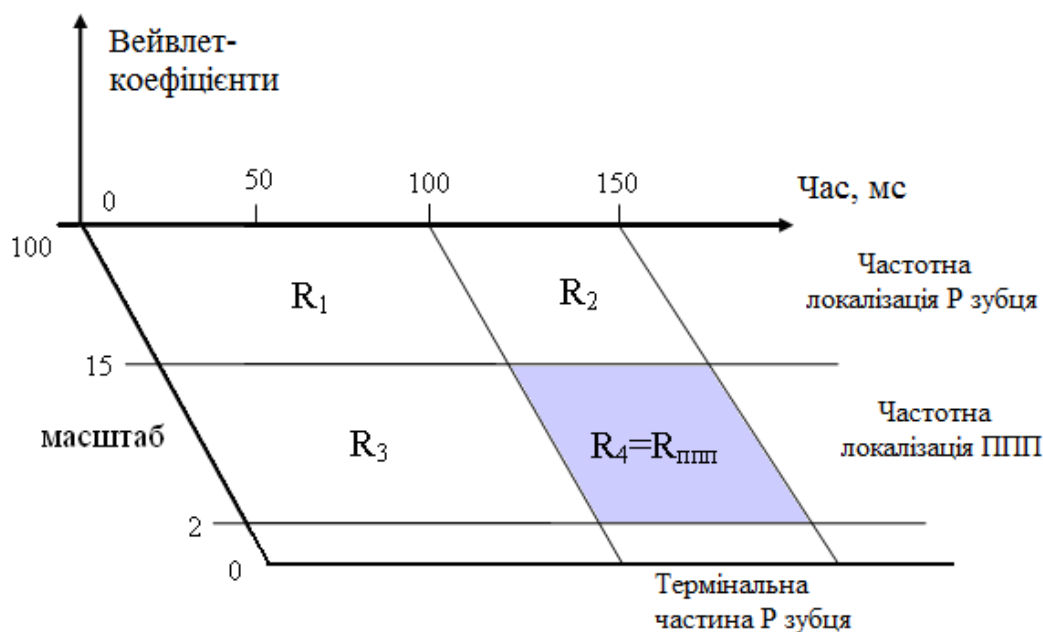


Рис. 3.9. Масштабно-часова площина скейлограми з поділом на області R_1 - R_4 , які відповідають характерній частотно-часовій структурі P зубця з наявністю ППП

При використанні адаптованого вейвлета *adwave1* на скейлограмі кардіоциклу з додаванням модельних ППП явно спостерігається наявність 4-х окремих складових, які є мікроплесками в кінці P зубця (рис. 3.10). Проте присутність низькочастотної високоамплітудної складової ЕКГ сигналу ускладнює ідентифікацію ППП. Це проявляється в тому, що значення вейвлет-коефіцієнтів для низькочастотних зубців P , T і комплексу QRS на великих масштабах НВП значно перевищують значення вейвлет-коефіцієнтів для низькоамплітудних високочастотних ППП на малих масштабах скейлограми.

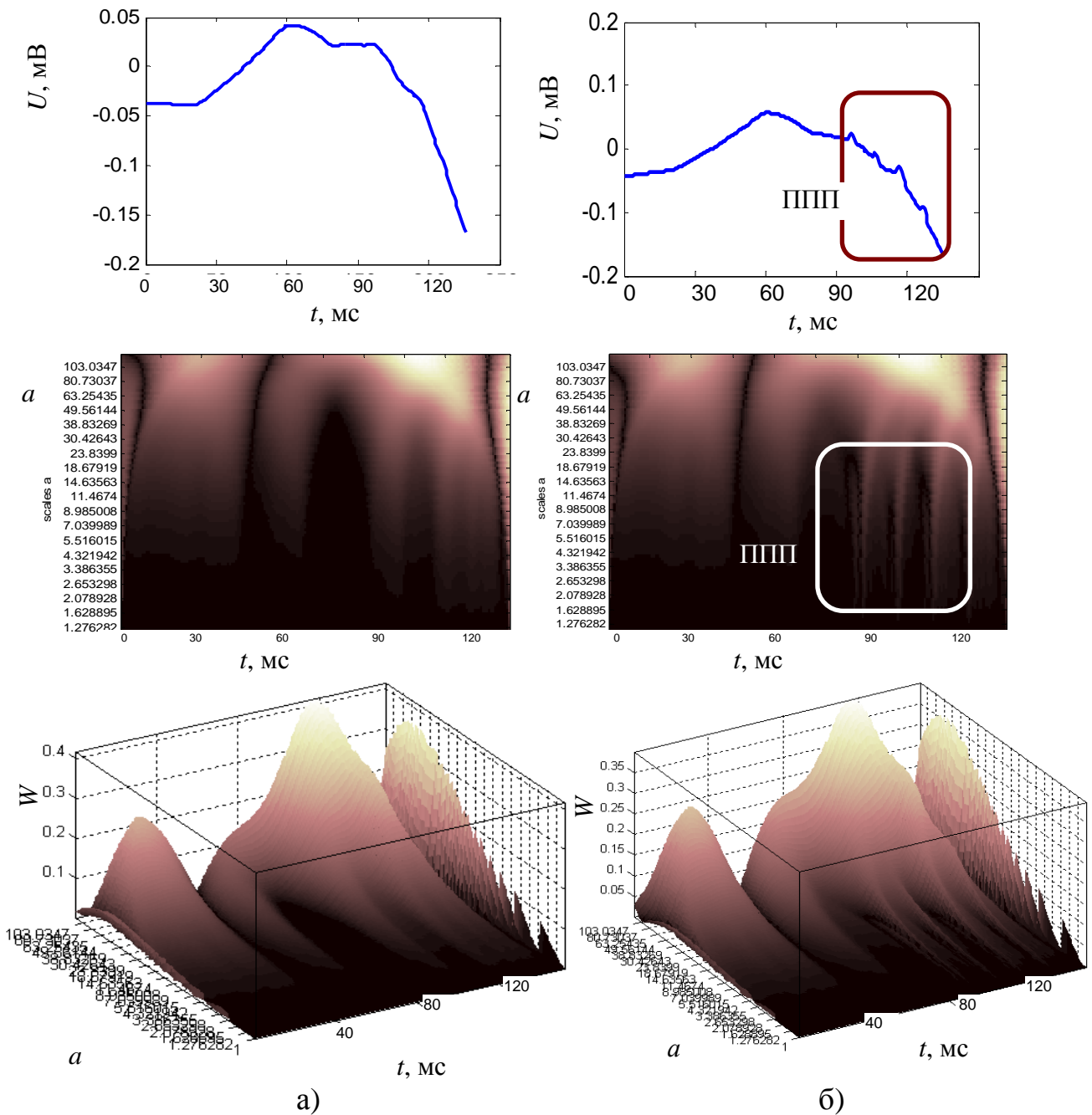


Рис. 3.10. Зубці P та їх скейлограми в двовимірному і тривимірному поданні з використанням вейвлет-функції $adwave1$:
 а) ППП відсутні, б) присутні 4 ППП

У розглянутому випадку сигнал $f(t)$ представляє P зубець кардіосигналу і задається набором дискретних значень $\{f_k\}$: $f(t) = f(k\Delta t) = f_k$, де $k \in N$. Значення вейвлет-коефіцієнтів НВП сигналу $f(t)$ обчислюються відповідно до формули 3.1.

Параметр часового зсуву b змінює свої значення з кроком $\Delta t: b = \overline{1, L}$, де L — кількість відліків сигналу $f(t)$. Значення масштабного параметра a також дискретні і складають вектор довжиною M . Таким чином, область R_4 на масштабно-часовій площині скейлограми P зубця представляється у вигляді матриці вейвлет-коефіцієнтів $M_{\text{III}} \times L_{\text{III}}$, де M_{III} є довжиною вектора масштабів від 2.07 по 14.63 з логарифмічною зміною кроку при переході від одного масштабу до іншого [89, 94], а L_{III} визначає кількість дискретних значень вектора часу, що припадають на довжину аналізованої ділянки P зубця (рис. 3.11). У даному випадку $M_{\text{III}}=40$, а $L_{\text{III}}=80$.

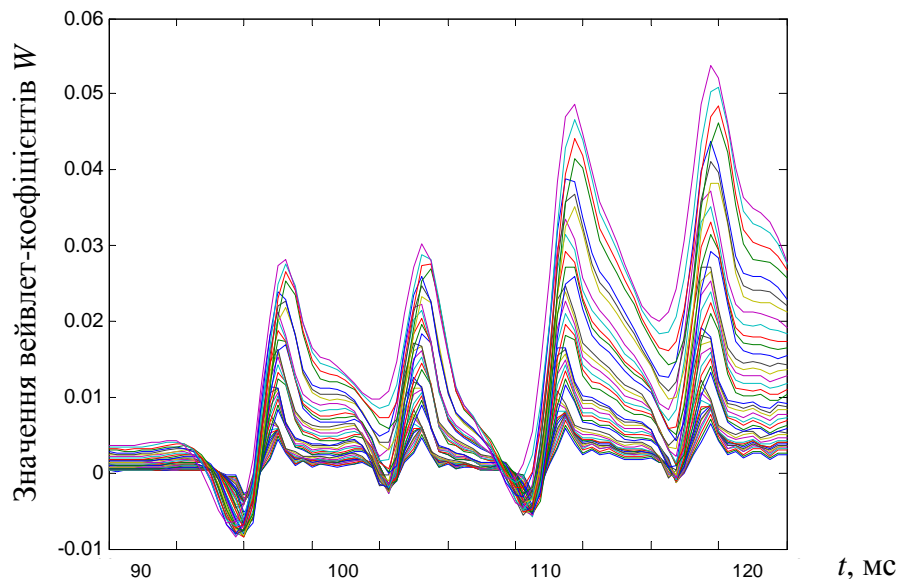


Рис. 3.11. Вейвлет-коефіцієнти P зубця з наявністю 4-х ППП на масштабах 2.07 – 14.63 при використанні вейвлет-функції *adwave1*

З метою отримання числових характеристик при аналізі P зубця з наявністю ППП розраховується усереднена крива значень вейвлет-коефіцієнтів для всіх масштабів діапазону 2.07 – 14.63:

$$\overline{W}(t) = \frac{1}{M_{\text{III}}} \sum_{k=1}^{M_{\text{III}}} W_k(t), \quad (3.11)$$

де $W_k(t)$ — вектор значень вейвлет-коефіцієнтів для кожного з масштабів на зазначеному проміжку.

Для порівняння ефективності виявлення ППП за допомогою вейвлет-функцій, адаптованих до форми ППП, і стандартних вейвлетів були обчислені статистичні характеристики усереднених кривих $\bar{W}(t)$, отриманих при використанні різних вейвлетів. Серед стандартних вейвлет-функцій для порівняння були обрані вейвлет-функції Добеші 4-го порядку, “койфлет” 4-го порядку, “симлет” 4-го порядку, Мейера (*db4*, *coif4*, *sym4*, *meur*) як вейвлети, що дозволяють отримати більш наочні скейлограми кардіоциклів з ППП, ніж інші стандартні вейвлети.

У табл. 3.2 наведено нормовані значення середнього квадратичного відхилення σ/σ_{max} для $\bar{W}(t)$ і нормовані значення площі під усередненою кривою абсолютних значень вейвлет-коефіцієнтів S/S_{max} для різних вейвлет-функцій (рис. 3.12), де σ та S — значення середнього квадратичного відхилення і площі під кривою для даного вейвлета, σ_{max} та S_{max} — максимальні значення даних параметрів серед усіх вейвлетів, які досліджувалися.

Аналіз даних з табл. 3.2 дозволяє зробити висновок, що при застосуванні адаптованих вейвлет-функцій з метою виявлення ППП площа під усередненою кривою абсолютних значень вейвлет-коефіцієнтів на 35 – 45 % перевищує даний параметр, отриманий при НВП з використанням стандартних вейвлет-функцій. Це пояснюється тим, що адаптовані вейвлет-функції близькі до форми модельних ППП та дозволяють отримати більші значення вейвлет-коефіцієнтів у порівнянні зі стандартними вейвлетами. Значення параметра σ/σ_{max} при використанні адаптованих вейвлетів на 10 – 30 % перевищують цей показник при застосуванні стандартних вейвлетів.

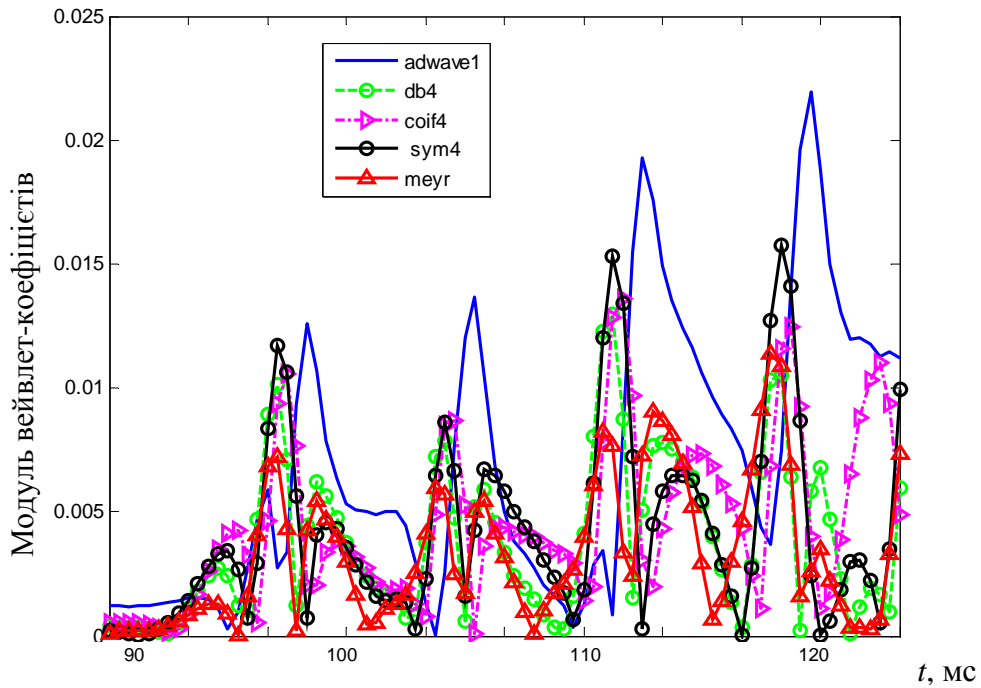


Рис. 3.12. Порівняння усереднених абсолютних значень вейвлет коефіцієнтів P зубця з наявністю 4-х ППП при використанні вейвлет-функції *adwave1* і стандартних вейвлетів

Таблиця 3.2. Параметри σ/σ_{max} та S/S_{max} , отримані при використанні різних вейвлет-функцій

	<i>adwave1</i>	<i>adwave3</i>	<i>db4</i>	<i>sym4</i>	<i>coif4</i>	<i>meyr</i>
σ/σ_{max}	1	0.98	0.8	0.91	0.9	0.71
S/S_{max}	1	0.98	0.55	0.62	0.65	0.48

Враховуючи особливості виявлення ППП у складі ЕКГ з використанням неперервного вейвлет-перетворення, був розроблений узагальнений алгоритм побудови материнської вейвлет-функції, адаптованої до задачі виявлення ППП (рис. 3.13). Материнська вейвлет-функція знаходиться шляхом наближення за методом найменших квадратів до моделі мікросплесків із задоволенням вимог, що висуваються до вейвлет-функцій.

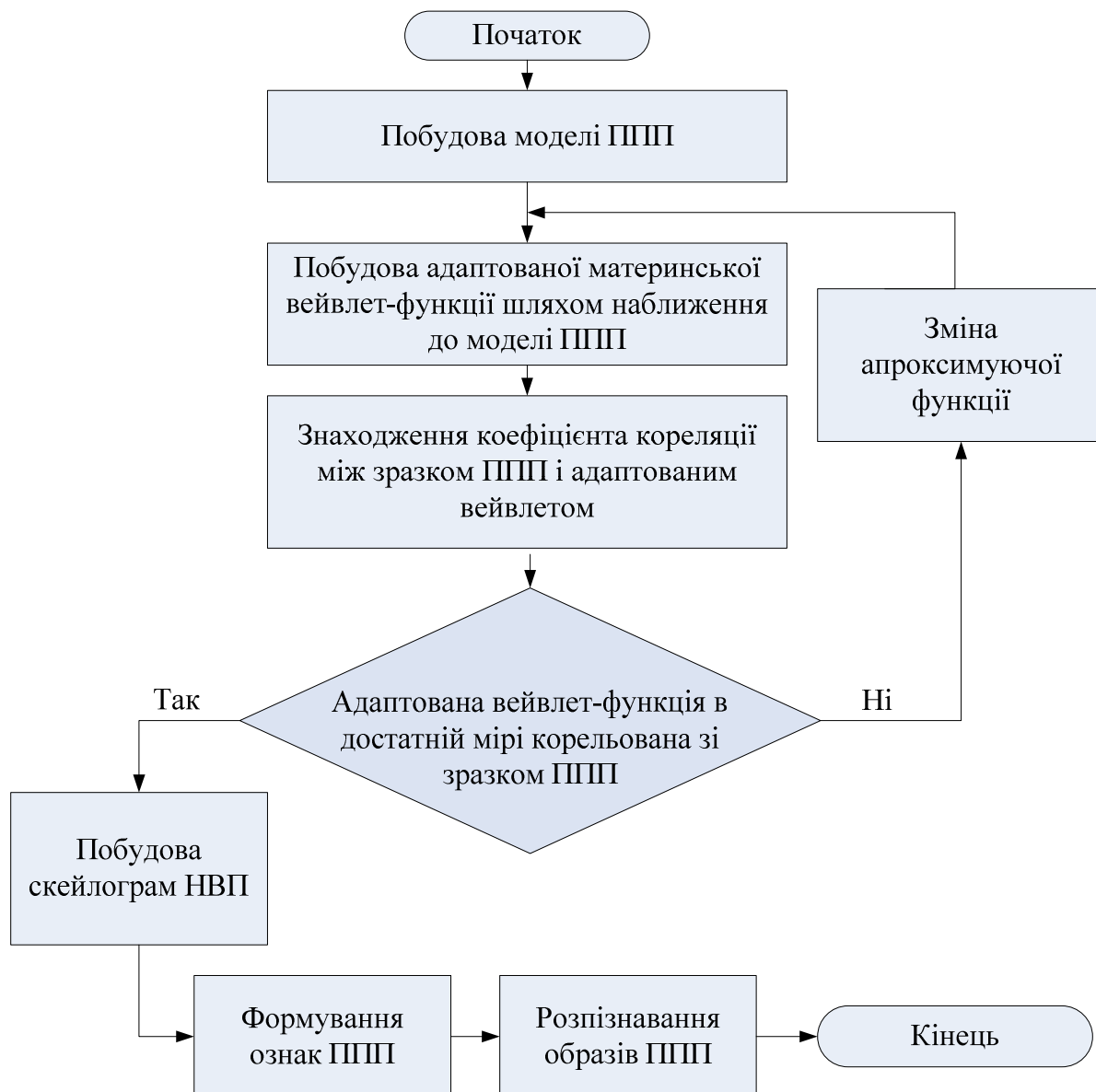


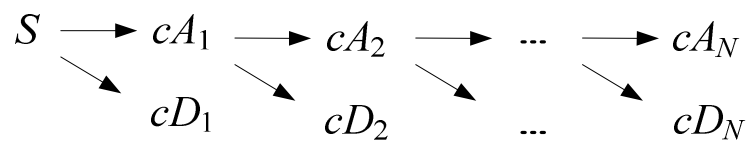
Рис. 3.13. Алгоритм побудови материнської вейвлет-функції для НВП, адаптованої до задачі виявлення ППП

Шляхом знаходження коефіцієнта кореляції перевіряється, наскільки створена вейвлет-функція відображає особливості заданого зразка ППП. Для отримання високих значень вейвлет-коефіцієнтів під час виявлення ППП за допомогою НВП коефіцієнт кореляції між зразком ППП і адаптованим вейвлетом повинен бути не менше 0,95. За умови відповідності цьому показнику адаптована вейвлет-функція застосовується для побудови скейлограм НВП, за якими формуються діагностичні ознаки, що надалі використовуються для розпізнавання образів ППП у складі ЕКГ.

3.1.4 Багаторівневий вейвлет-розклад електрокардіосигналу

Дискретне вейвлет-перетворення оперує з дискретними значеннями масштабного коефіцієнта a і параметра зсуву b , які задаються, як правило, у вигляді степеневих функцій, що дозволяє уникнути надлишкової кількості операцій і розрахованих коефіцієнтів, характерних для НВП [89-94, 99, 100].

При багаторівневому дискретному вейвлет-розкладі (ДВР) електрокардіосигналу визначаються коефіцієнти апроксимації cA , які представляють згладжений сигнал для контурного аналізу ЕКГ, і коефіцієнти деталізації cD , що описують високочастотні флуктуації електрокардіосигналу [89, 92]. Для аналізу ЕКГ сигналу на різних масштабах використовуються деревовидно з'єднані фільтри нижніх і верхніх частот з різними частотами зрізу. Вектори вейвлет-коефіцієнтів отримують за допомогою математичної операції згортки кардіосигналу S , що досліджується, з фільтром нижніх частот для визначення коефіцієнтів апроксимації cA_1 і з фільтром верхніх частот для визначення коефіцієнтів деталізації cD_1 [89-94, 99, 100]. На наступному кроці розкладаються коефіцієнти апроксимації cA_1 на дві частини, з одержанням cA_2 та cD_2 і т.д. до необхідного рівня розкладу N (рис. 3.14).



$$S = a_N + d_N + d_{N-1} + \dots + d_1. \quad (3.12)$$

Такий багаторівневий розклад ЕКГ дозволяє відокремити вейвлет-коефіцієнти, що відповідають компонентам шуму, і відновити сигнал без цих компонент (рис. 3.15).

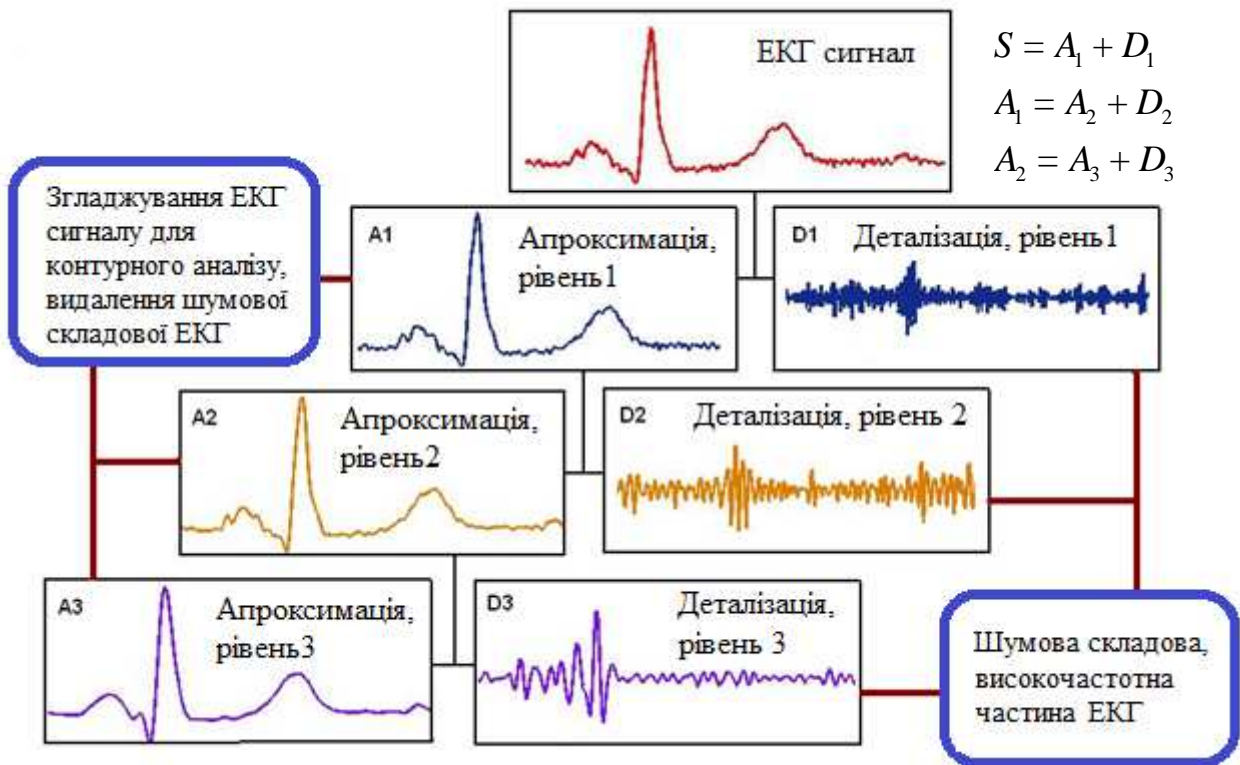


Рис. 3.15. Дискретний вейвлет-розклад ЕКГ сигналу до 3 рівня

Різницевий сигнал між початковою та фільтрованою ЕКГ являє собою видалену високочастотну компоненту, яка крім шумових складових може містити діагностично важливі мікропотенціали. Для їх виявлення необхідним є дослідження статистичних характеристик високочастотної частини сигналу [89].

3.2. Власні підпростори електрокардіосигналів

Одним з поширених підходів при аналізі сигналів і розпізнаванні образів є ортогональне перетворення в координатний базис власних векторів коваріаційної матриці [101-106]. Методика розкладу ансамблю ЕКГ в базисі власних векторів [4, 107-109] дозволяє розділити аналізований кардіосигнал на підпростір сигналу і підпростір шуму (рис. 3.16).

В основі методу лежить аналіз власних значень і власних векторів кореляційної матриці, яка визначається для ансамблю реалізацій сигналу. Власні вектори, що відповідають K найбільшим власним значенням, утворюють базис в підпросторі сигналу. Решта $N-K$ власних векторів утворюють базис підпростору шуму [110].

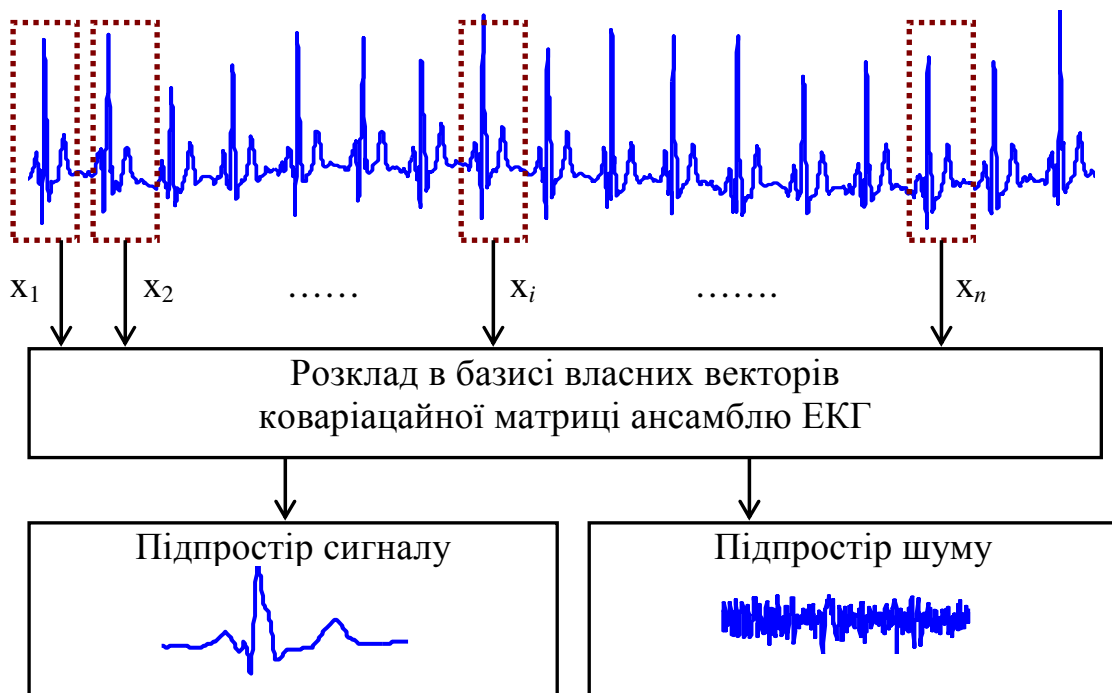


Рис. 3.16. Поділ ЕКГ на підпростір сигналу і підпростір шуму

3.2.1. Аналіз ЕКГ на основі методу власних векторів

Якщо в інтервалі часу $T_1 < t < T_2$, що відповідає одному повному циклу виникнення та поширення збудження в серці, через рівні проміжки провести вибірку значень $x_i(t)$, то i -й кардіоцикл у векторному вигляді представляється як $\mathbf{X}_i = [X_i(t_1) \ X_i(t_2) \ \dots \ X_i(t_N)] = [x_{i1} \ x_{i2} \ \dots \ x_{iN}]$, де N — кількість дискретних значень сигналу, $t_1 \leq t_2 \leq \dots \leq t_N$. Тоді ансамбль реалізацій M послідовних кардіоциклів матиме вигляд матриці

$$\mathbf{X} = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & \dots & x_{1N} \\ x_{21} & x_{22} & \dots & x_{2N} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ x_{M1} & x_{M2} & \dots & x_{MN} \end{bmatrix}, \quad (3.13)$$

де x_{ij} — j -е дискретне значення i -ї реалізації.

Досліджуваний кардіосигнал представляється у новому координатному базисі за допомогою розкладу за системою ортогональних функцій. Для даних цілей застосовують розклад Карунена-Лоева та сингулярний розклад [102, 106].

Коваріаційна матриця ансамблю ЕКГ з M реалізацій має вигляд

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & \dots & C_{1N} \\ C_{21} & C_{22} & \dots & C_{2N} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ C_{N1} & C_{N2} & \dots & C_{NN} \end{bmatrix}, \quad (3.14)$$

де елементи C_{ij} матриці \mathbf{C} задаються наступним чином:

$$C_{ij} = \sum_{k=1}^M (x_{ki} - m_k)(x_{kj} - m_k), \quad (3.15)$$

де m_k — середнє значення, що розраховується для k -ї реалізації за формулою

$$m_k = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_{ki} . \quad (3.16)$$

Для власних векторів $\mathbf{V}_1, \mathbf{V}_2, \dots, \mathbf{V}_N$ коваріаційної матриці \mathbf{C} , які представляють собою ортонормований базис ансамблю ЕКГ, виконується умова

$$\mathbf{C}\mathbf{V} = \lambda\mathbf{V} , \quad (3.17)$$

де $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_N$ — власні значення, причому $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_N$ (рис. 3.17).

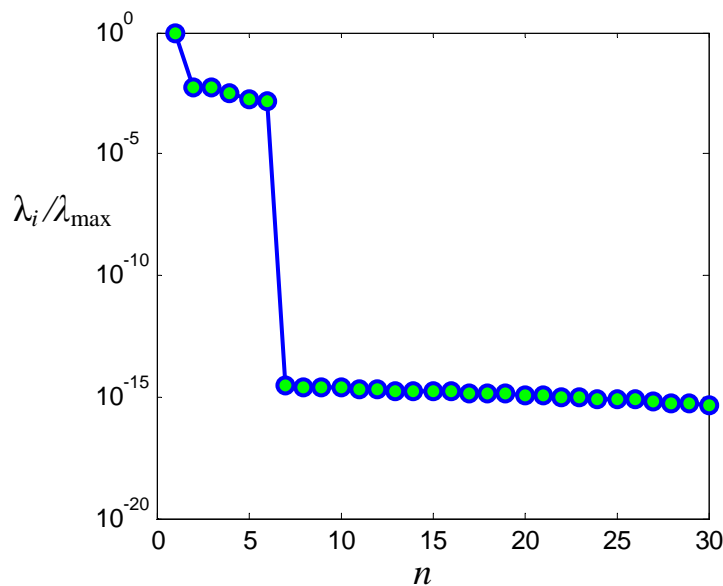


Рис. 3.17. Розподіл власних значень $\lambda_i / \lambda_{\max}$ (перші 30 значень)

В отриманому базисі головні власні вектори (рис. 3.18), які відповідають найбільшим власним значенням $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_k$, містять основну інформацію про сигнал.

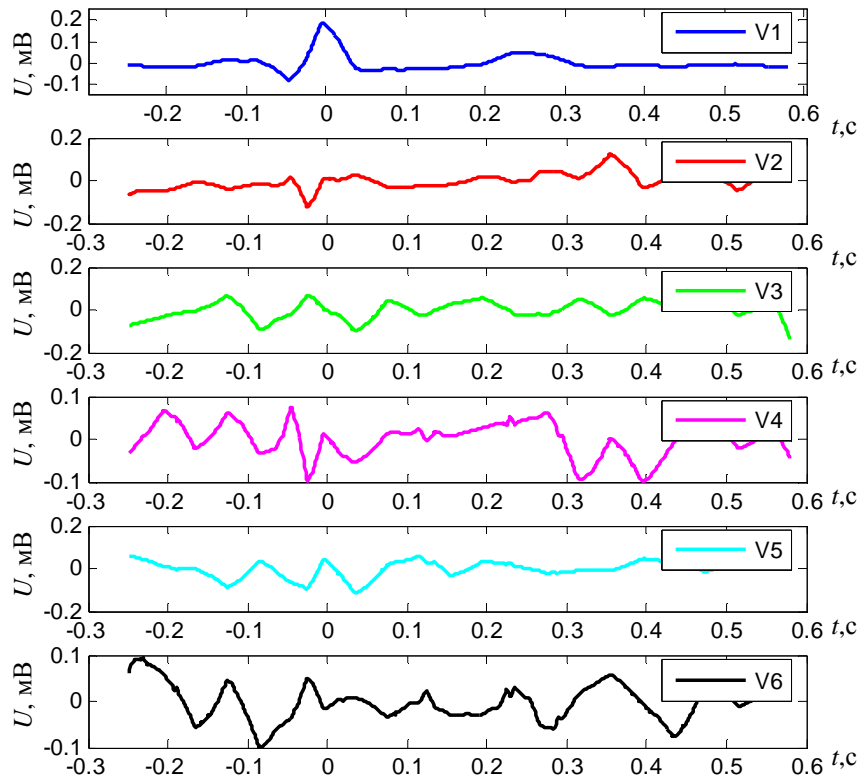


Рис. 3.18. Головні власні вектори $\mathbf{V}_1 - \mathbf{V}_6$ ансамбля ЕКГ

Коефіцієнти розкладу (проекції) в базисі головних власних векторів $\mathbf{V}_1, \mathbf{V}_2, \dots, \mathbf{V}_N$ отримують у результаті скалярного добутку обраної реалізації ЕКГ на відповідні координатні вісі

$$b_{ij} = (\mathbf{X}_i \cdot \mathbf{V}_j) = \sum_{k=1}^N X_{ik} V_{jk}. \quad (3.18)$$

Відновлення в координатному базисі головних власних векторів виконується відповідно до виразу

$$\mathbf{X}_i^* = \sum_{j=1}^N b_{ij} \mathbf{V}_j. \quad (3.19)$$

Похибка відновлення сигналу залежить від кількості власних векторів, які відкидаються при відновленні. При аналізі ЕКГ сигналів достатньо врахувати

від 3 до 6 головних власних векторів та власних значень, які їм відповідають (рис. 3.19).

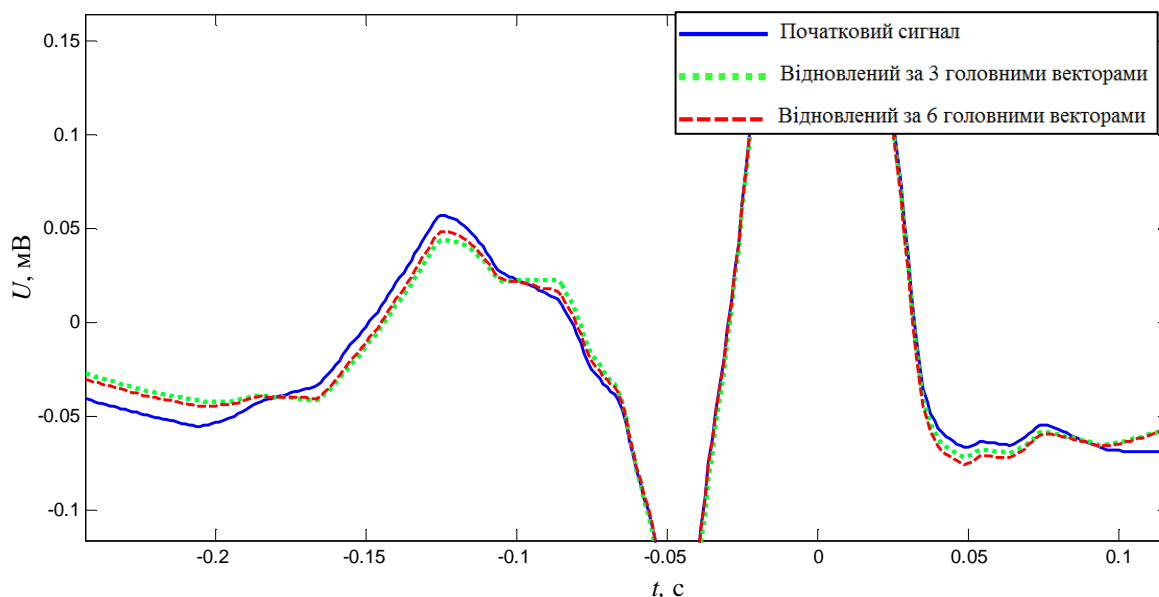


Рис. 3.19. Початковий ЕКГ сигнал та відновлений після розкладу в базисі власних векторів по 3 і 6 головним власним векторам

3.2.2 Застосування методу власних векторів до виявлення пізніх потенціалів передсердь у складі ЕКГ

З метою дослідження застосування методу власних векторів до виявлення пізніх потенціалів передсердь проведено експеримент, у ході якого ЕКГ записи різних пацієнтів попередньо оброблені з метою усунення шумів і будь-яких інших низькоамплітудних складових. У кінцеву частину *P* зубців згладжених кардіоциклів додано змодельовані ППП. З отриманими ансамблями реалізацій ЕКГ виконано розклад в базисі власних векторів (рис. 3.20, 3.21). Аналіз проєкцій кардіоциклів на вісі головних векторів показує, що для одного з пацієнтів інформація про ППП знаходиться в тих складових кардіосигналу, які відповідають власним векторам $V_2 - V_6$, тоді як для інших пацієнтів ознаки ППП містяться в першому головному векторі, який несе основну інформацію

про сигнал.

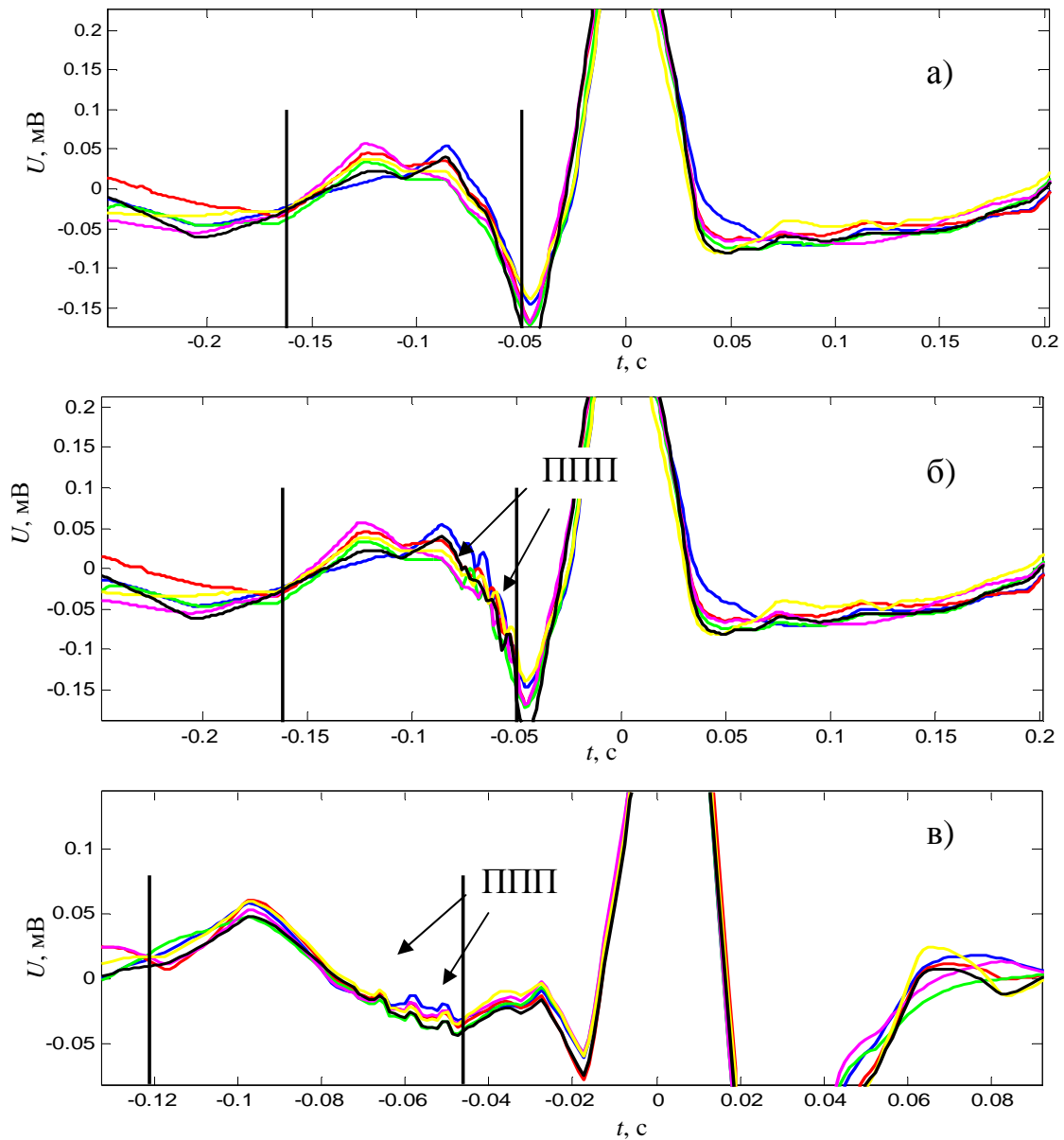


Рис. 3.20. Формування ансамблів реалізацій зубця P : а) пацієнт A , ППП відсутні, б) пацієнт B , ППП присутні, в) пацієнт B , ППП присутні

В результаті модельних експериментів виявлено, що метод власних векторів не завжди дозволяє відокремити ППП від основного сигналу і шумового фону (рис. 3.22) та зосередити інформацію про ППП в окремій складовій сигналу.

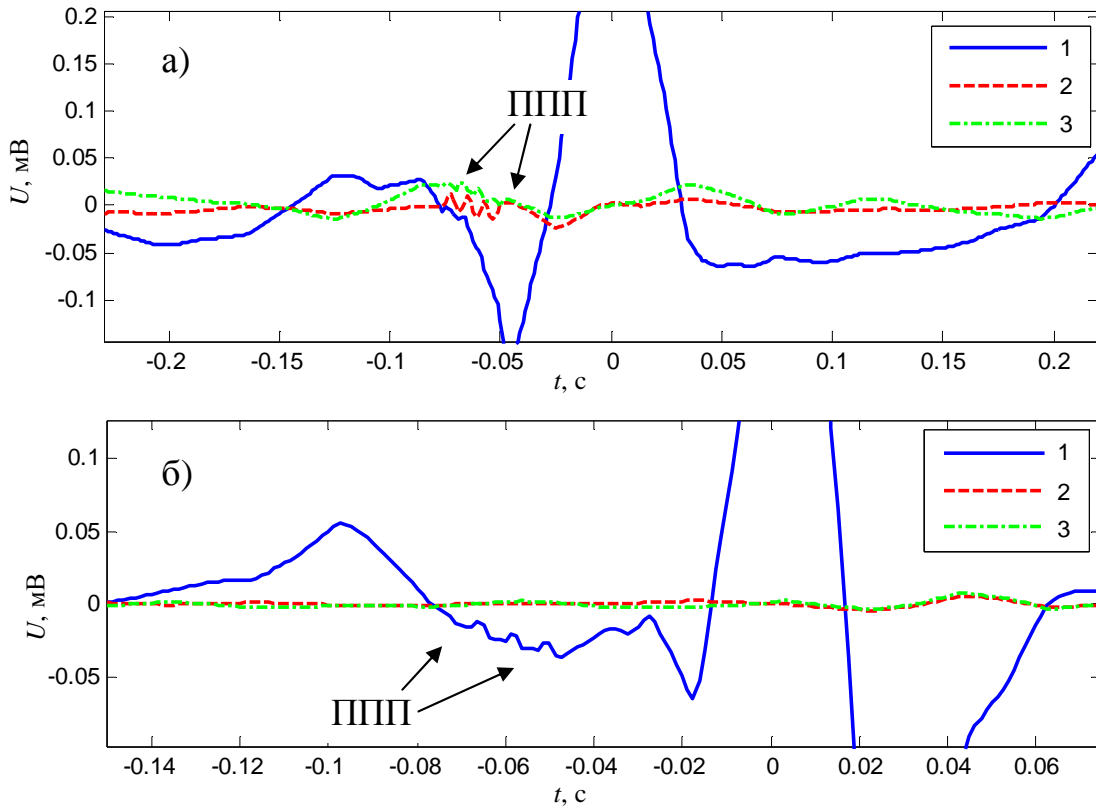


Рис. 3.21. Прояв ППП в різних складових сигналу: а) пацієнт А, б) пацієнт Б

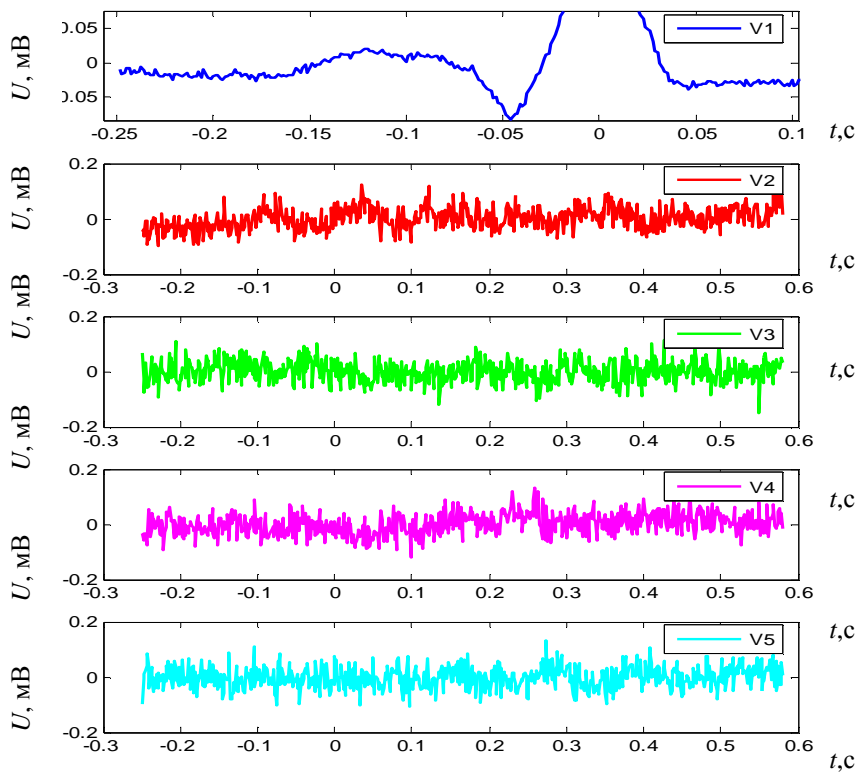


Рис. 3.22. Розклад зашумленого кардіосигналу в базисі власних векторів

3.3. Комплексний метод аналізу тонкої структури ЕКГ для виявлення пізніх потенціалів передсердь на основі створення власних підпросторів вейвлет-образів електрокардіосигналів

Методика ЕКГ ВР передбачає реєстрацію і усереднення від 100 до 400 ЕКГ комплексів. За умови незалежності відліків шуму в N кардіоциклах, при обчисленні сигнал-усередненої ЕКГ дисперсія шуму зменшується порівняно з початковою в N разів, тобто відношення сигнал/шум по напрузі поліпшується в \sqrt{N} разів. Розраховані і наведені в табл. 3.3 дані відображають зниження рівня шуму залежно від кількості кардіоциклів при отриманні СУ ЕКГ з урахуванням відношення сигнал/шум до усереднення. При цьому рівень шуму до усереднення визначався по відношенню до середнього значення амплітуди R зубця.

Теоретично покращувати роздільну здатність по амплітуді можна необмежено, однак час обстеження пацієнта в розслабленому стані обмежує кількість доступних для аналізу кардіоциклів $N \approx 500$ [6]. Таким чином, у разі недостатньої довжини запису ЕКГ при усередненні присутність залишкового шуму не дозволить проаналізувати морфологію термінальної частини P зубця і зробити висновок про наявність чи відсутність мікросплесків (рис. 3.23).

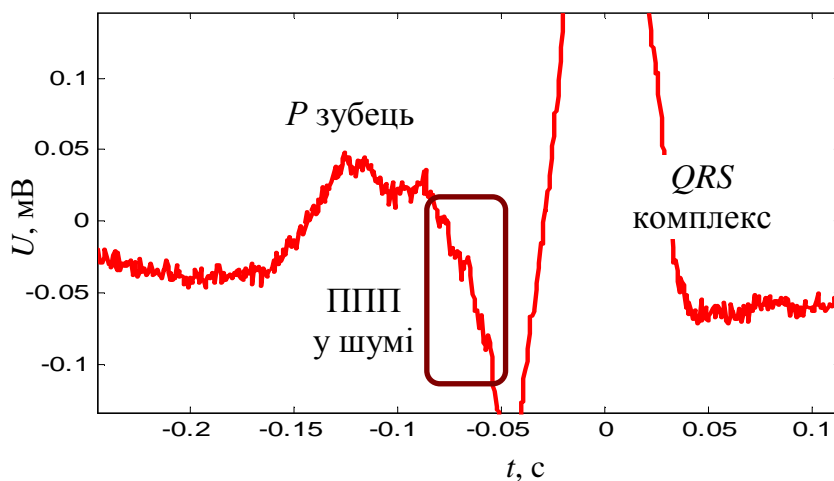


Рис. 3.23. СУ ЕКГ з ППП та залишковим шумом

Вейвлет-розклад ЕКГ сигналу дозволяє отримати коефіцієнти апроксимації, які представляють згладжений сигнал, і коефіцієнти деталізації, що описують високочастотні коливання. Шумова компонента є меншою за амплітудою, ніж основний сигнал, і проявляє себе головним чином у коефіцієнтах деталізації. Найпростіший спосіб видалення шуму з пороговою обробкою вейвлет-коефіцієнтів полягає в заміні нульовими значеннями вейвлет-коефіцієнтів, які є меншими за деяке порогове значення [89].

Таблиця 3.3. Відношення сигнал/шум в дБ (SA_SNR) в СУ ЕКГ в залежності від кількості кардіоциклів та відношення сигнал/шум до усереднення (SNR)

Кількість кардіоциклів при усередненні, N	SA_SNR при $SNR=35$ дБ	SA_SNR при $SNR=40$ дБ	SA_SNR при $SNR=45$ дБ	SA_SNR при $SNR=50$ дБ
200 ($\sqrt{N}=14,14$)	46,50	51,58	56,50	61,58
300 ($\sqrt{N}=17,32$)	47,38	52,38	57,38	62,38
400 ($\sqrt{N}=20,00$)	48,01	53,01	58,01	63,00
500 ($\sqrt{N}=22,36$)	48,49	53,49	58,49	63,49

У системах ЕКГ ВР задача видалення шуму ускладнюється тим, що ППП за амплітудою близькі до шумових складових. При вейвлет-розкладі модельного P зубця ЕКГ без шуму, але з наявністю мікросплесків, ППП явно проявляються на першому рівні деталізації (d_1), що дає можливість розділяти сигнали з ППП і без них [111, 112]. За наявності шуму виявити ППП за допомогою ДВР неможливо, оскільки шумова складова і ППП проявляються на однакових рівнях вейвлет-розкладу P зубця (рис. 3.24).

Порогова обробка коефіцієнтів деталізації при видаленні залишкового шуму СУ ЕКГ і виявленні ППП не дає задовільних результатів. Задання малих порогових значень зберігає шумовий фон у коефіцієнтах деталізації, і відношення сигнал/шум збільшується несуттєво. Вибір великих порогових

значень для обробки коефіцієнтів деталізації призводить до втрати інформації про наявність ППП.

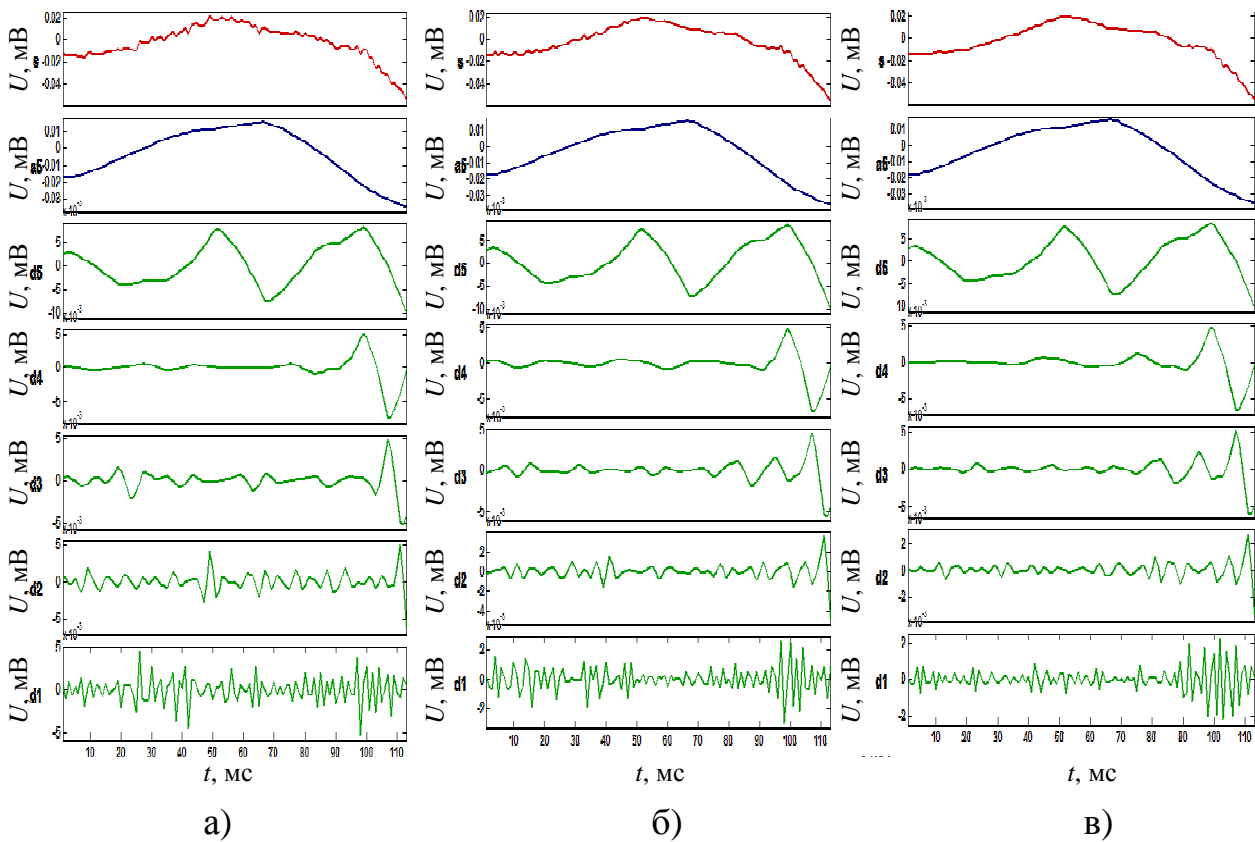


Рис. 3.24. Вейвлет-розклад P зубця з ППП та шумом:

а) $c/\text{ш}=55$ дБ; б) $c/\text{ш}=60$ дБ; в) $c/\text{ш}=65$ дБ

З огляду на особливості прояву пізніх потенціалів передсердь, при їх виявленні інформацію про шумові складові потрібно не видаляти, втрачаючи при цьому ознаки ППП, а відокремлювати від інформації про електрокардіосигнал. У даному випадку обґрунтованим буде застосування методу власних векторів, який дає можливість розділити підпростори сигналу і шуму. Однак, як показують модельні експерименти, без попереднього вейвлет-перетворення і виділення d_1 коефіцієнтів деталізації метод власних векторів не завжди дозволяє відокремити ППП від основного сигналу і шумового фону, тим більше зосередити інформацію про ППП в окремій складовій сигналу.

Застосування методу власних векторів для обробки даних вейвлет-перетворення дозволяє перейти від інформації про вейвлет-коефіцієнти чи вейвлет-компоненти деталізації сигналу до інформації про ППП в новому адаптованому базисі власних векторів. Об'єднання вейвлет-аналізу та методу власних векторів дозволяє отримати діагностично важливі ознаки для розпізнавання образів ППП, а також усунути шумову складову ЕКГ [113].

Результатом дискретного вейвлет-розкладу ЕКГ сигналу є нові дані, які складаються з матриць вейвлет-коефіцієнтів апроксимації і деталізації та матриць вейвлет-компонентів сигналу. Коефіцієнти вейвлет-розкладу визначають вейвлет-образ досліджуваного ЕКГ сигналу. Отримані після вейвлет-перетворення вектори можна трактувати як точки в N -вимірному просторі, по вісях якого відкладаються значення вейвлет-коефіцієнтів. Кардіосигнал, що досліджується, являє собою ламану лінію в цьому багатовимірному просторі.

Надлишкову розмірність даних можна знизити відкиданням великомасштабних вейвлет-коефіцієнтів, які відповідають за форму високоамплітудного, порівняно з ППП, P зубця. Ознаки наявності ППП містяться, головним чином, у коефіцієнтах деталізації cD_1 , що відображають картину високочастотних низькоамплітудних сплесків при дискретному вейвлет-розкладі P зубця до p 'ятого рівня. При цьому інші рівні ДВР передають особливості більш низькочастотних складових. Для подальшого стиснення інформації і відокремлення ППП від шумового фону використовується метод власних векторів, який полягає в лінійному перетворенні координат, що призводить до такого їх розташування, що перший власний вектор, якому відповідає найбільше власне значення, лягає вздовж напрямку з найбільшою дисперсією даних, а другий — вздовж другого за величиною дисперсії напрямку. При цьому по координатним вісям у новому поданні відкладаються лінійні комбінації вейвлет-коефіцієнтів електрокардіосигналів.

У комбінованому методі виявлення ППП при оберненому вейвлет-перетворенні і відновленні сигналу в амплітудно-часовій області

низькочастотна складова не враховується, а високочастотна береться з першого рівня деталізації d_1 ДВР кардіосигналу після обробки в базисі власних векторів. При цьому інформація про ППП знаходиться в підпросторі сигналу, а саме в складовій P зубця, відновленій по першій головній компоненті коефіцієнтів деталізації cD_1 . Підпростір шуму, якому відповідають інші власні вектори, містить в собі шумові складові. Такий підхід дозволяє поєднати ефективно усунення низькочастотних складових і виділення рівня вейвлет-перетворення, який містить ознаки ППП, з поділом високочастотних складових на діагностично важливий сигнал і шум. Узагальнену блок-схему комбінованого методу виявлення ППП наведено на рис. 3.25.

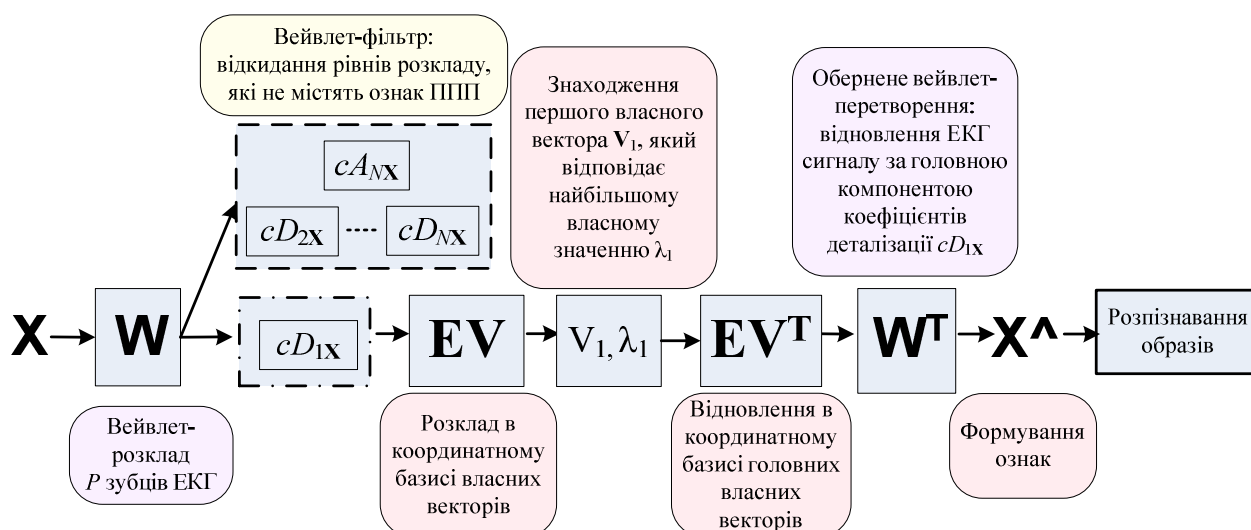


Рис. 3.25. Узагальнена схема комплексного методу аналізу ЕКГ для виявлення ППП шляхом поєднання вейвлет-аналізу та розкладу в базисі власних векторів

Процедура формування математичних ознак при розпізнаванні образів ППП полягає у знаходженні власних значень і власних векторів матриці коваріації, визначеної для наборів вейвлет-коефіцієнтів деталізації cD_1 , що відповідають кожному P зубцю в ансамблі.

Нехай i -му P зубцю в ансамблі кардіоциклів відповідає набір вейвлет-коефіцієнтів першого рівня деталізації cD_1 , який у векторному вигляді представляється як $W_i = [w_{i1} w_{i2} w_{i3} \dots w_{iN}]$, де N – кількість коефіцієнтів

деталізації, що відповідає даному рівню вейвлет-розкладу. Тоді для ансамбля з K кардіоциклів набір вейвлет-коефіцієнтів першого рівня деталізації cD_1 буде матрицею:

$$\mathbf{W} = \begin{bmatrix} w_{11} & w_{12} & \dots & w_{1N} \\ w_{21} & w_{22} & \dots & w_{2N} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ w_{M1} & w_{M2} & \dots & w_{MN} \end{bmatrix}, \quad (3.20)$$

де w_{ij} — значення j -го вейвлет-коефіцієнту першого рівня деталізації для i -го кардіоциклу.

Коваріаційна матриця для вейвлет-коефіцієнтів деталізації, що відповідають ансамблю P зубців, має вигляд:

$$\mathbf{C}_w = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & \dots & C_{1N} \\ C_{21} & C_{22} & \dots & C_{2N} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ C_{N1} & C_{N2} & \dots & C_{NN} \end{bmatrix}, \quad (3.21)$$

де елементи C_{ij} матриці \mathbf{C} визначаються наступним чином:

$$C_{ij} = \sum_{k=1}^M (w_{ki} - m_k)(w_{kj} - m_k), \quad (3.22)$$

де m_k — середнє значення вейвлет-коефіцієнтів cD_1 , розраховане для k -го кардіоциклу.

Коефіцієнти розкладу (проекції) в базисі власних векторів утворюються шляхом скалярного добутку вейвлет-коефіцієнтів cD_1 обраних реалізацій ЕКГ на відповідні координатні вісі:

$$b_{ij} = \langle \mathbf{W}_i \cdot \mathbf{V}_j \rangle = \sum_{k=1}^N W_{ik} V_{jk}. \quad (3.23)$$

При відновленні набори вейвлет-коефіцієнтів cD_1 для P зубців ЕКГ отримуються як суми компонент, що визначаються за власними векторами і коефіцієнтами розкладу:

$$\mathbf{W}_i^* = \sum_{j=1}^S b_{ij} \mathbf{V}_j, \quad (3.24)$$

де \mathbf{W}_i^* — відновлений набір вейвлет-коефіцієнтів cD_1 для P зубця i -го кардіоциклу;

S — обрана кількість головних власних векторів при відновленні вейвлет-коефіцієнтів.

Для розділення діагностично важливого сигналу і шумової складової, а також обчислення ознак ППП, пропонується використовувати вектори розкладу у власному базисі і відповідні їм власні значення. При цьому в якості оцінки відфільтрованого від шуму сигналу приймається власний вектор V_1 матриці коваріації C , який відповідає найбільшому власному значенню λ_1 . Визначену за V_1 першу головну компоненту можна розглядати як незашумлений (відфільтрований) набір вейвлет-коефіцієнтів cD_1 . Тоді відновлений за цим набором вейвлет-коефіцієнтів сигнал є тією складовою кардіосигналу, в якій у разі сповільненої деполяризації передсердь будуть зосереджені очищені від шуму та високоамплітудних складових P зубця ознаки ППП. Інші вектори власного базису і компоненти, які визначаються за ними, характеризують підпростір шуму, а саме, суміш залишкових складових корисного сигналу з апріорно невідомими корельованими перешкодами й некорельованим вимірювальним шумом.

З метою виявлення ознак сповільненої деполяризації передсердь на фоні шуму за допомогою запропонованого комплексного методу проведено модельний експеримент у системі MATLAB. В якості норми розглянуті

попередньо очищені від високочастотних складових реальні записи ЕКГ. В ці сигнали додано адитивний білий гаусівський шум. Для дослідження можливостей запропонованого методу сформовано три вибірки даних з різним відношенням сигнал/шум: 55, 60 і 65 дБ. При початковому припущенні щодо можливості "норми" або "патології" кардіоцикли з такими P зубцями представляють норму, так як ППП у них відсутні. Далі в термінальну частину кожного P зубця з шумом додано змодельовані ППП. В якості моделей ППП використано відрізки модульованої синусоїди. Аналіз кардіоциклів з такими P зубцями має на меті виявлення ППП на фоні шуму. Для кожного P зубця зі сформованих ансамблів ЕКГ отримано набори вейвлет-коефіцієнтів cD_1 при ДВР до 5 рівня за допомогою вейвлет-функції "симлет" 4 порядку. Результати розкладу матриць вейвлет-коефіцієнтів у базисі власних векторів за формулами (3.20-3.24) за умови різних співвідношень сигнал/шум наведено на рис. 3.26, 3.27 и 3.28.

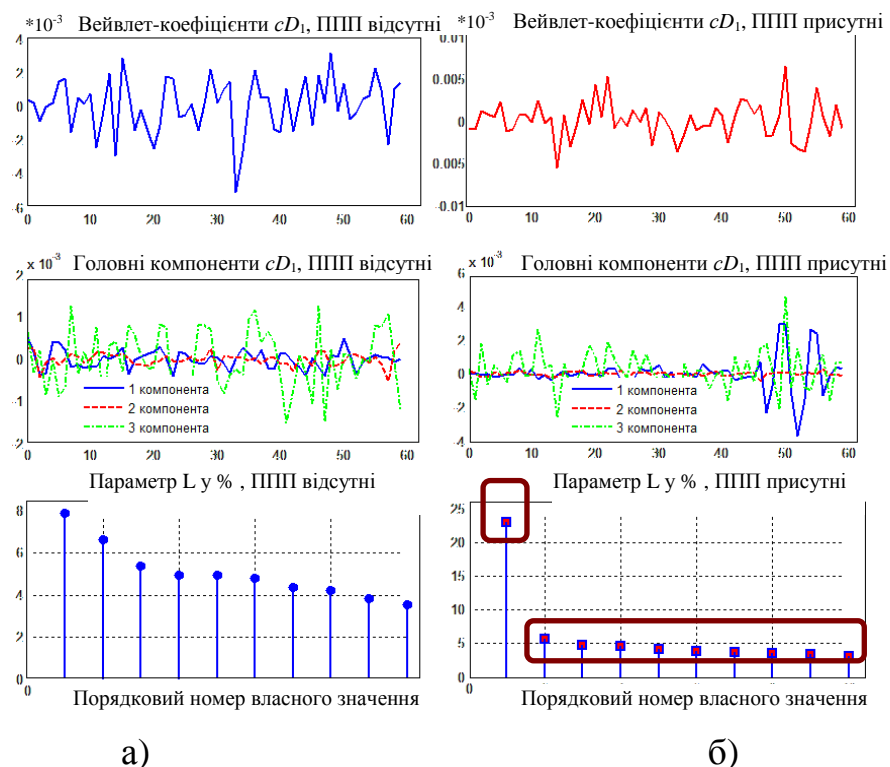


Рис. 3.26. Розклад вейвлет-коефіцієнтів cD_1 в базисі власних векторів при $c/ш = 55$ дБ: а) при відсутності ППП; б) при наявності ППП

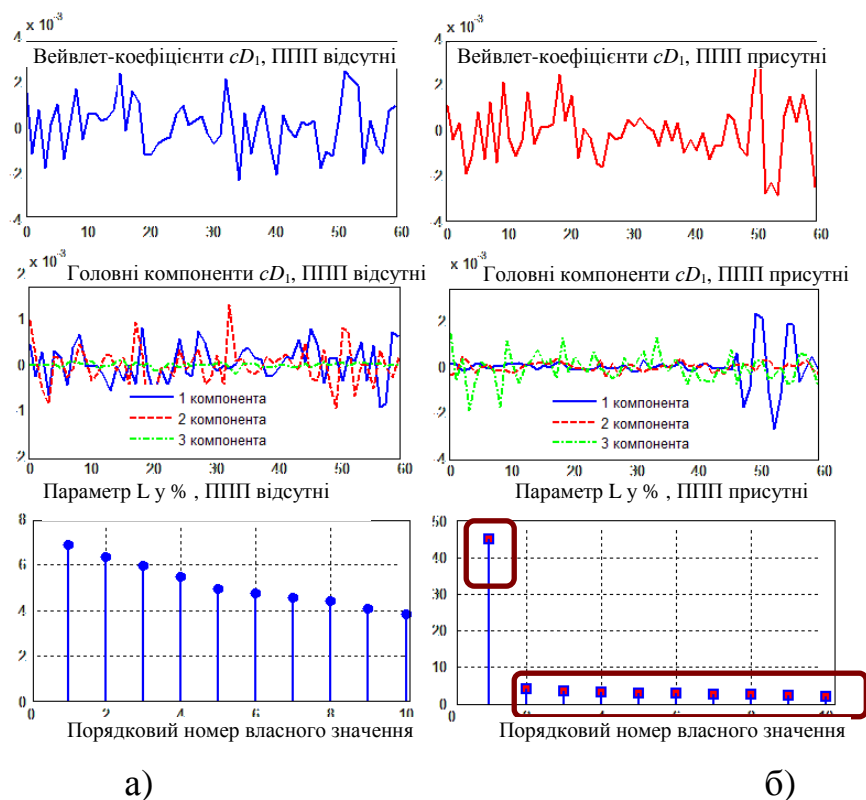


Рис. 3.26. Розклад вейвлет-коефіцієнтів cD_1 в базисі власних векторів при $c/ш = 60$ дБ: а) при відсутності ППІ; б) при наявності ППІ

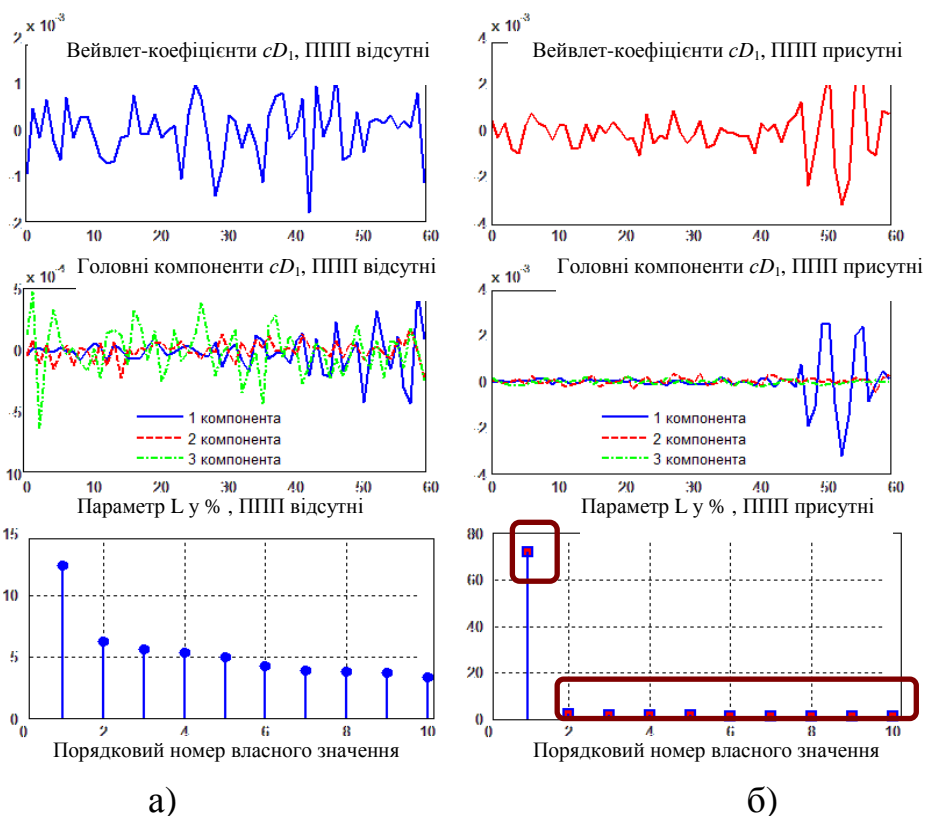


Рис. 3.26. Розклад вейвлет-коефіцієнтів cD_1 в базисі власних векторів при $c/ш = 65$ дБ: а) при відсутності ППІ; б) при наявності ППІ

Власні значення мають сенс вибірових дисперсій компонент, що визначаються за власними векторами. Величина $L = (\lambda_i / \sum_{k=1}^N \lambda_k) \cdot 100\%$ має сенс частки дисперсії у відсотках, яка використовується для оцінки частки інформації, що міститься в компоненті, визначеній за власним вектором V_i [89].

Отримані спектри власних значень пояснюють використання компоненти, визначеної за першим власним вектором, як оцінки відфільтрованого сигналу. У разі розкладу в базисі власних векторів вейвлет-коефіцієнтів cD_1 сигналу з наявністю ППП на фоні шуму видно, що найбільша частка дисперсії припадає на першу компоненту і складає 23% від загальної дисперсії для випадку $c/\text{ш} = 55$ дБ, 45% — для випадку $c/\text{ш} = 60$ дБ і 72% для випадку $c/\text{ш} = 65$ дБ. При цьому частка дисперсії інших компонент в спектрі з 10 власних значень приблизно однакова і визначається шумовою складовою. У разі відсутності ППП, тобто при аналізі вейвлет-коефіцієнтів cD_1 , що містять тільки шум, частка дисперсії першої компоненти складає 8-12 % від загальної дисперсії, що значно не перевищує відповідний параметр для інших компонент в спектрі з 10 власних значень.

Відновлення P зубців в амплітудно-часовій області проводиться шляхом оберненого вейвлет-перетворення за головною першою компонентою вейвлет-коефіцієнтів cD_1 (рис. 3.29).

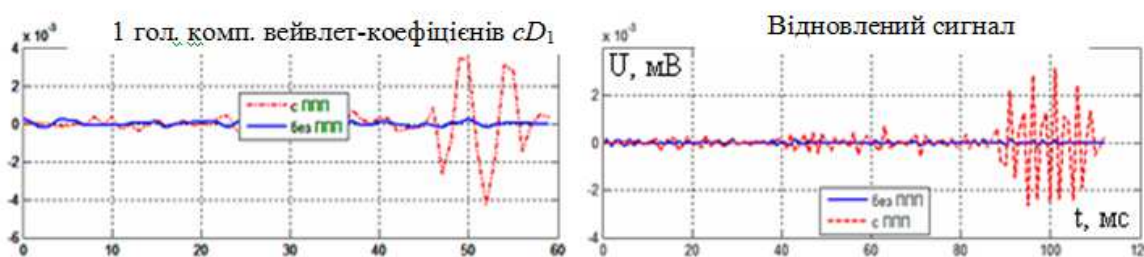


Рис. 3.29. Перша головна компонента вейвлет-коефіцієнтів cD_1
та відновлений за нею сигнал

Візуальний аналіз ЕКГ до обробки не дає можливості зробити висновки щодо наявності або відсутності ППП у термінальній частині P зубців

(рис. 3.30). Застосування комплексного методу дозволяє виділити сплески ППП з шуму і визначити область їх локалізації. Для P зубців з вибірки "норма, відсутність ППП" сигнал після обробки не містить сплесків ППП над загальним рівнем сигналу.

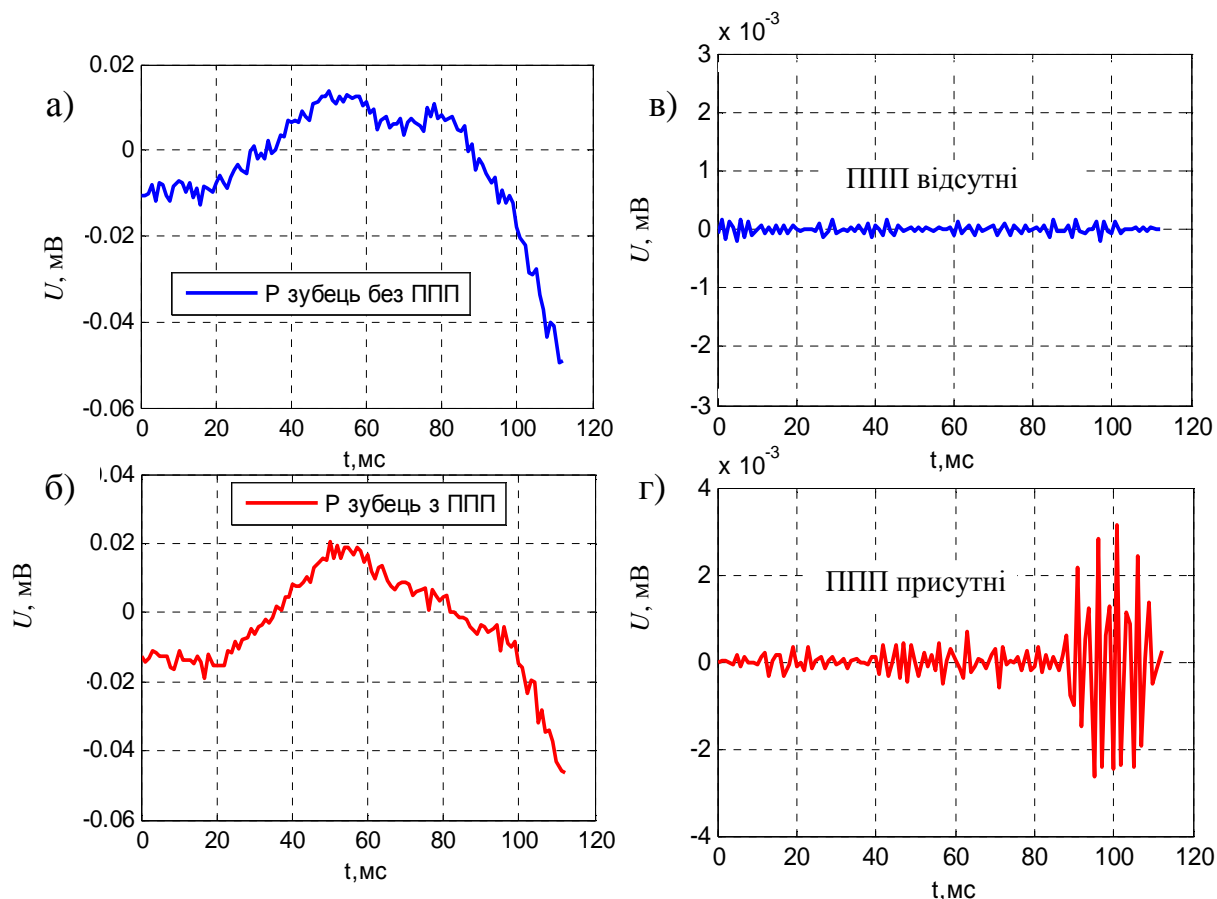


Рис. 3.30. Застосування комплексного методу аналізу при $c/\text{ш}=55$ дБ:

а) P зубець без ППП до обробки; б) P зубець з ППП до обробки; в) ППП відсутні у високочастотній складовій P зубця після обробки; г) ППП присутні у високочастотній складовій P зубця після обробки

Таким чином, поєднання алгоритмів вейвлет-аналізу та методу власних векторів дозволяє перейти від інформації про вейвлет-образи електрокардіосигналу до інформації про ППП в новому адаптованому базисі власних векторів, а також виключити шумову складову ЕКГ і отримати діагностично важливі ознаки для виявлення ППП.

4. РОЗПІЗНАВАННЯ ОБРАЗІВ НИЗЬКОАМПЛІТУДНИХ КОМПОНЕНТ У СКЛАДІ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ

4.1. Засади розпізнавання образів низькоамплітудних компонент у складі ЕКГ

Відомо [11, 12, 14-16], що можлива диференціація механізму повторного входу хвилі збудження на основі різних анатомічних і / або функціональних причин в міокарді, а також розмірів замкнених областей ("макро-" і "мікрорієнтри"). Відповідно, низькоамплітудні компоненти мають широкий діапазон змін амплітуди, форми, тривалості і часу появи, що викликає складнощі при їх виявленні. Вектор ознак низькоамплітудних компонент випадковим чином може зміщуватися в просторі при різних вимірах одного і того ж образу, що може призводити до перекривання кордонів класів.

Процес розпізнавання образів низькоамплітудних компонент в системах ЕКГ ВР можна представити у вигляді двох узагальнених процедур:

- формування діагностичних ознак образів;
- побудова класифікатора образів.

Формування ознак можна формалізувати як перетворення досліджуваного сигналу до вектору ознак. У загальному випадку, в якості оператора можуть бути застосовані ортогональні перетворення (Фур'є, Адамара, Хаара, Карунена-Лоева і т.д.):

$$Y = T\{S(t)\} \quad (4.1)$$

де $T\{.\}$ — оператор перетворення.

Після формування ознак необхідно виконати перехід від простору Y^m до простору X^n , $n \leq m$ з меншою розмірністю [9, 102, 114-116]. У процесі формування ознак образів необхідно враховувати, що при класифікації важливі

ті ознаки, які найбільш подібні всередині класу. При кластерному аналізі, який є видом класифікації без вчителя, в якості міри схожості (подібності) розглядається відстань, що дозволяє віднести образ до області, яка характеризується деяким центром кластера. Найменша відстань між ознаками всередині класу і, в той же час, найбільша відстань між ознаками різних класів — принцип, що лежить в основі класифікації образів за критерієм мінімуму відстані [9, 102].

Евклідова відстань між образами \mathbf{x} і \mathbf{z} визначається як [102]

$$D = \|\mathbf{x} - \mathbf{z}\| = \sqrt{(\mathbf{x} - \mathbf{z})'(\mathbf{x} - \mathbf{z})}. \quad (4.2)$$

Для надання більшої ваги більш віддаленим один від одного об'єктам \mathbf{x} і \mathbf{z} використовується квадрат евклідової відстані [102]:

$$D^2 = \|\mathbf{x} - \mathbf{z}\|^2 = (\mathbf{x} - \mathbf{z})'(\mathbf{x} - \mathbf{z}). \quad (4.3)$$

Крім евклідової відстані в задачах класифікації застосовують відстань Махаланобіса, відстань Хеммінга ("сіті-блок" відстань), відстань Чебишева, а також інші міри схожості, наприклад, косинус кута, утвореного векторами \mathbf{x} і \mathbf{z} [102].

Оцінювання якості класифікації виконують за критерієм максимуму відношення відстаней:

$$K = \frac{S_e}{S_{ik}}, \quad (4.4)$$

де S_e — відстань між центрами кластерів;

S_{ik} — відстань між образами всередині k -го кластера.

В якості міри схожості під час розпізнавання образів низькоамплітудних компонент зручно використовувати квадрат евклідової відстані. Параметр S_e визначається як відстань між центрами двох кластерів ("норма - відсутність ППП" і "патологія - наявність ППП"), а S_i — як середня відстань від образу, що належить до розглянутого кластера, до центру цього кластера:

$$S_e = \|C_k - C_p\|^2, \quad (4.5)$$

$$S_{ik} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \|x_j - C_k\|^2, \quad (4.6)$$

де C_k і C_p — координати центрів k -го і p -го кластерів;

N — кількість точок, віднесених до k -го класу;

x_j — координата j -ї точки в просторі ознак.

Для виявлення кластерів при розпізнаванні образів ППП застосовано алгоритм K -середніх. Цей алгоритм мінімізує показник якості, який визначається як сума квадратів відстаней від усіх точок, що входять в кластерну область, до центру кластера.

4.2 Розпізнавання образів пізніх потенціалів передсердь на основі багаторівневого вейвлет-розкладу електрокардіосигналу

Методика формування ознак ППП на основі багаторівневого вейвлет-розкладу електрокардіосигналу включає в себе етап визначення апроксимуючих і деталізуючих коефіцієнтів, етап обробки коефіцієнтів для отримання вектора ознак з меншою розмірністю, етап селекції та екстракції ознак образів згідно з критерієм мінімальної дисперсії ознак усередині класу і максимальної дисперсії (відстані) між класами.

Під час експериментального дослідження підходів до розпізнавання образів ППП на основі кластерного аналізу сформовано вибірку з 370 P зубців ЕКГ. В якості норми розглянуто попередньо очищені від шуму реальні записи ЕКГ трьох пацієнтів з P зубцями, які відрізнялися між собою за формою: 55 кардіоциклів першого пацієнта, 106 — другого, 24 — третього (рис. 4.1). При початковому припущенні про наявність двох класів типу "норма" і "патологія" кардіоцикли з такими P зубцями апріорно відносяться до класу 1: "відсутність ППП". Далі в термінальну частину кожного P зубця додано модельні ППП. Для кожного пацієнта ППП відрізняються за амплітудою, формою і кількістю. В якості моделей ППП використано потенціали дії, отримані в результаті розв'язання системи диференційних рівнянь для моделі паралельних провідностей і узагальненої моделі Ходжкіна-Хакслі, а також відрізки модульованої синусоїди. Передбачається, що кардіоцикли з такими P зубцями відносяться до класу 2: "наявність ППП".

Усі P зубці досліджуваної вибірки кардіоциклів розкладено до 5-го рівня за допомогою симетричної вейвлет-функції 4-го порядку. При цьому сигнал $S_{\text{ЕКГ}}$ являє собою суму апроксимуючої складової (a_5) і деталізуючих складових ($d_1 \div d_5$):

$$S_{\text{ЕКГ}} = a_5 + d_5 + d_4 + d_3 + d_2 + d_1, \quad (4.7)$$

де d_1 відповідає першому рівню деталізації.

Внаслідок низької амплітуди та високої частоти ППП, ознаки їх наявності або відсутності слід шукати на деталізуючих рівнях при вейвлет-розкладі P зубця (рис. 4.2).

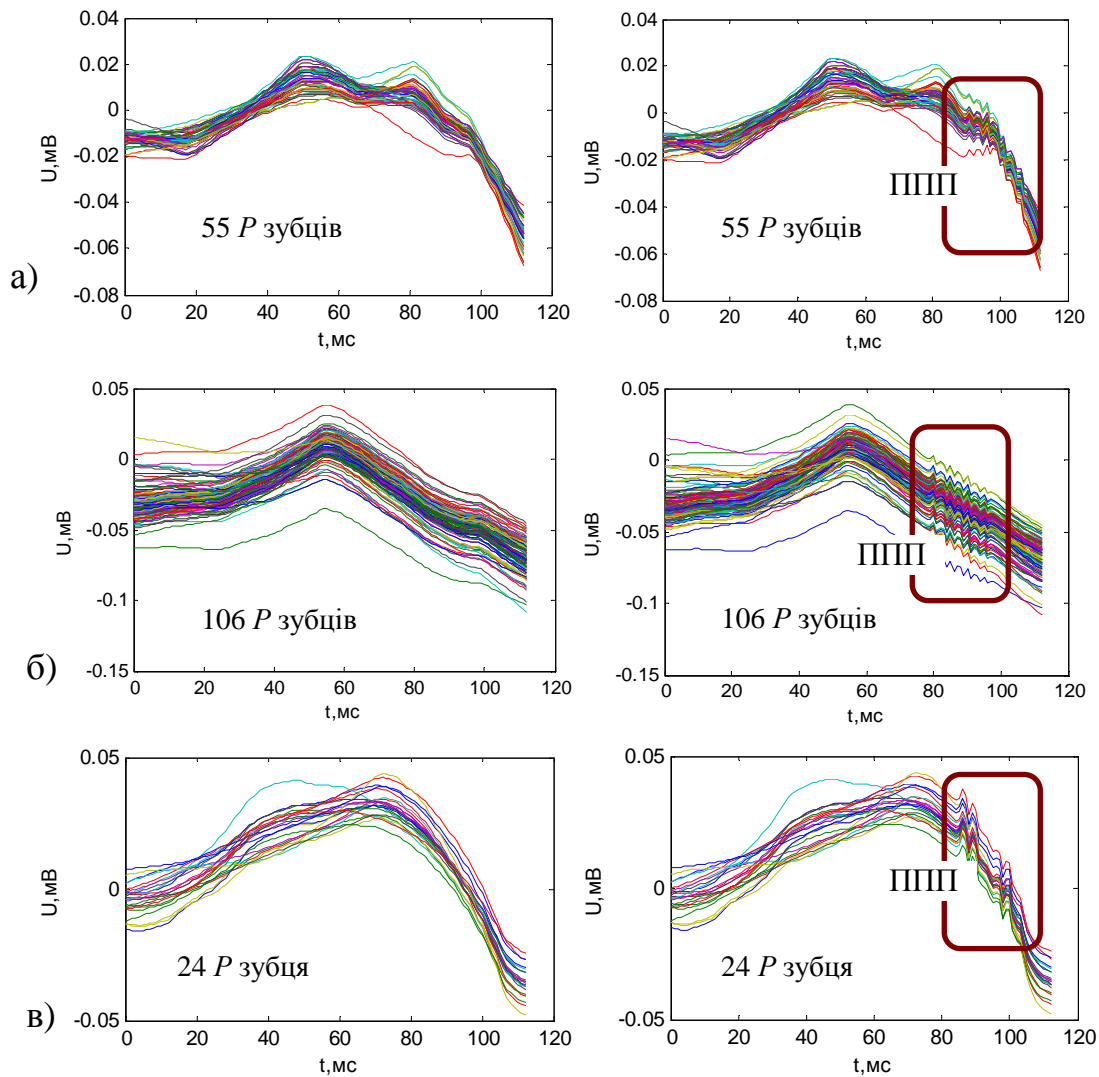


Рис. 4.1. Формування вибірки даних для класифікації:

а) пацієнт 1; б) пацієнт 2; в) пацієнт 3

В ході експериментальних досліджень різних вибірок P зубців з наявністю і відсутністю ППП виявлено, що аналіз вейвлет-коефіцієнтів i / або вейвлет-компонентів деталізації рівня d_1 , рідше — d_2 або одночасно d_1 та d_2 , дозволяє отримати найбільший відсоток правильних класифікацій (97 – 100 % в модельному експерименті). Вейвлет-коефіцієнти інших рівнів деталізації (d_3, d_4, d_5), а також рівня апроксимації (a_5), не містять достатніх для класифікації ознак ППП, так як передають характер більш високоамплітудних низькочастотних складових кардіосигналу. Слід зазначити, що дана особливість вейвлет-перетворення дозволяє аналізувати інформацію про ППП незалежно від форми

досліджуваних P зубців, тобто апроксимуючої складової. Це дає можливість порівнювати та класифікувати кардіоцикли різних пацієнтів в одній вибірці даних [111].

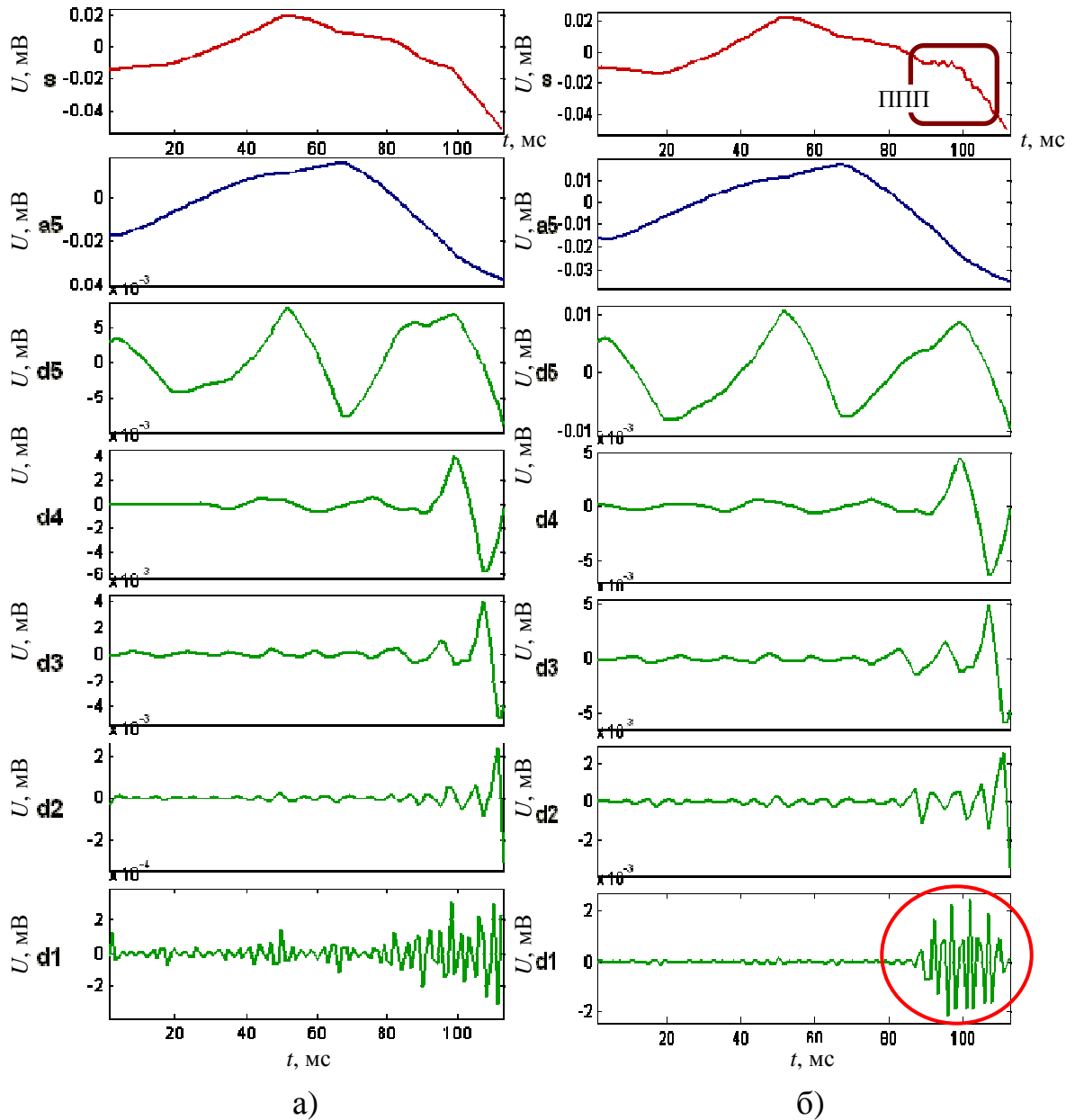


Рис. 4.2. Дискретний вейвлет-розклад до 5-го рівня:
 а) P зубець без ППП; б) P зубець з наявністю ППП

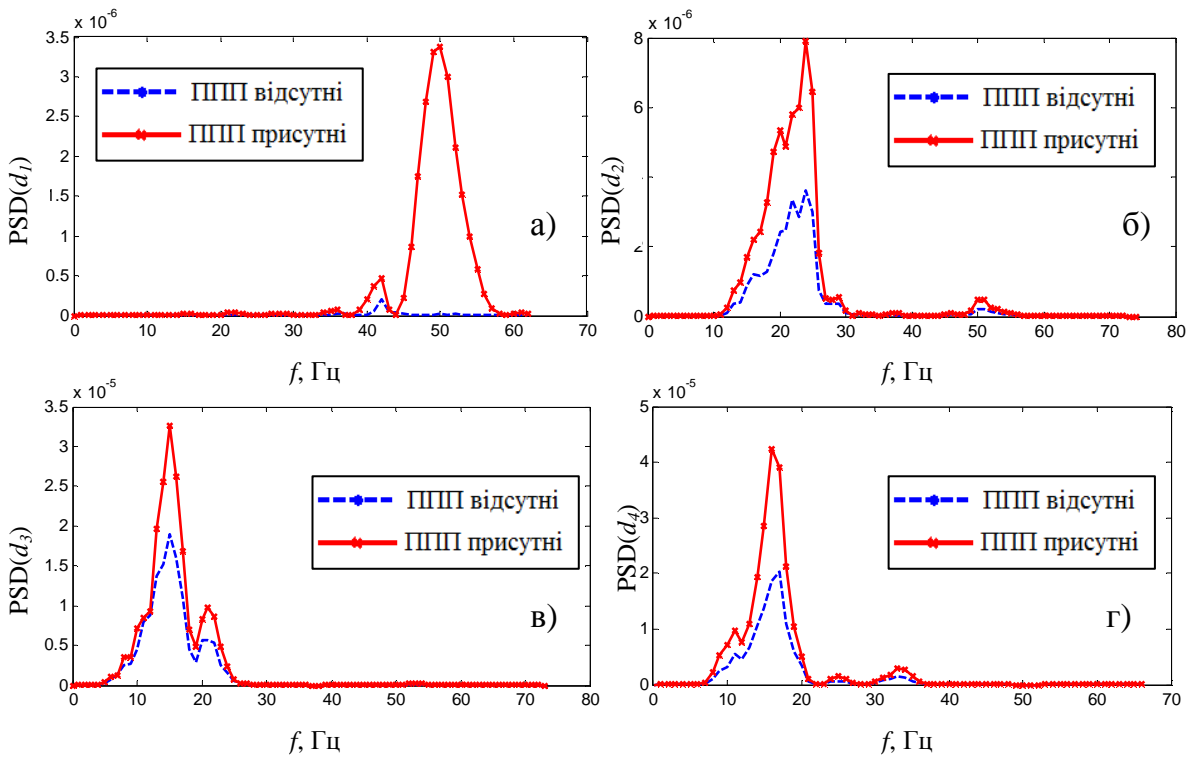


Рис. 4.3. Спектральна щільність потужності, розрахована для деталізуючих вейвлет-компонент P зубця без ППП та P зубця з наявністю ППП:
 а) рівень d_1 ; б) рівень d_2 ; в) рівень d_3 ; г) рівень d_4

Аналіз спектральної щільності потужності, розрахованої для деталізуючих вейвлет-компонент $d_1 - d_4$ P зубця без ППП та з наявністю ППП, підтверджує гіпотезу про необхідність аналізу саме вейвлет-коефіцієнтів рівня деталізації d_1 , на якому присутні високочастотні складові найменшої амплітуди, якими і є ППП. На рис. 4.3 видно, що тільки на рівні d_1 значення спектральної щільності потужності у разі наявності ППП максимально перевищують значення спектральної щільності потужності в разі відсутності ППП.

При виборі d_1 в якості рівня деталізації, що містить інформацію про ознаки ППП, для розглянутої вибірки P зубців розмірність даних для класифікації становить $M \times N$, де $M = 370$ — кількість P зубців у вибірці, $N = 60$ — кількість вейвлет-коефіцієнтів на рівні d_1 . Такий набір даних є надлишковим і вимагає подальшої обробки вейвлет-коефіцієнтів для отримання вектора ознак з меншою розмірністю. При формуванні вектора ознак вейвлет-коефіцієнти cD_1

першого рівня деталізації розглядалися як дискретний сигнал $cD_1(k)$. В якості числових характеристик визначалися:

1) L — квадратична норма дискретного сигналу, утвореного вейвлет-коефіцієнтами деталізації cD_1 (L^2 -норма):

$$L = \sqrt{\sum_{k=1}^N (cD_1(k))^2}, \quad (4.8)$$

2) abs_mean — середнє абсолютне значення дискретного сигналу, утвореного вейвлет-коефіцієнтами деталізації cD_1 :

$$abs_mean = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N |cD_1(k)|, \quad (4.9)$$

3) max_abs — максимум відхилення абсолютних значень вейвлет-коефіцієнтів деталізації cD_1 :

$$max_abs = \max |cD_1(k)|, \quad (4.10)$$

4) max_fft — максимальне значення спектральної щільності потужності:

$$max_fft = \max(\hat{F} \cdot \hat{F}^*), \quad (4.11)$$

де \hat{F} — Фур'є-образ дискретного сигналу, утвореного вейвлет-коефіцієнтами деталізації cD_1 .

Кожен з цих параметрів істотно відрізняється для випадків "відсутність ППП" і "наявність ППП" (рис. 4.4). На рис. 4.4 та 4.5 позначення "P1", "P2", "P3" відповідають групам P зубців без ППП для першого, другого і третього

пацієнтів, а "P1+ППП", "P2+ППП", "P3+ППП" — групам P зубців з наявністю ППП.

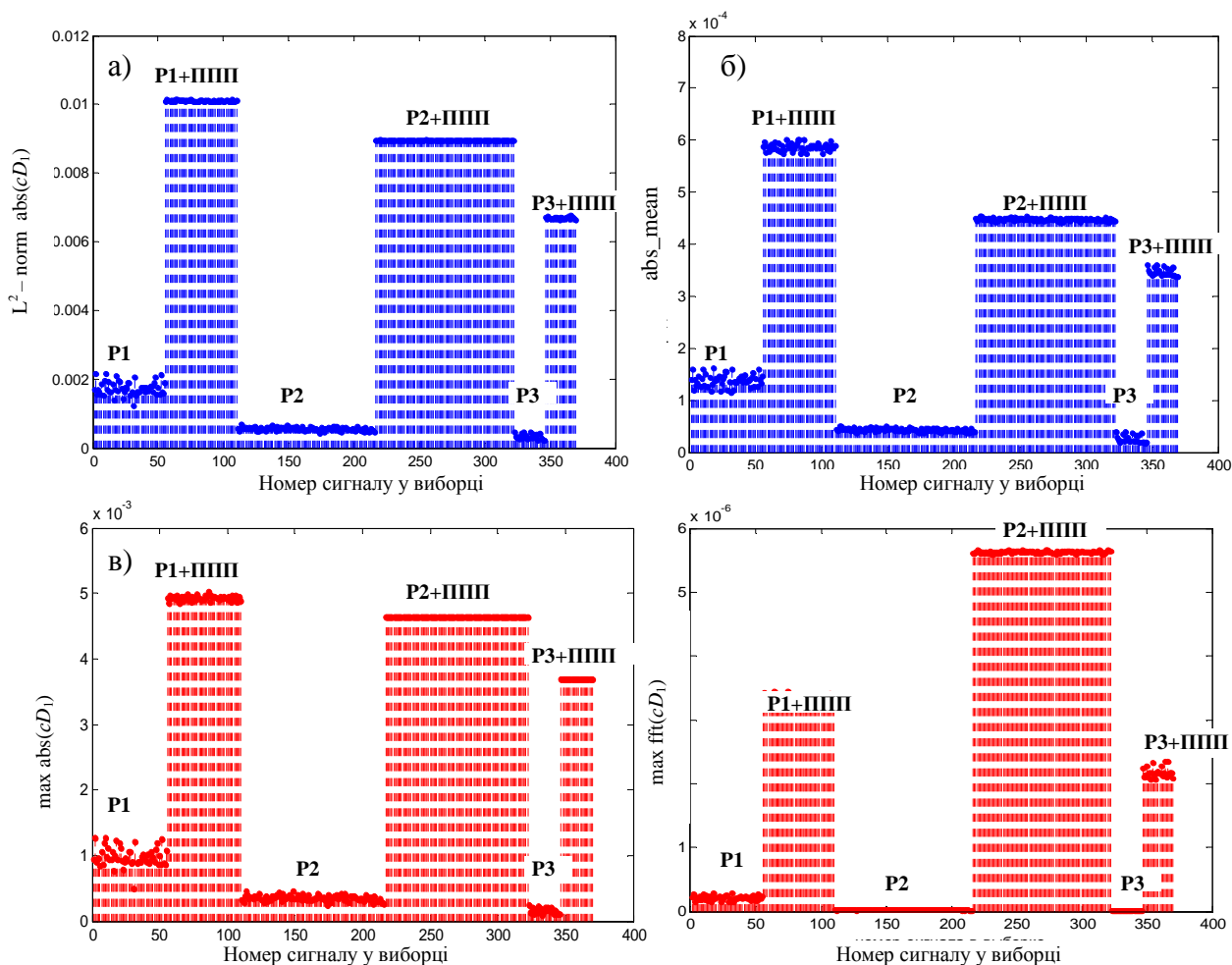


Рис. 4.4. Числові характеристики вейвлет-коефіцієнтів першого рівня деталізації d_1 : а) L^2 -норма; б) середнє абсолютне значення; в) максимум відхилення абсолютних значень; г) максимальне значення спектральної щільності потужності

Застосування будь-якої з запропонованих числових характеристик вейвлет-коефіцієнтів d_1 рівня деталізації в якості ознаки ППП, а також їх комбінацій у вигляді вектора ознак $[X_1 X_2]$, дозволило правильно розділити кардіоцикли досліджуваної вибірки на 2 класи: "клас 1 — відсутність ППП" та "клас 2 — наявність ППП" (рис. 4.6).

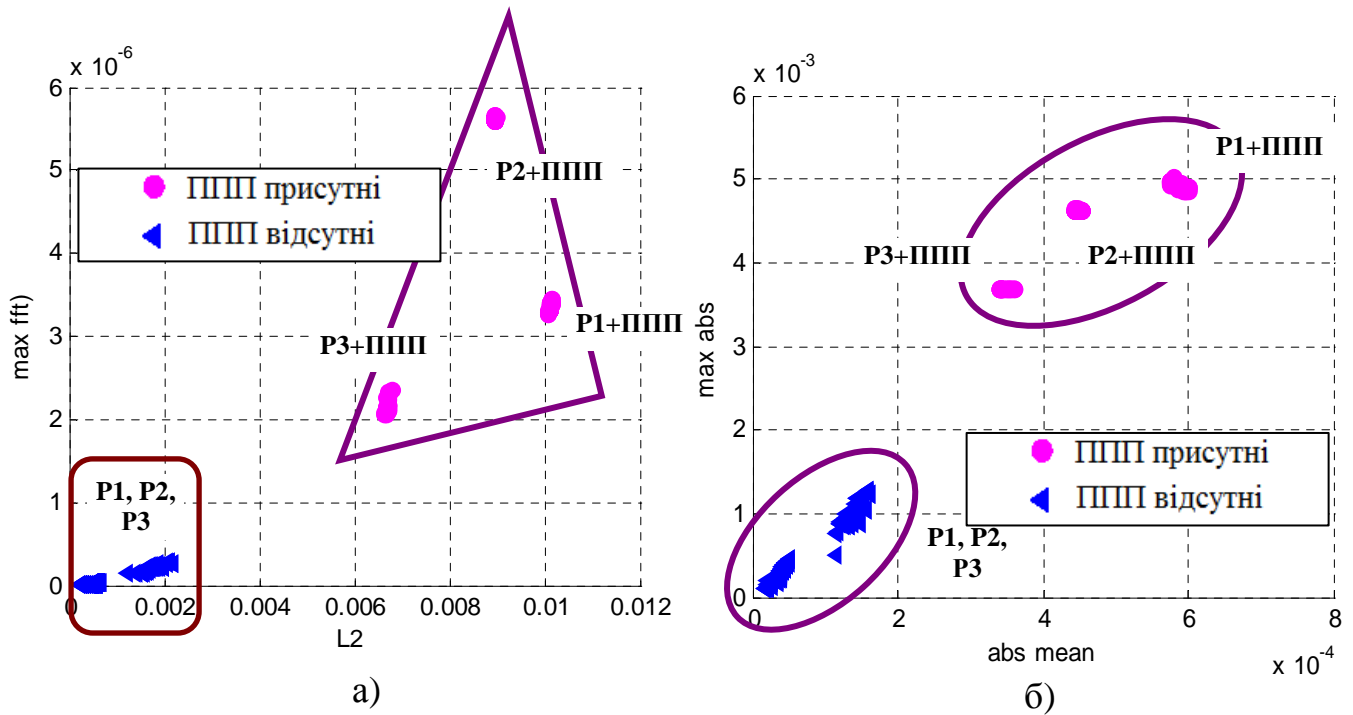


Рис. 4.5. Результати кластеризації числових характеристик вейвлет-коефіцієнтів у разі відсутності і наявності ППП: а) L^2 -норма і максимальне значення спектральної щільності потужності; б) середнє абсолютне значення і максимум відхилення абсолютних значень

Таблиця 4.1. Оцінювання якості класифікації за критерієм максимуму відношення відстаней (4.4)*

Параметр	L	max_fft	abs_mean	max_abs
середня відстань від точки до центру кластера C_1 всередині кластера 1 (відсутність ППП), S_{i1}	$3.3295 \cdot 10^{-7}$	$5.1464 \cdot 10^{-13}$	$2.1046 \cdot 10^{-9}$	$1.0324 \cdot 10^{-7}$
середня відстань від точки до центру кластера C_2 всередині кластера 2 (наявність ППП), S_{i2}	$1.0540 \cdot 10^{-6}$	$1.0083 \cdot 10^{-12}$	$6.2897 \cdot 10^{-9}$	$1.4162 \cdot 10^{-7}$
відстань між центрами кластерів C_1 та C_2 , S_e	$6.6057 \cdot 10^{-5}$	$2.0546 \cdot 10^{-11}$	$1.6540 \cdot 10^{-7}$	$1.6710 \cdot 10^{-5}$
S_e / S_{i1}	198.3992	39.9231	78.5898	161.8559
S_e / S_{i2}	62.6727	20.3769	26.2970	117.9918

* L — L^2 -норма, max_fft — максимальне значення спектральної щільності потужності, abs_mean — середнє абсолютне значення, max_abs — максимум відхилення абсолютних значень. Всі параметри визначені для вектора вейвлет-коефіцієнтів d_1 рівня деталізації.

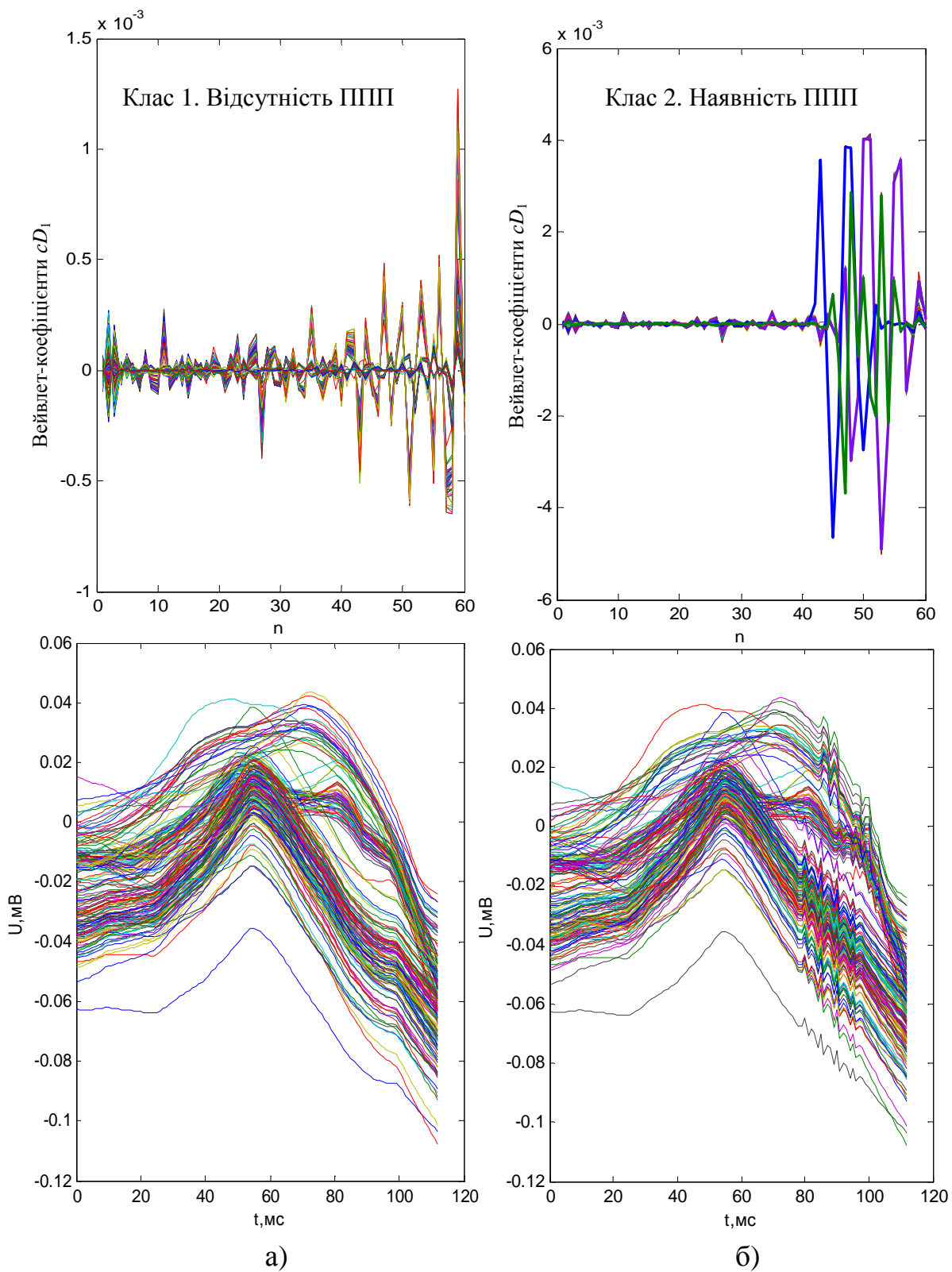


Рис. 4.6. Поділ вибірки даних на 2 класи:

а) клас 1: "відсутність ППП"; б) клас 2: "наявність ППП"

Аналіз рис. 4.4, 4.5 і даних табл. 4.1 показує, що такі параметри, як максимум відхилення абсолютних значень і L^2 -норма дискретного сигналу, утвореного вейвлет-коефіцієнтами деталізації cD_1 , забезпечують краще рознесення класів у просторі ознак, ніж максимальне значення спектральної щільності потужності і середнє абсолютне значення cD_1 .

Незалежно від форми P зубця, що відрізняється для різних пацієнтів, для всіх варіантів розглянутих ознак точки кластера "відсутність ППП" в просторі ознак добре локалізовані, що підтверджується достатньо малими значеннями середньої відстані від точки до центру даного кластера. Точки кластера "наявність ППП" добре згруповані тільки для кожного окремого пацієнта і рознесені в просторі ознак для різних пацієнтів. Це пояснюється тим, що при формуванні вибірки даних вибиралися індивідуальні прояви ППП для кожного з пацієнтів.

4.3 Розпізнавання образів ППП на основі комплексного методу аналізу тонкої структури електрокардіосигналу

Використання в якості ознак числових характеристик вектора вейвлет-коефіцієнтів cD_1 при розпізнаванні образів ППП дозволило отримати добре згруповані кластери, які не перетиналися для класів "відсутність ППП" і "наявність ППП" [111]. Проте присутність залишкового шуму в усередненій ЕКГ реальної діагностичної системи може значно знизити вірогідність діагностики, так як шумова складова і ППП проявляються на одному рівні при вейвлет-розкладі P зубців [113]. Комплексний метод аналізу ЕКГ для виявлення ППП засновано на вейвлет-перетворенні досліджуваних P зубців з наступним розкладом в базисі власних векторів.

При проведенні модельного експерименту в якості норми розглянуто попередньо очищені від високочастотних складових P зубці, які виділені з реальних записів ЕКГ різних пацієнтів. В ці сигнали додано адитивний білий гаусівський шум з відношенням сигнал/шум, рівним 60 дБ [113, 117]. При початковому припущенні про можливість "норми" або "патології" кардіоцикли з такими P зубцями представляють норму, так як ППП в них відсутні. Далі в термінальну частину кожного P зубця з шумом додано змодельовані ППП. При цьому для кожного пацієнта ППП відрізнялися за своєю амплітудою, формою і кількістю. Аналіз кардіоциклів з такими P зубцями передбачає виявлення ППП заздалегідь невідомого виду на фоні шуму (рис. 4.7). Повна вибірка даних, сформована із записів електрокардіограм 5-ти пацієнтів, склала 460 кардіоциклів.

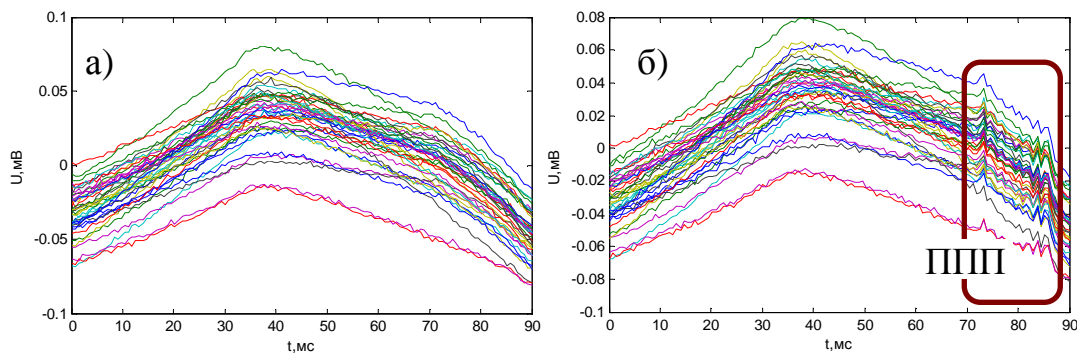


Рис. 4.7. Ансамбль P зубців ЕКГ одного з пацієнтів:
а) відсутність ППП; б) наявність ППП

Для P зубців досліджуваних кардіоциклів отримані набори вейвлет-коефіцієнтів при ДВР до 5-го рівня з використанням вейвлет-функції "симлет" 4-го порядку. Всього складено 46 ансамблів, в кожен з яких входило по 10 наборів вейвлет-коефіцієнтів cD_1 . У результаті розкладу в базисі власних векторів отримано набори власних значень $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_N$ і власних векторів $\mathbf{V} = [\mathbf{V}_1, \mathbf{V}_2, \dots, \mathbf{V}_N]$ матриць коваріації, знайдених для кожного ансамблю вейвлет-коефіцієнтів. В отриманому базисі головні власні вектори, які відповідають найбільшим власним значенням $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_K$ ($K < N$), несуть основну інформацію щодо властивостей сигналу, який досліджується.

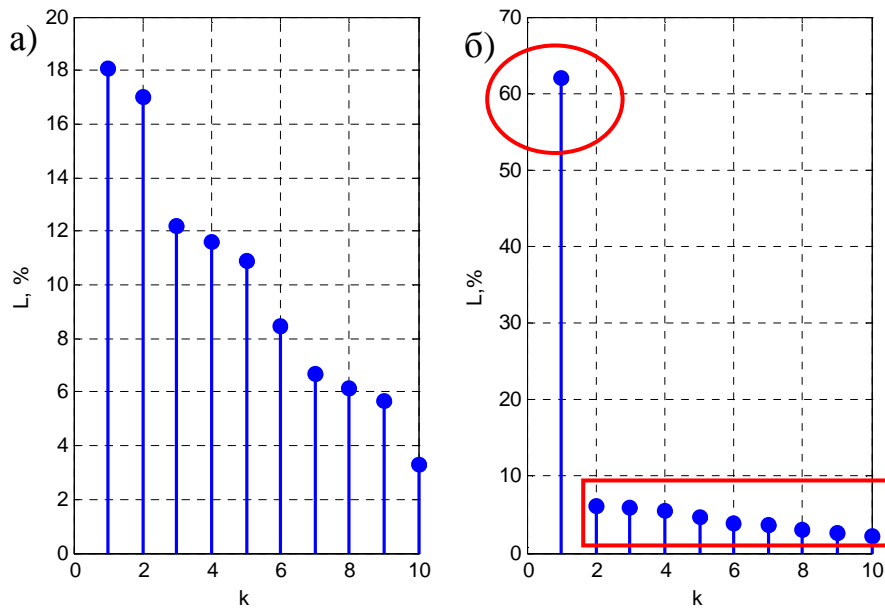


Рис. 4.8. Параметр L для перших 10 власних значень:

а) відсутність ППП на фоні шуму; б) наявність ППП на фоні шуму

Так, наприклад, при розкладі в базисі власних векторів вейвлет-коефіцієнтів cD_1 одного з ЕКГ сигналів з наявністю ППП на фоні шуму видно,

що $L_1 = \frac{\lambda_1}{\sum_{k=1}^N \lambda_k} \cdot 100\% = 62\%$, тобто найбільша частка інформації міститься в

першій компоненті (рис. 4.8, б). У разі відсутності ППП, тобто при аналізі вейвлет-коефіцієнтів cD_1 , які містять тільки шум, $L_1 = 18\%$ (рис. 4.8, а).

Таким чином, власний вектор V_1 , який відповідає найбільшому власному значенню λ_1 , визначає головну компоненту, що містить ознаки ППП [113, 117-118]. Ця компонента для випадку відсутності ППП має вигляд, властивий шуму (рис. 4.9, а), тоді як за наявності ППП вона містить характерні сплески, що відображають особливості пізніх потенціалів конкретного пацієнта в базисі власних векторів (рис. 4.9, б-е).

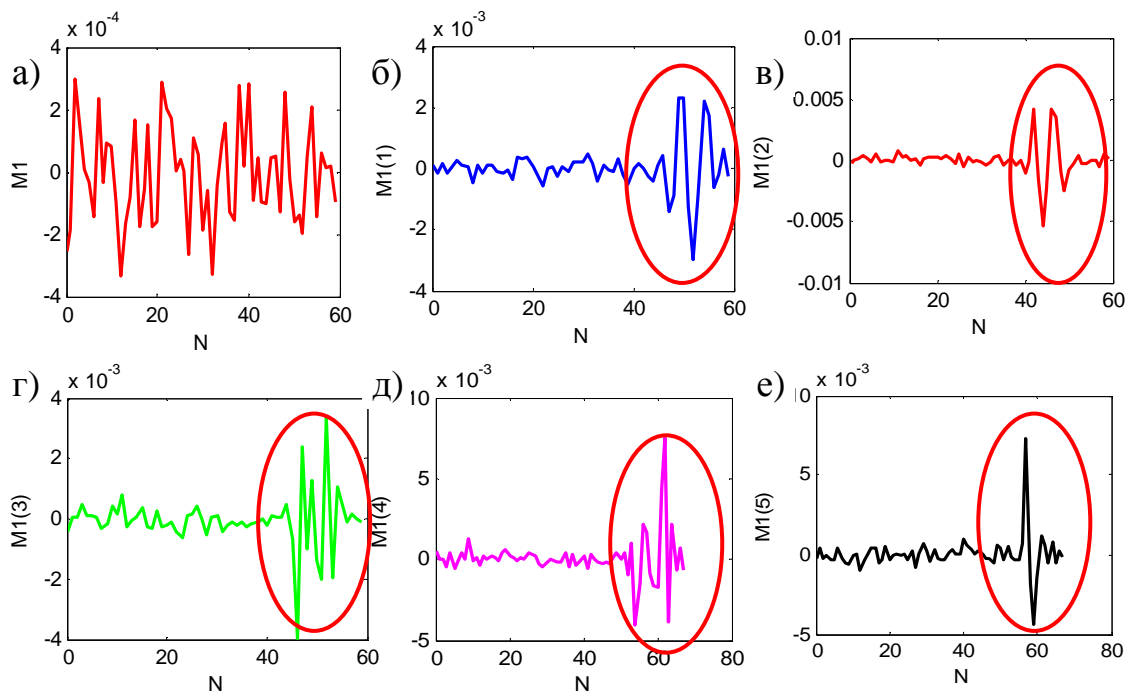


Рис. 4.9. Перша головна компонента, що відповідає найбільшому власному значенню: а) для випадку відсутності ППП на фоні шуму; б-е) для випадків наявності ППП різних видів на фоні шуму

Індивідуальні особливості пацієнтів з анатомічними і/або функціональними порушеннями в міокарді обумовлюють широкий діапазон змін амплітуди, форми, тривалості і часу появи ППП. На основі числових експериментів виявлено, що за апріорної невизначеності характеристик шуму і низькоамплітудного сигналу, який потрібно детектувати, використання в якості ознак ППП таких числових характеристик, як енергія (L^2 -норма), середнє абсолютне значення або середньоквадратичне відхилення головної компоненти, призводить до перекривання класів "норма" і "патологія" при розпізнаванні образів ППП. Тому у якості ознак ППП пропонується застосовувати параметри, розраховані з використанням власних значень матриці коваріації, визначеної для ансамблю вейвлет-коефіцієнтів деталізації cD_1 .

Одним з параметрів, що використовуються для оцінювання високочастотної складової P зубця в просторі власних векторів, є відношення першого власного значення до суми всіх власних значень [113, 117-119]:

$$R = \frac{\lambda_1}{\sum_{i=1}^N \lambda_i}. \quad (4.12)$$

Морфологія P зубця, що містить на фоні шуму діагностично важливий сигнал у вигляді сплесків ППП, характеризується високими значеннями параметра R [113, 117-119]. Основна частина інформації про ППП при розкладі деталізуючих вейвлет-коефіцієнтів cD_1 в базисі власних векторів міститься, головним чином, у першому власному векторі. У разі відсутності ППП вейвлет-коефіцієнти cD_1 містять тільки шумову складову. Дисперсія білого шуму приблизно однакова для перших 10 власних векторів (рис. 3.27-3.29), тому λ_1 істотно не перевищує інші власні значення і параметр R є меншим, ніж за наявності ППП. Зі збільшенням відношення сигнал/шум розрив у значеннях R для випадків відсутності та наявності ППП зростає (рис. 4.10, а).

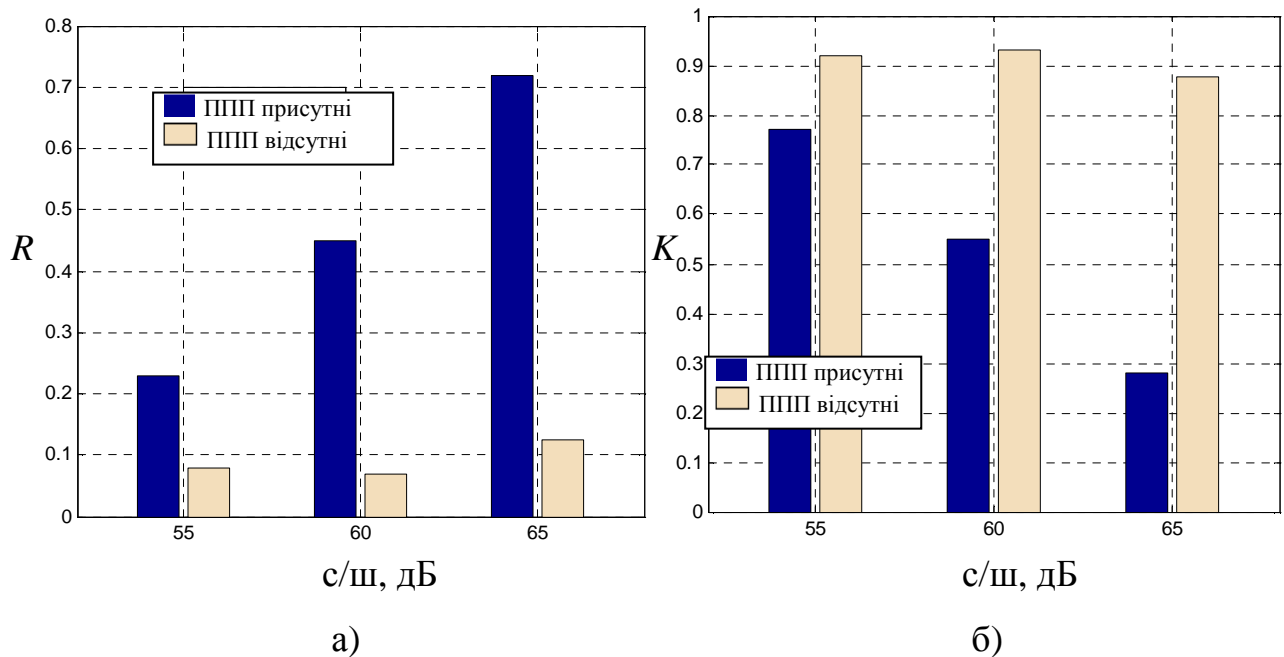


Рис. 4.10. Порівняння значень параметрів R і K при різному відношенні сигнал/шум: ■ ППП присутні; ■ ППП відсутні

Параметр K визначається як відношення суми всіх власних значень, за винятком першого, до суми всіх власних значень [113, 117-119]:

$$K = \frac{\sum_{i=2}^N \lambda_i}{\sum_{i=1}^N \lambda_i}. \quad (4.13)$$

Основна інформація про форму сигналів з малим значенням параметра K сконцентрована в першому власному векторі, отже, λ_1 в даному випадку є набагато більшим за інші власні значення, що відображає наявність ППП.

Для сигналів з великим параметром K перше власне значення не буде значно перевищувати суму інших власних значень, що спостерігається у випадку відсутності ППП [113, 117-119]. Зі збільшенням відношення сигнал/шум розрив у значеннях K для випадків відсутності та наявності ППП зростає (рис. 4.10, б).

Як діагностичну ознаку ППП в координатному базисі власних векторів можна використовувати параметр S — слід діагональної матриці власних значень, який визначається як сума всіх власних значень ковариаційної матриці вейвлет-коефіцієнтів деталізації cD_1 . Також у якості діагностичних ознак ППП у координатному базисі власних векторів використовуються параметри, що визначаються за коефіцієнтами розкладу на власні вектори, наприклад, усереднена для всіх наборів cD_1 сума квадратів коефіцієнтів b_i , визначених за формулою (3.23), і середнє значення квадрата коефіцієнта b_1 , поділене на усереднену суму квадратів всіх коефіцієнтів b_i (рис. 4.11, б).

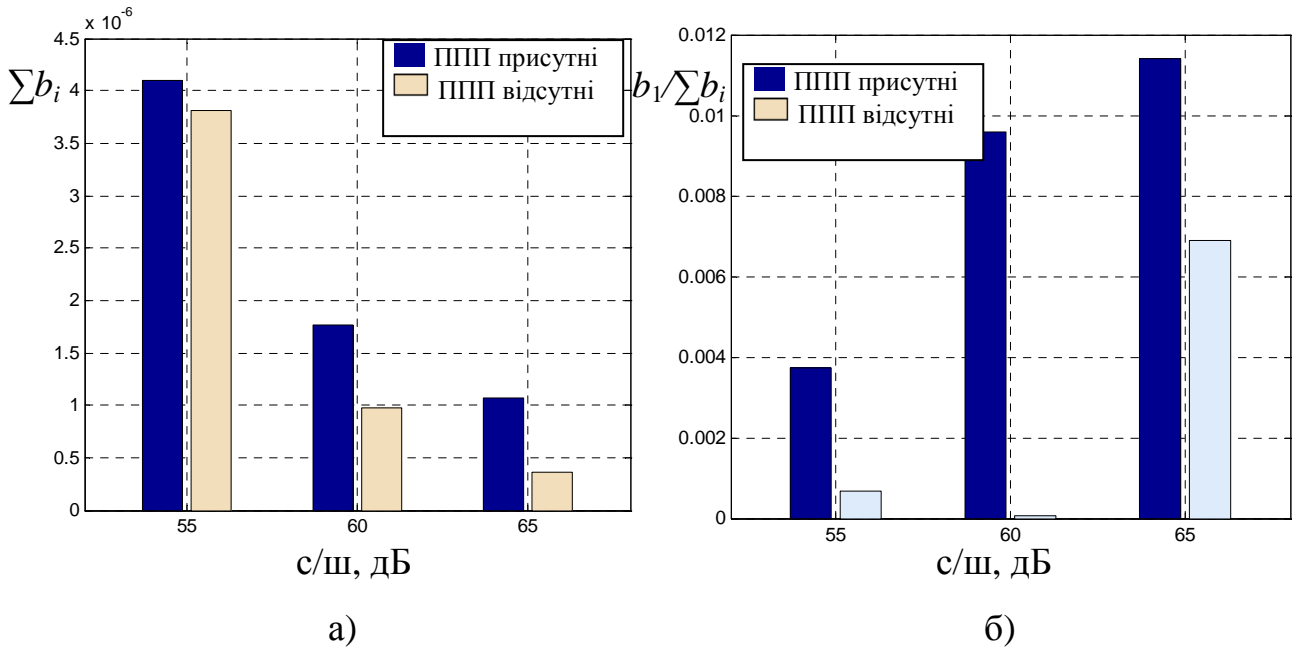


Рис. 4.11. Порівняння значень параметрів, що визначаються за коефіцієнтами розкладу на власні вектори, при різному відношенні сигнал/шум для випадків наявності і відсутності ППП

Аналіз групування точок у тривимірному просторі ознак $[S, K, R]$ свідчить про наявність двох кластерів даних. При цьому кластер з щільною упаковкою точок відповідає P зубцям з відсутністю ППП, що представляють клас "норма". Досить великий, порівняно з першим випадком, розкид ознак всередині другого кластера, що представляє клас "патологія", пояснюється індивідуальним видом ППП для кожного з пацієнтів. При цьому класи не перетинаються у просторі ознак (рис. 4.12).

При розпізнаванні образів ППП та розділенні P зубців досліджуваної вибірки даних на 2 класи ("норма – відсутність ППП" і "патологія – наявність ППП") використано алгоритм K -середніх. Цей алгоритм мінімізує показник якості, визначений як сума квадратів відстаней від усіх точок, що входять в кластерну область, до центру кластера. В якості міри використано квадрат евклідової відстані і манхеттенську відстань (відстань "міських кварталів") [102].

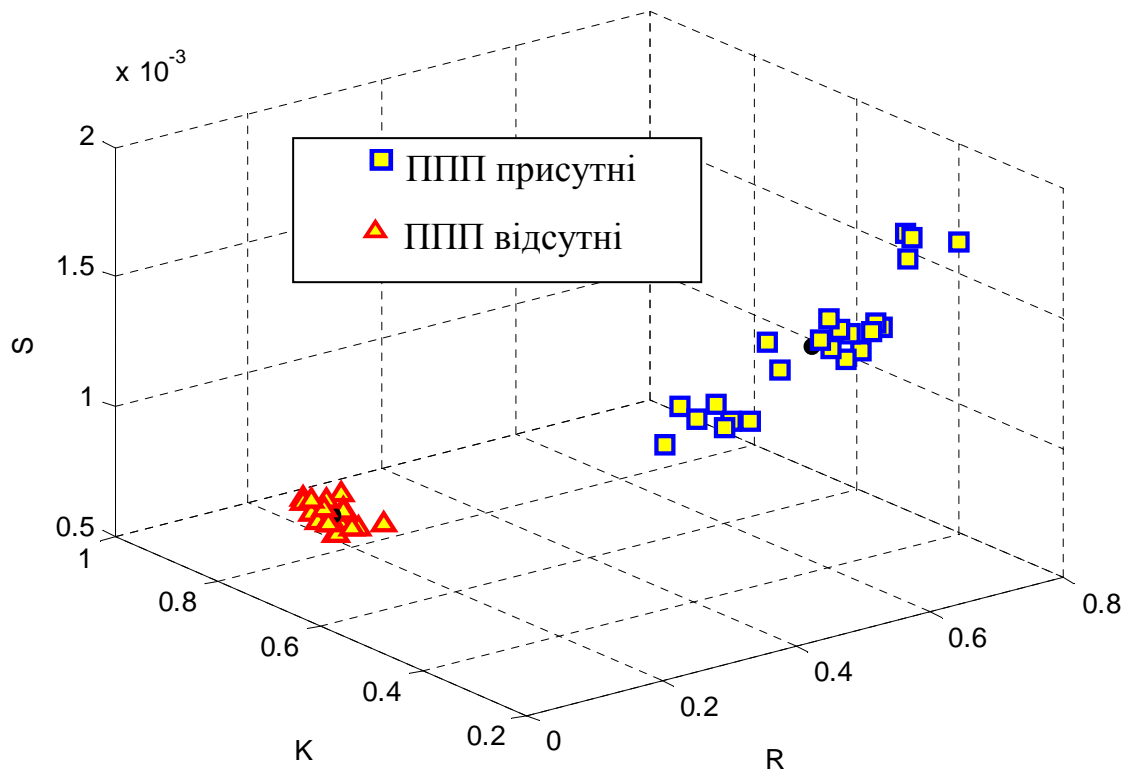


Рис. 4.12. Результати кластеризації даних у просторі ознак:

■ — патологія (ППП присутні), ▲ — норма (ППП відсутні).

Центри кластерів при використанні різних мір відстані не співпадають (рис. 4.13). Незважаючи на те, що в обох випадках поділ даних на класи був вірним, аналіз патерну розподілу точок у просторі ознак дозволяє припустити, що використання квадрата евклідової відстані при розпізнаванні образів ППП є більш обґрунтованим. Це пояснюється тим, що в порівнянні з манхеттенською відстанню квадрат евклідової відстані надає великої ваги більш віддаленим один від одного об'єктам [102], а для досліджуваних даних характерним є утворення одного щільно згрупованого кластера для випадку "норма – відсутність ППП" і другого віддаленого від нього кластера з рознесеними в просторі точками для випадку "патологія – наявність ППП".

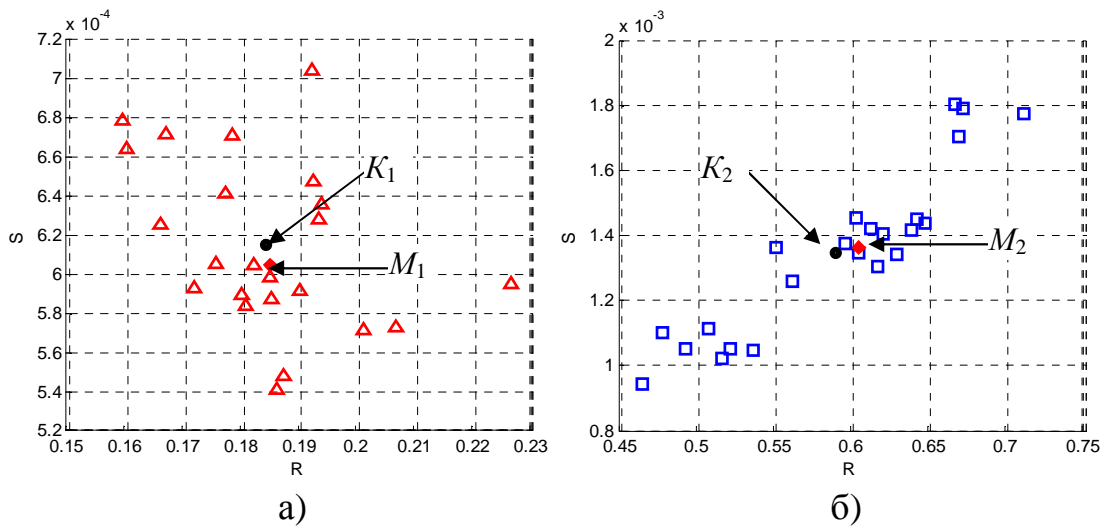


Рис. 4.13. Розташування центрів кластерів "норма" (а) і "патологія" (б):

K_1 та K_2 — в якості міри використано квадрат евклідової відстані, M_1 та M_2 — в якості міри використано манхеттенську відстань (відстань “міських кварталів”)

При зменшенні відношення сигнал/шум у досліджуваних ЕКГ сигналів спостерігається збільшення розкиду точок всередині кластерів [120]. Незважаючи на це, на основі застосування комплексного методу без помилок вдалося розділити розглянуту вибірку даних на 2 класи для випадків $c/ш = 65$ дБ, $c/ш = 60$ дБ, $c/ш = 55$ дБ (рис. 4.14).

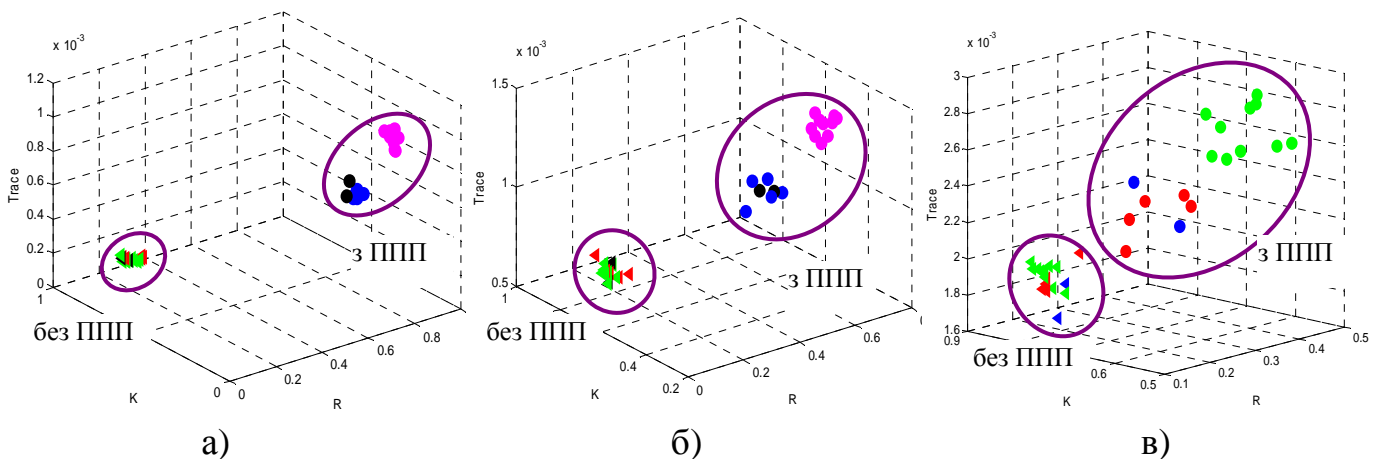


Рис. 4.14. Групування точок у просторі ознак при різному відношенні сигнал/шум: а) $c/ш = 65$ дБ, б) $c/ш = 60$ дБ, в) $c/ш = 55$ дБ

4.4 Класифікація образів електрокардіосигналів за допомогою дискримінантної функції

При розробці підходів до виявлення ППП кластерний аналіз можна розглядати як попередній етап розпізнавання, що проводиться з метою вибору найбільш значущих ознак ППП та підготовки навчальної вибірки для забезпечення можливості автоматизованого прийняття діагностичного рішення про стан пацієнта.

Класифікація здійснюється тим краще, чим меншою є відстань точок до центру кластера всередині групи і чим більшою є відстань між центрами різних кластерів [9, 102, 116]. За допомогою параметрів R і M можна отримати кластери, які не перетинаються в просторі ознак. Ці кластери можна вважати класами образів, що відповідають двом випадкам: "норма — відсутність ППП" та "патологія — наявність ППП". При цьому параметр R знайдено за формулою (4.12) як відношення першого власного значення до суми всіх власних значень матриці коваріації, визначеної для ансамбля вейвлет-коефіцієнтів деталізації cD_1 . Параметр M визначено як максимум відхилення абсолютних значень сигналу A , відновленого по головній компоненті коефіцієнтів деталізації cD_1 :
$$M = \max |A|.$$

Наявність навчальної вибірки, що представляє набір ознак з відомою класифікацією, дозволяє знайти математичні функції для відокремлення класів. Ці функції, що називаються дискримінантними, використовуються для розпізнавання нових векторів ознак, отриманих при аналізі ЕКГ пацієнтів, для яких приналежність до одного з класів "норма — відсутність ППП" і "патологія — наявність ППП" заздалегідь невідома. Навчальна вибірка для класу "патологія" сформована на основі додавання модельних пізніх потенціалів різного виду в реальні записи ЕКГ. Для класифікації використано вибірку, яка містить по 23 представницьких об'єкта для кожного з 2-х класів. Класифікацію

виконано за допомогою алгоритмів навчання, які потребують визначення параметрів дискримінантної функції та отримання правила прийняття рішення.

У загальному випадку при існуванні K класів образів $\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_K$ для n -вимірному вектора ознак $\mathbf{x} = (x_1, x_2, \dots, x_n)^T$ потрібно знайти K дискримінантних функцій $d_1(\mathbf{x}), d_2(\mathbf{x}), \dots, d_K(\mathbf{x})$, таких, що якщо образ \mathbf{x} належить класу ω_i , то

$$d_i(\mathbf{x}) > d_j(\mathbf{x}), \quad j = 1, 2, \dots, N; j \neq i. \quad (4.14)$$

некласифікований образ \mathbf{x} відносять до i -ого класу, якщо при підстановці \mathbf{x} у всі дискримінантні функції найбільше числове значення дає функція $d_i(\mathbf{x})$.

Поверхня, що розділяє класи ω_i та ω_j , задається безліччю значень \mathbf{x} , для яких $d_i(\mathbf{x}) = d_j(\mathbf{x})$:

$$d_i(\mathbf{x}) - d_j(\mathbf{x}) = 0. \quad (4.15)$$

Поверхня, яка розділяє два класи, описується єдиною функцією $d_{i,j}(\mathbf{x}) = d_i(\mathbf{x}) - d_j(\mathbf{x}) = 0$. Тоді $d_{i,j}(\mathbf{x}) > 0$ для образів, що належать до класу ω_i , та $d_{i,j}(\mathbf{x}) < 0$ для образів, що належать до класу ω_j .

При виявленні ППП правило класифікації образів електрокардіосигналів на два класи виражається як

$$d(\mathbf{x}) \begin{cases} > 0, & \text{якщо } \mathbf{x} \in C_1 \\ \leq 0, & \text{якщо } \mathbf{x} \in C_2 \end{cases} \quad (4.16)$$

де C_1 представляє клас "патологія — наявність ППП";

C_2 — клас "норма — відсутність ППП".

Найпростішим підходом для знаходження розділяючих границь є побудова класифікатора за мінімальною відстанню, при якому обчислюються

евклідові відстані між вектором ознак невідомого об'єкта і кожним вектором еталону [10, 102, 124]. Еталон кожного класу визначається як вектор математичного сподівання образів з цього класу. При цьому лінійна класифікаційна функція для двовимірного простору ознак являє собою перпендикуляр, проведений через середину прямої лінії, що з'єднує еталони даних двох класів.

Класифікатор за мінімумом відстані добре працює в тих випадках, коли відстані між точками математичних очікувань класів великі в порівнянні з діапазоном розкиду об'єктів кожного класу [125]. Аналіз групування точок у просторі ознак (R, M) при розпізнаванні образів ППП показує, що математичні очікування класів "норма" і "патологія" далеко рознесені один від одного, проте розкид об'єктів для класу "патологія" є набагато більшим, ніж для класу "норма", що призводить до помилок класифікації при використанні класифікатора за мінімумом відстані. Враховуючи дану особливість розподілу об'єктів у просторі ознак, коефіцієнти дискримінантної функції знайдено на основі байєсівського класифікатора [102, 116, 121-123], який реалізує ймовірнісний підхід до розпізнавання образів ППП.

Байєсівський класифікатор є оптимальним у тому сенсі, що при його використанні досягається найменша (в середньому) ймовірність появи помилок класифікації, тобто мінімізується сумарна величина середніх втрат [102, 116, 121, 125-127]. Реалізація байєсівського класифікатора передбачає знання щільності розподілу ймовірностей образів кожного класу. При розпізнаванні образів пізніх потенціалів щільності розподілу ймовірностей для класів "норма — відсутність ППП" та "патологія — наявність ППП" невідомі заздалегідь.

Побудова гістограм (рис. 4.15) дозволяє отримати уявлення про характер розподілу образів у кожному з кластерів і апроксимувати одновимірні функції щільності ймовірностей, отримані для двох класів, кожен з яких характеризується двома змінними. При цьому необхідно враховувати, що функції щільності розподілу ймовірностей для кожного класу оцінюються за навчальною вибіркою з модельних даних, що, незважаючи на різноманітність

модельних пізніх потенціалів, припускає недостатність інформації для точного визначення закону розподілу. Згідно з принципом максимуму ентропії [102], у випадках, коли єдиними відомими параметрами є математичне сподівання і дисперсія, доцільно користуватися щільністю нормального розподілу. Припущення щодо нормального закону розподілу дозволяє використовувати байєсівський класифікатор при знаходженні розділяючих границь для двох класів.

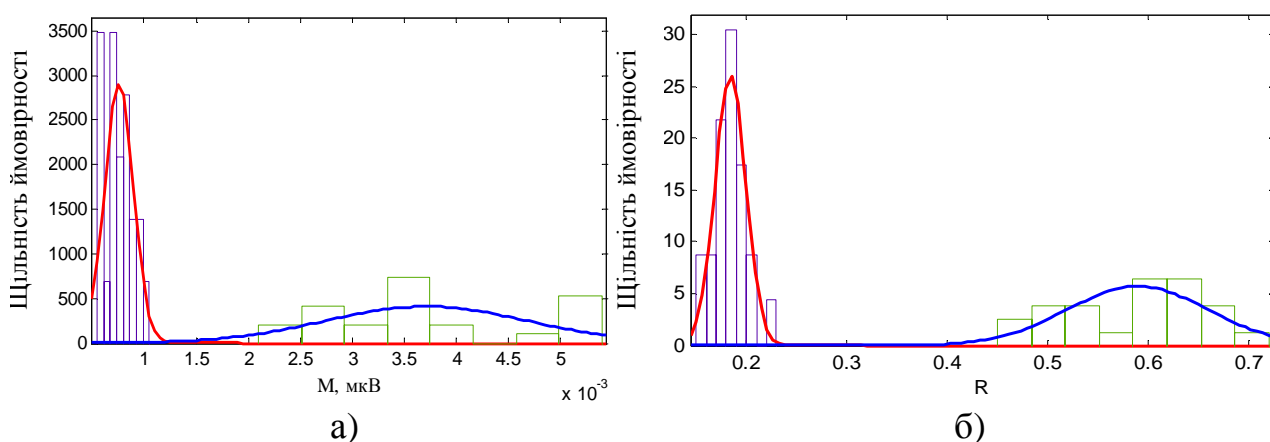


Рис. 4.15. Гістограми емпіричних розподілів для класів

"норма — відсутність ППП" і "патологія — наявність ППП":

а) для параметра M ; б) для параметра R .

З урахуванням наявності двох класів при розпізнаванні образів ППП класифікатор Байєса для нуль-одичної функції втрат [125] має дискримінантні функції виду

$$d_j(\mathbf{x}) = p(\mathbf{x} | \omega_j)P(\omega_j), \quad j = 1, 2, \quad (4.17)$$

де $p(\mathbf{x} | \omega_j)$ — функція щільності розподілу ймовірностей для вектора ознак з класу ω_j ;

$P(\omega_j)$ — апіорна ймовірність появи класу ω_j .

При допущенні, що класи "норма" і "патологія" є рівноймовірними, $P(\omega_j) = 0,5$.

Для двовимірного випадку гаусова функція щільності розподілу ймовірностей векторів j -го класу має вигляд

$$p(\mathbf{x} | \omega_j) = \frac{1}{2\pi |\mathbf{C}_j|^{1/2}} e^{-\frac{1}{2}(\mathbf{x} - \mathbf{m}_j)^T \mathbf{C}_j^{-1} (\mathbf{x} - \mathbf{m}_j)}, \quad j = 1, 2, \quad (4.18)$$

де кожна функція $p(\mathbf{x} | \omega_j)$ задається вектором математичного сподівання \mathbf{m}_j і коваріаційною матрицею \mathbf{C}_j , які оцінюються як

$$\mathbf{m}_j = \frac{1}{N_j} \sum_{\mathbf{x} \in \omega_j} \mathbf{x}, \quad (4.19)$$

$$\mathbf{C}_j = \frac{1}{N_j} \sum_{\mathbf{x} \in \omega_j} \mathbf{x}\mathbf{x}^T - \mathbf{m}_j \mathbf{m}_j^T, \quad (4.20)$$

де N_j — число образів з класу ω_j .

У рівнянні (4.18) $|\mathbf{C}_j|$ — визначник матриці \mathbf{C}_j .

Рівняння байєсівських дискримінантних функцій для двох класів з нормальним розподілом за умови нуль-одичної функції втрат має вигляд [102, 125]:

$$d_j(\mathbf{x}) = \ln P(\omega_j) - \frac{1}{2} \ln |\mathbf{C}_j| - \frac{1}{2} [(\mathbf{x} - \mathbf{m}_j)^T \mathbf{C}_j^{-1} (\mathbf{x} - \mathbf{m}_j)], \quad j = 1, 2. \quad (4.21)$$

Дискримінантні функції, задані рівнянням (4.21), є квадратичними функціями. При розпізнаванні образів ППП квадратична дискримінантна функція для двовимірних образів електрокардіосигналів $\mathbf{x} = (R, M)$ має вигляд:

$$d(\mathbf{x}) = w_{11}R^2 + w_{12}RM + w_{22}M^2 + w_1R + w_2M + w_3 = \mathbf{w}^T \mathbf{x}^*, \quad (4.22)$$

де R — відношення першого власного значення до суми всіх власних значень матриці коваріації, визначеної для ансамблю вейвлет-коефіцієнтів деталізації cD_1 (формула 4.12);

M — максимум відхилення абсолютних значень сигналу, відновленого за головною компонентою коефіцієнтів деталізації cD_1 ;

$w_{11}, w_{12}, w_{22}, w_1, w_2, w_3$ — коефіцієнти дискримінантної функції;

$$\mathbf{x}^* = (R^2, RM, M^2, R, M, 1)^T;$$

$$\mathbf{w} = (w_{11}, w_{12}, w_{22}, w_1, w_2, w_3)^T.$$

Знайдена квадратична дискримінантна функція (рис. 4.16) є границею двох областей, що не перетинаються в двовимірному просторі ознак, і має вигляд

$$d(\mathbf{x}) = -17,57R^2 + 69510M^2 + 63,39R + 758,45M - 28,7. \quad (4.23)$$

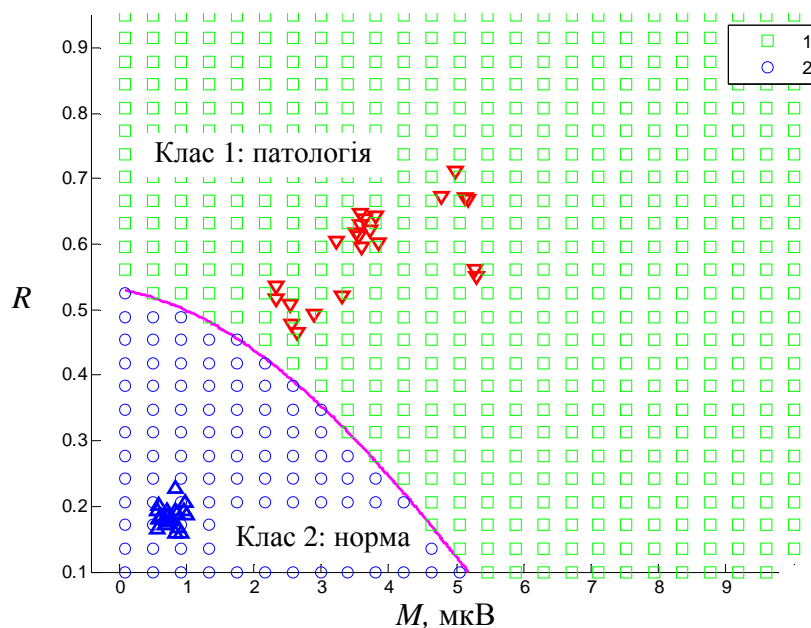


Рис. 4.16. Поділ простору ознак за допомогою квадратичної дискримінантної функції

Якщо точка в просторі ознак потрапляє в область 1, приймається рішення про її належність до класу "патологія — наявність ППП". Область 2 відповідає класу "норма — відсутність ППП".

ІНФОРМАЦІЙНО-АЛГОРИТМІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПІДСИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ЕЛЕКТРИЧНОЇ НЕСТАБІЛЬНОСТІ МІОКАРДА У СКЛАДІ СИСТЕМИ ЕКГ ВР

5.1 Підсистема діагностики електричної нестабільності міокарда у складі системи ЕКГ ВР

Існуючі системи ЕКГ ВР мають класичний склад з блоків: комутації, посилення, фільтрації, аналого-цифрового перетворення, цифрової обробки сигналів, відображення в реальному часі, архівації даних. Відмінність проявляється під час реалізації принципів схем кожного блоку з метою підвищення точності подання ЕКГ, а також в процесі цифрової обробки кардіосигналів.

В структурній схемі системи ЕКГ ВР (рис. 5.1) можна виділити декілька підсистем:

- підсистему обробки аналогових сигналів ЕКГ;
- підсистему аналого-цифрового перетворення;
- підсистему обробки цифрових сигналів ЕКГ;
- підсистему передачі даних;
- підсистему відображення даних.

Підсистема обробки цифрових електрокардіосигналів системи ЕКГ ВР дозволяє здійснювати складні алгоритми перетворення, фільтрації і розпізнавання образів.

Розроблена система ЕКГ ВР [4] побудована на базі зовнішнього пристрою реєстрації та портативного персонального комп'ютера (рис. 5.2). Система має конфігурацію, що дозволяє протягом розробки доповнювати її новими модулями розширення. Існуючі модулі реалізують такі функції системи як: реєстрація ЕКГ, попередня обробка (усунення тренда, фільтрація 35 Гц і 50 Гц), пошук *QRS* комплексів, виділення кардіоциклів і їх синхронізація за *R* зубцем, отримання усереднених кардіоциклів. Також у системі реалізовані модулі з

такими алгоритмами обробки сигналів як часовий, частотний, масштабно-часовий аналіз, обробка ЕКГ у власних підпросторах.

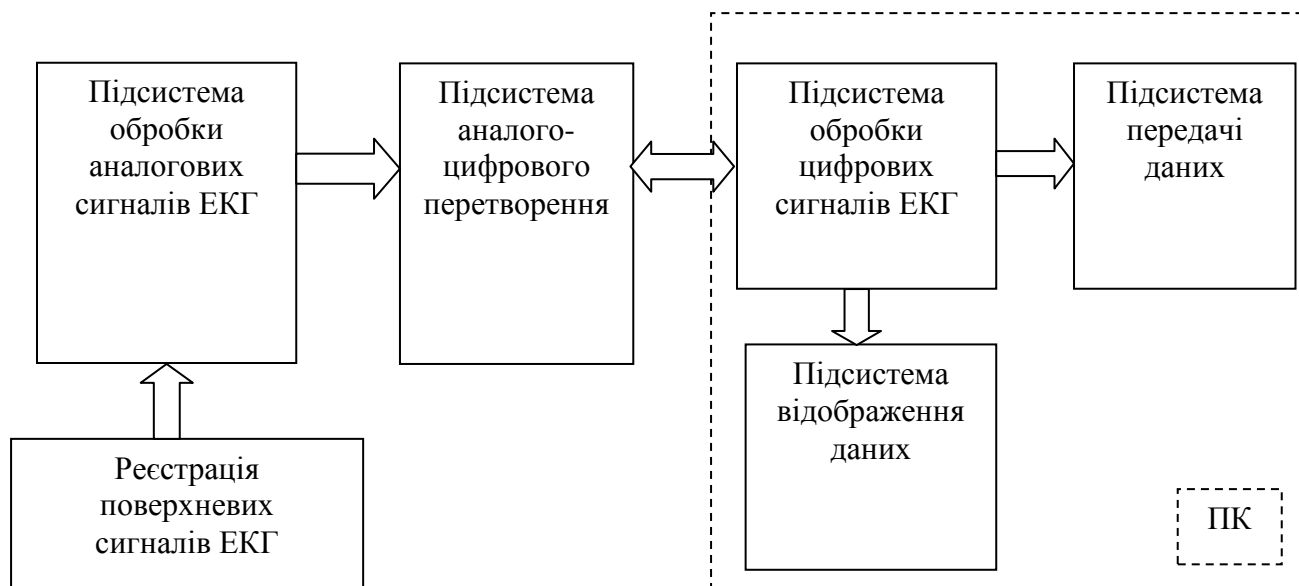


Рис. 5.1. Структурна схема системи ЕКГ ВР

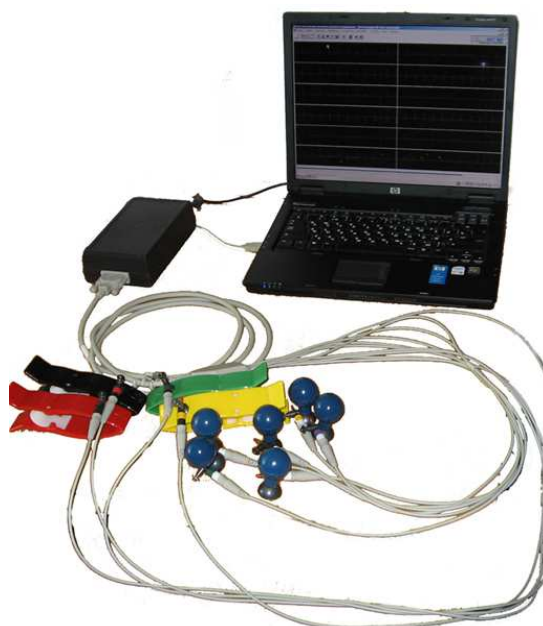


Рис. 5.2. Експериментальний зразок системи ЕКГ ВР

Комплексний метод аналізу ЕКГ для виявлення ППП, а також алгоритм автоматизованого розпізнавання образів пізніх потенціалів покладені в основу підсистеми діагностики електричної нестабільності міокарда, реалізованої у вигляді окремого модуля у складі системи ЕКГ ВР (рис. 5.3, 5.4). Особливість

побудови методичного та алгоритмічного забезпечення підсистеми діагностики полягає в спільному застосуванні вейвлет-перетворення і переходу в координатний базис власних векторів, а саме, у створенні власних підпросторів вейвлет-образів ЕКГ. При цьому обробка електрокардіосигналів виконується з метою обчислення додаткових діагностичних параметрів для розпізнавання образів ППП у складі ЕКГ. Ухвалення рішення про наявність або відсутність ППП виконується на підставі аналізу значень діагностичних ознак.

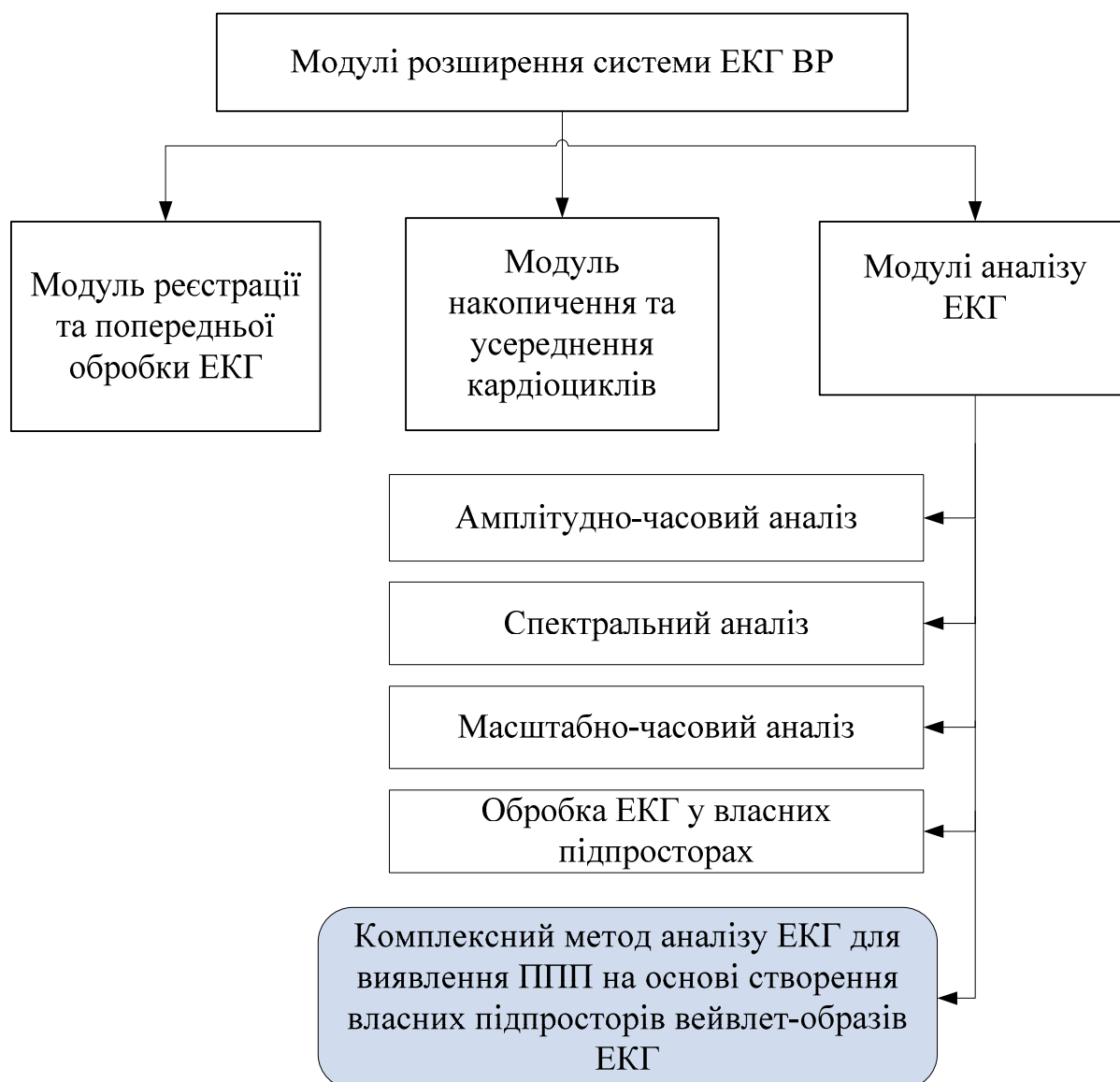


Рис. 5.3. Модулі розширення у складі системи ЕКГ ВР

Таким чином, загальна структура методичного та алгоритмічного забезпечення даної системи ЕКГ ВР охоплює фрагменти стандартних методик (амплітудно-часовий, спектральний аналіз), а також розроблені методики виявлення ППП і алгоритм автоматизованого розпізнавання образів ППП у складі ЕКГ.

Створення графічного інтерфейсу розробленого модуля, цифрову обробку сигналів та реалізацію числових алгоритмів проведено за допомогою мови технічних обчислень середовища MATLAB.

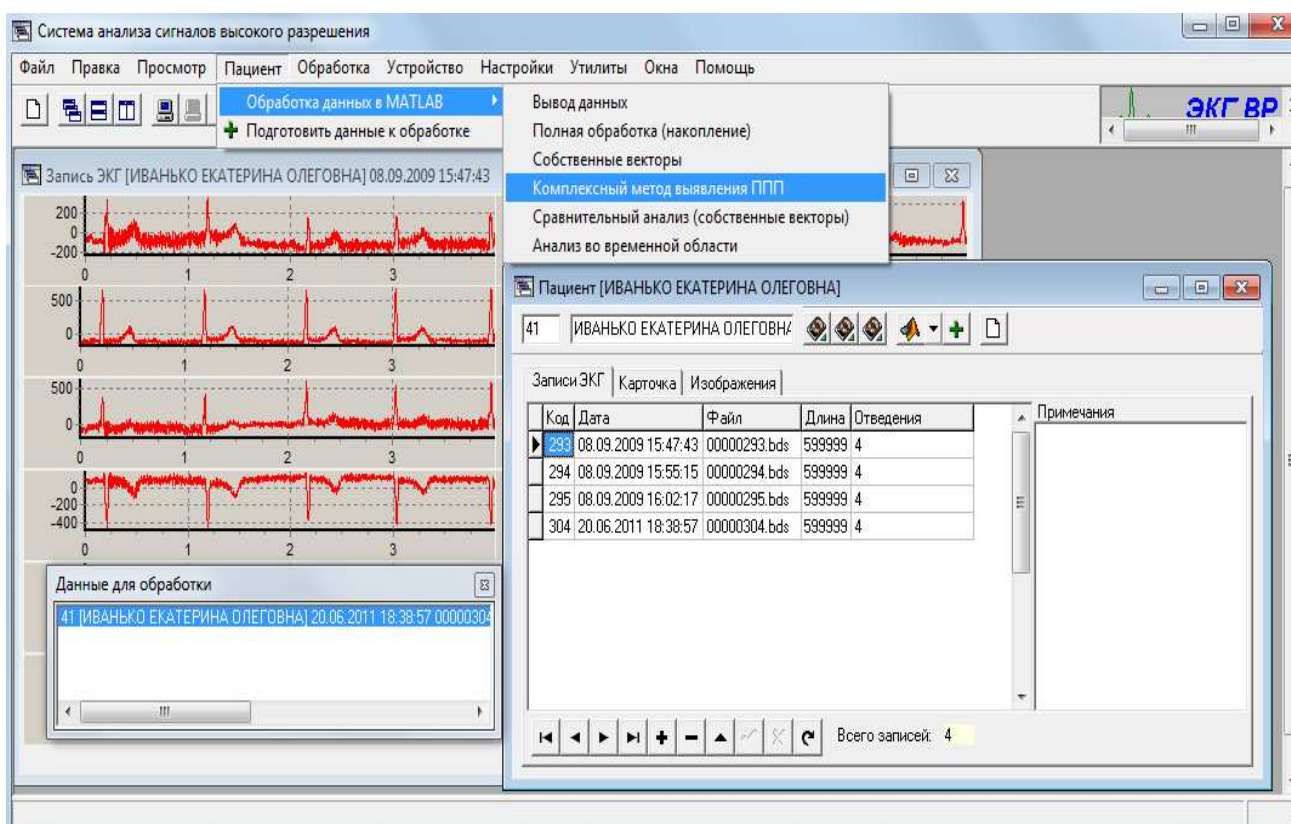


Рис. 5.4. Графічний інтерфейс системи ЕКГ ВР з модулем діагностики на основі комплексного методу аналізу тонкої структури ЕКГ для виявлення ППП

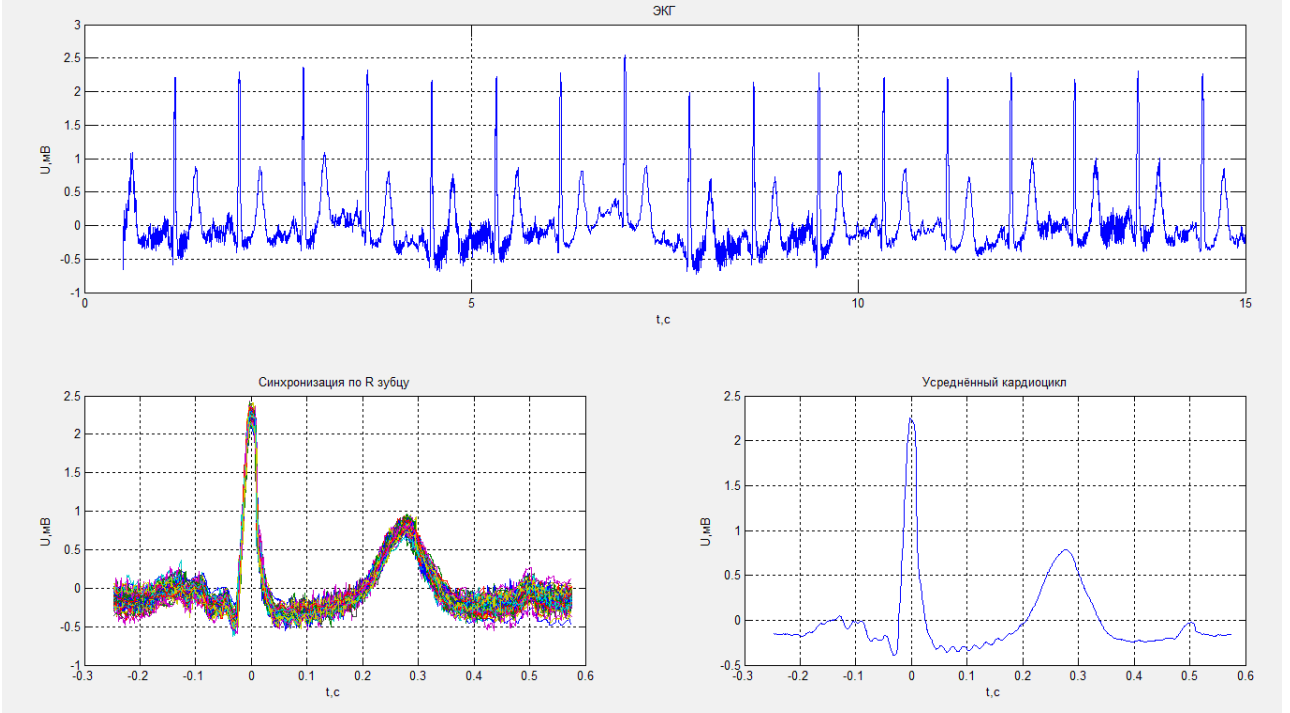


Рис. 5.5. Візуалізація електрокардіосигналів

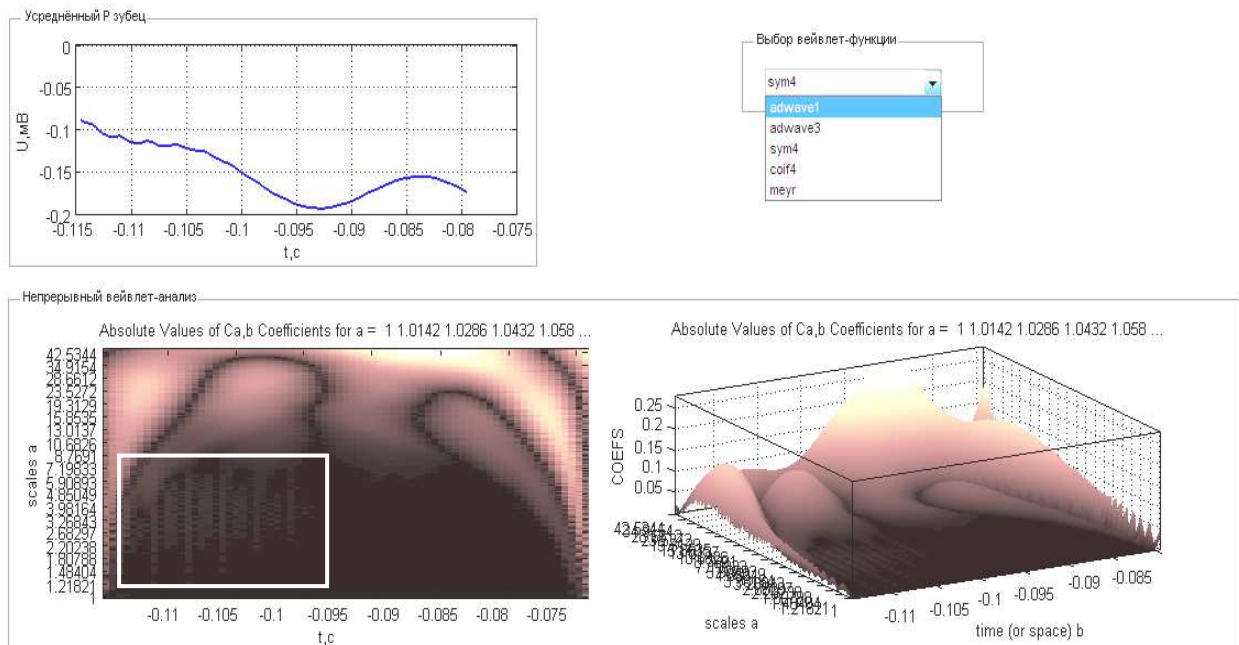


Рис. 5.6. Графічний інтерфейс для неперервного вейвлет-аналізу термінальної частини усередненого P зубця

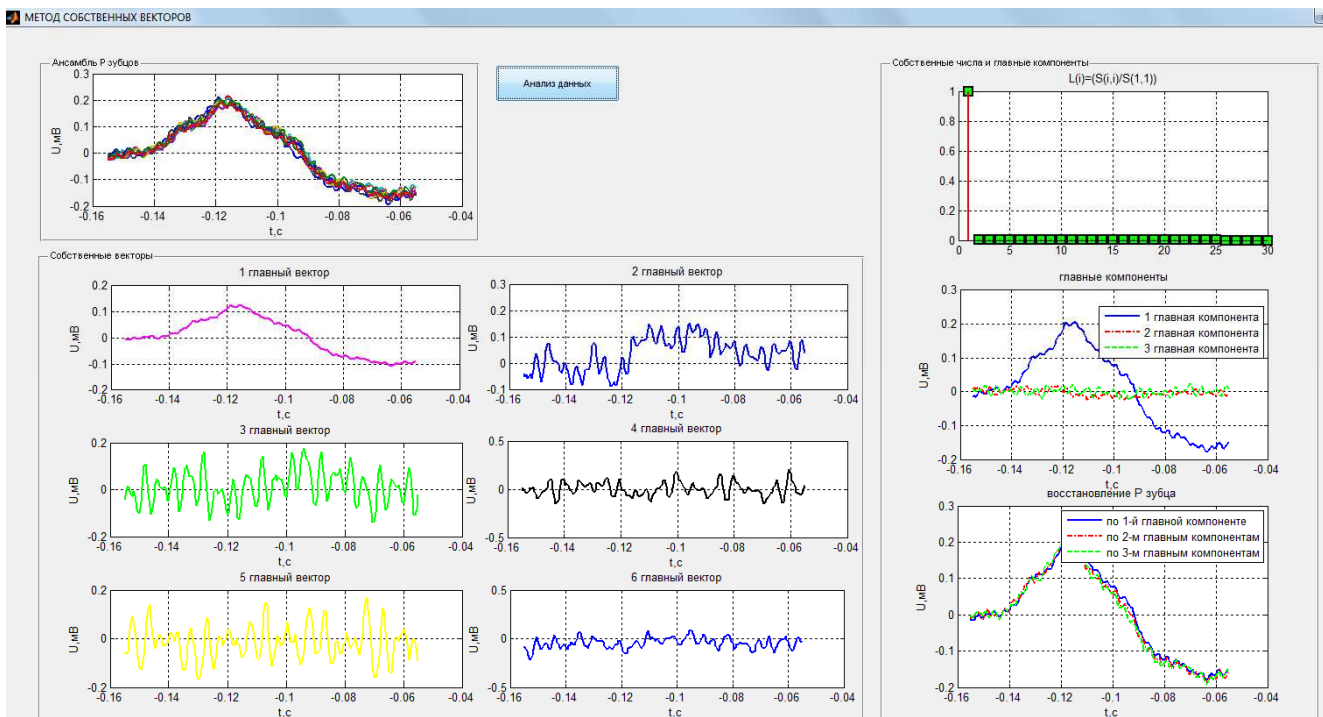


Рис. 5.7. Графічний інтерфейс для аналізу P зубця в базисі власних векторів

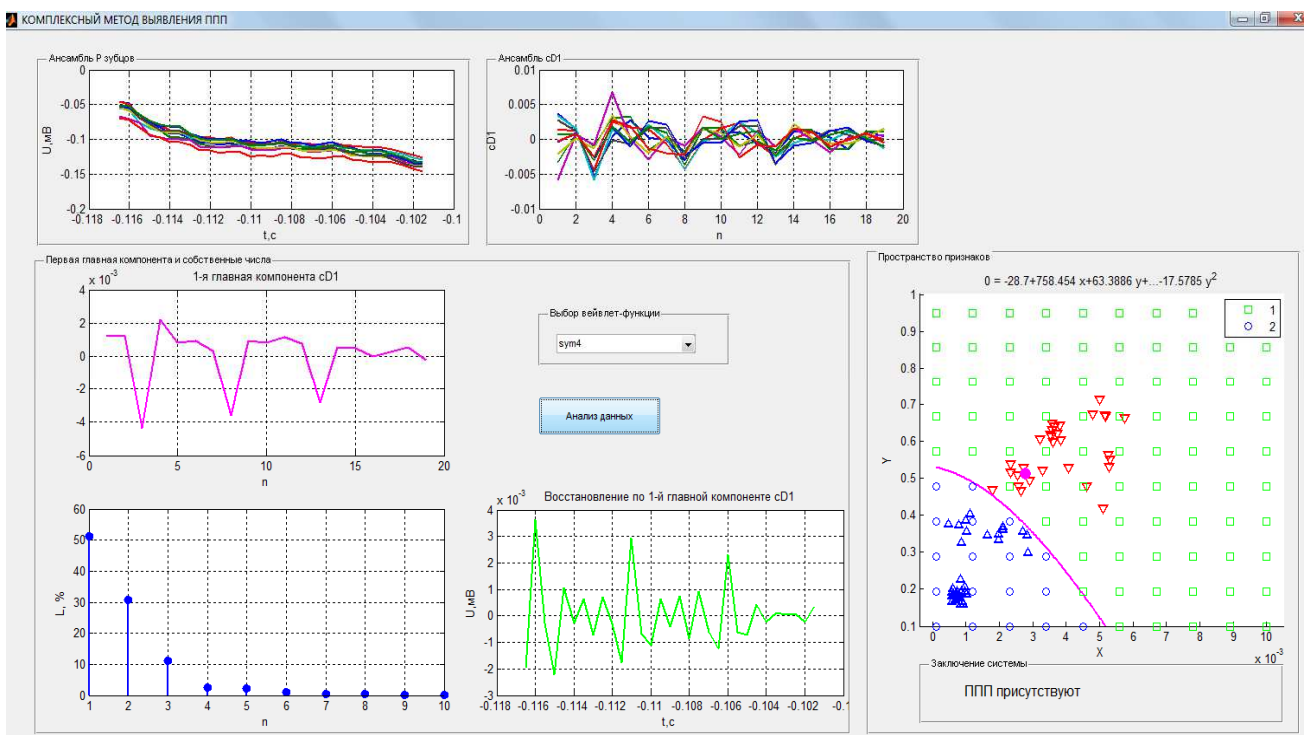


Рис. 5.8. Графічний інтерфейс розробленого модуля діагностики на основі комплексного методу аналізу тонкої структури ЕКГ для виявлення ППП

У підсистемі діагностики можна викликати графічні інтерфейси користувача для візуалізації даних (рис. 5.5), дискретного та неперервного вейвлет-аналізу (рис. 5.6), аналізу ЕКГ у власних підпросторах (рис. 5.7), комплексного методу аналізу тонкої структури ЕКГ для виявлення ППП (рис. 5.8) [128]. При цьому для НВП передбачена можливість вибору створених материнських вейвлет-функцій *adwave1* і *adwave3*, адаптованих до задачі виявлення ППП.

5.2 Автоматизоване розпізнавання образів пізніх потенціалів передсердь у складі електрокардіосигналу

Комплексний метод аналізу тонкої структури електрокардіосигналу для виявлення ППП на основі створення власних підпросторів вейвлет-образів ЕКГ застосовано при розробці автоматизованої підсистеми діагностики, яка є модулем системи ЕКГ ВР і спрямована на розпізнавання образів ППП у складі ЕКГ з метою прогнозування розвитку передсердних тахіаритмій. Схема узагальненого алгоритму автоматизованого розпізнавання образів ППП у розробленій підсистемі діагностики наведена на рис. 5.9. Електрокардіосигнал пацієнта реєструється в системі ЕКГ ВР, після чого проходить попередню обробку з метою фільтрації, виділення окремих кардіоциклів і подальшої їх синхронізації за *R* зубцем.

Процес усереднення і складання ансамблю *P* зубців проводиться за кардіоциклами з коефіцієнтом взаємної кореляції, не нижчим за 0,97. Далі для ансамблю *P* зубців виконується вейвлет-розклад до 5-го рівня. Після цього формується ансамбль коефіцієнтів деталізації першого рівня розкладу досліджуваних *P* зубців, для якого знаходиться матриця коваріацій і обчислюються її власні значення і власні вектори. Отримані в базисі власних векторів параметри використовуються в процедурах розпізнавання образів

ППП. З пам'яті завантажується навчальна вибірка класифікованих об'єктів, за якою знаходяться коефіцієнти та вид дискримінантної функції.

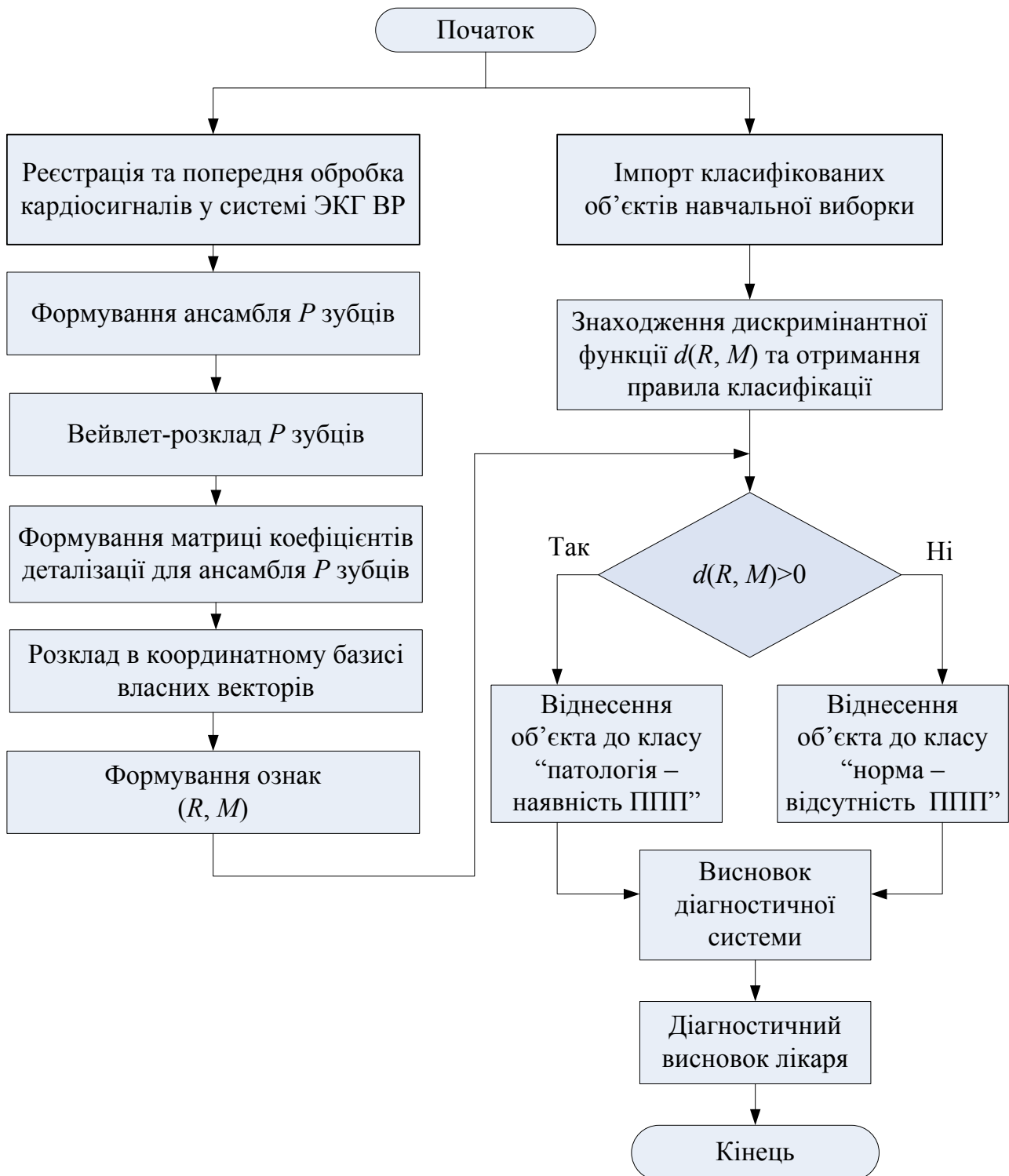


Рис. 5.9. Алгоритм автоматизованого розпізнавання образів ППП

Прийняття рішення про наявність або відсутність ППП виконується на підставі правила класифікації з подальшим віднесенням об'єкта до одного з 2-х класів: "норма — відсутність ППП" або "патологія — наявність ППП".

5.3 Дослідження підсистеми діагностики

Експериментальну перевірку працездатності розглянутих методів можна виконувати як на кардіосигналах з наявністю змодельованих ППП, так і на реальних електрокардіосигналах. Апробацію запропонованих методик та алгоритмів можна здійснити шляхом обробки записів п'ятихвилинних ЕКГ сигналів пацієнтів, зареєстрованих у системі ЕКГ ВР. За допомогою розробленої підсистеми діагностики електричної нестабільності міокарда можна виконати автоматизоване розпізнавання образів ППП у складі ЕКГ. Згідно стандартним вимогам до аналізу пізніх потенціалів, представленим *European Society of Cardiology, American Heart Association, American College of Cardiology* [29], для перетворення аналогового сигналу в цифровий повинен використовуватися АЦП, частота дискретизації і розрядність якого становлять не менше 1 кГц і 12 біт відповідно. У разі наведених досліджень розрядність АЦП — 13 біт, а частота дискретизації — 2 кГц.

ЕКГ сигнали попередньо оброблено з метою усунення трендів електрокардіосигналів, а також фільтрації мережевої перешкоди. Після попередньої обробки ЕКГ виконано пошук R зубців (рис. 5.10), синхронізацію кардіоциклів за R зубцем і накопичення в середньому 300 (залежно від частоти серцевих скорочень) вибіркового кардіоциклів (рис. 5.11). Також знайдено усереднені за вибірками кардіоцикли і ансамблі усереднених P зубців (рис. 5.12). З метою виявлення ППП у складі ЕКГ здійснено аналіз термінальної частини усереднених P зубців з використанням часових вікон 30 мс, 20 мс і 10 мс.

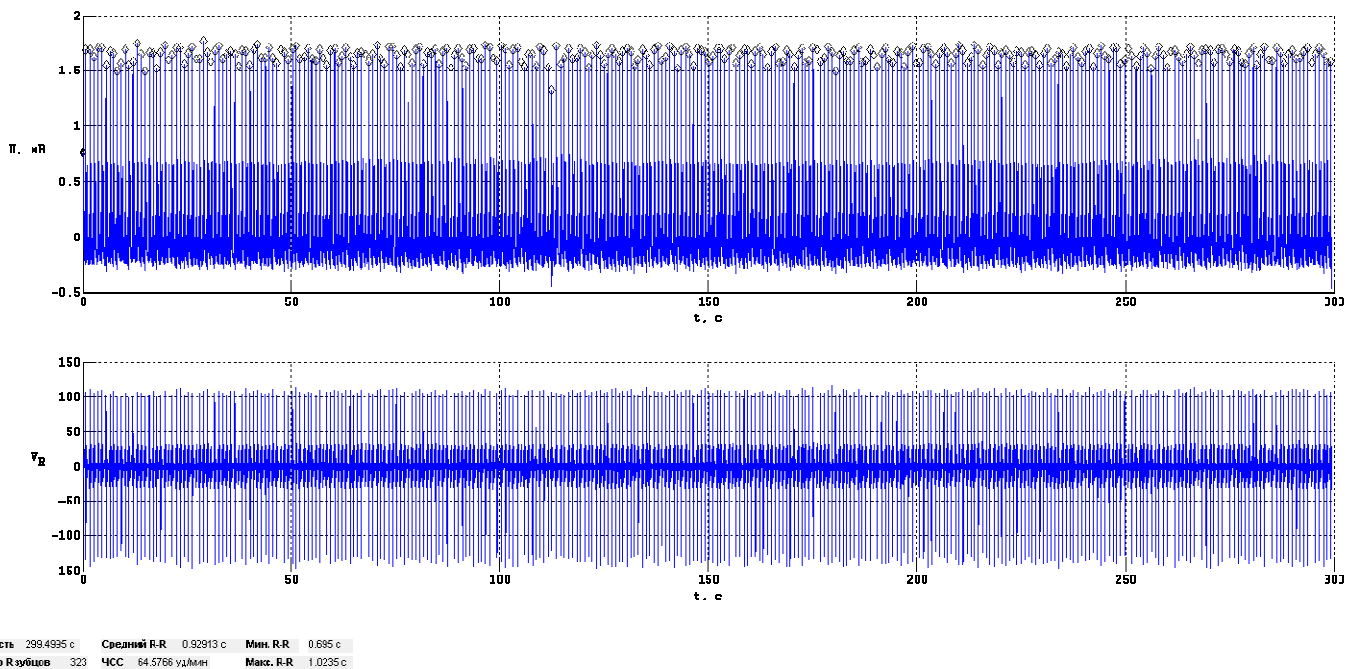


Рис. 5.10. Результати роботи експериментального зразка системи ЕКГ ВР:
виділення *R* зубців

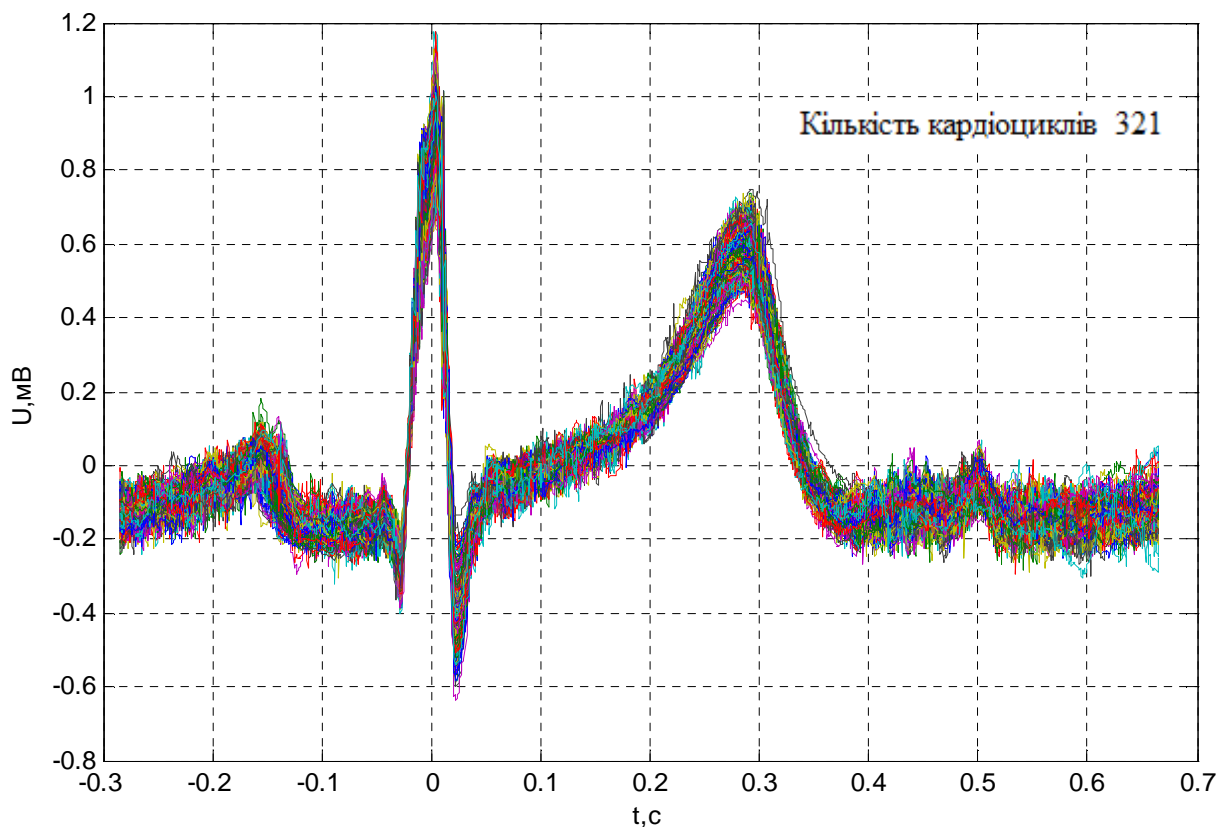


Рис. 5.11. Результати роботи експериментального зразка системи ЕКГ ВР:
накопичення кардіоциклів з синхронізацією за *R* зубцем

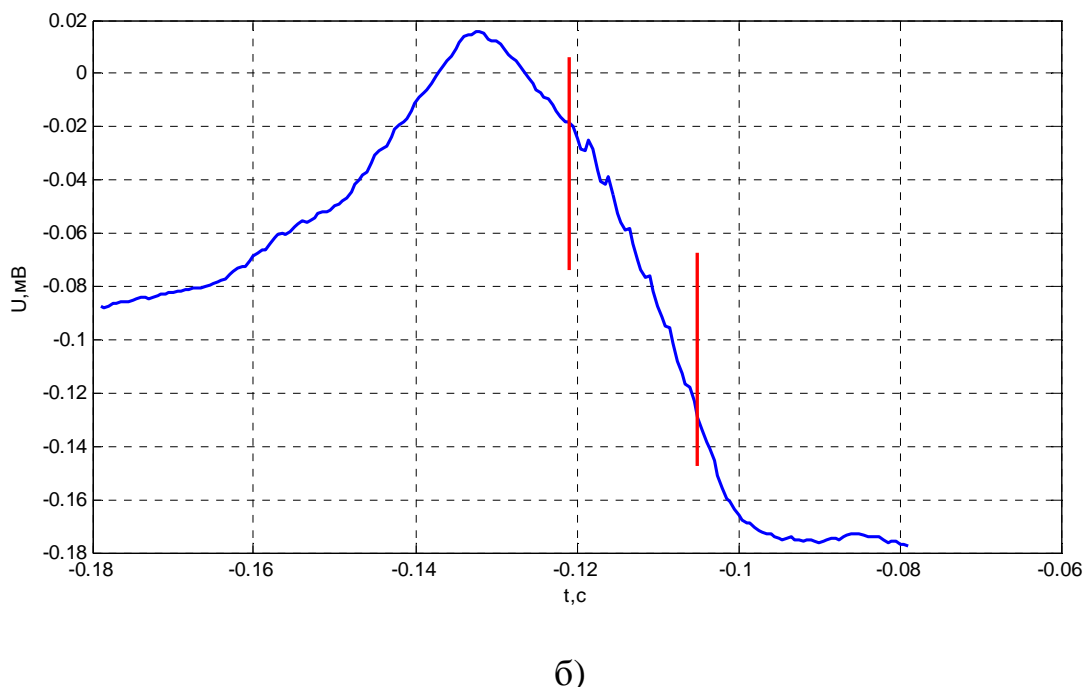
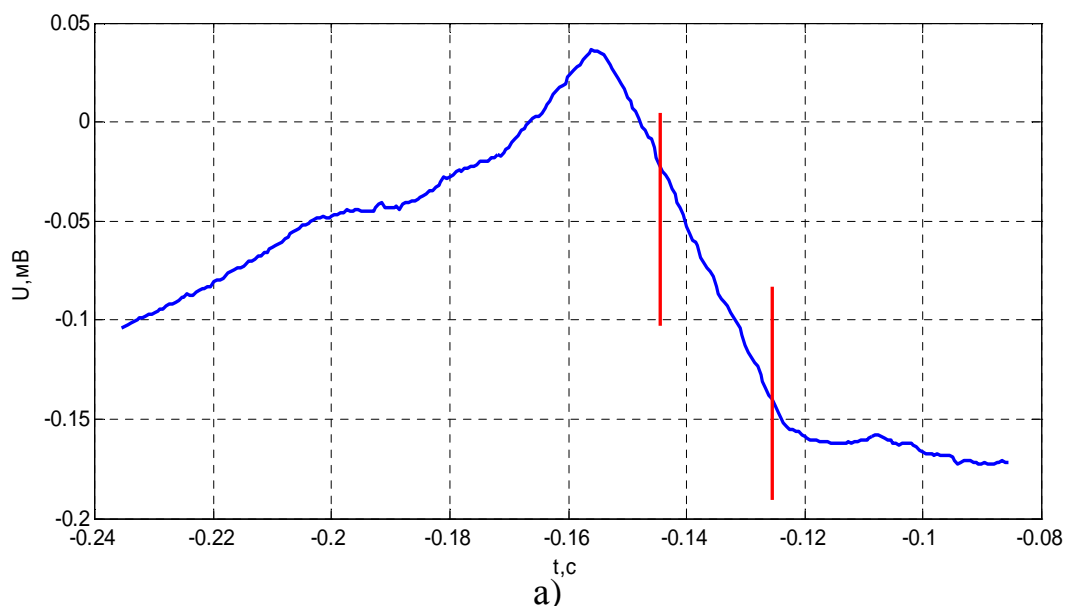


Рис. 5.12. Результати роботи експериментального зразка системи ЕКГ ВР:

отримання усередненого P зубця:

а) норма — відсутність ППП; б) патологія — наявність ППП

Діагностика виконана згідно з комплексним методом виявлення ППП у складі кардіосигналу на основі створення власних підпросторів вейвлет-образів ЕКГ. Ухвалення рішення про наявність або відсутність ППП здійснено на підставі правила класифікації образів ППП на два класи (формула 4.18) з використанням байєсівської дискримінантної функції для двовимірних образів

електрокардіосигналів, що є границею двох областей, які не перетинаються в двовимірному просторі ознак. Навчальна вибірка, яка використана для визначення параметрів дискримінантної функції та отримання правила класифікації, містила по 23 представницьких об'єкта для кожного з класів "норма" і "патологія". При цьому навчальна вибірка для класу "патологія" сформована на основі додавання модельних пізніх потенціалів різного виду в реальні записи ЕКГ. Розподіл образів електрокардіосигналів у просторі ознак при дослідженнях наведено на рис. 5.13.

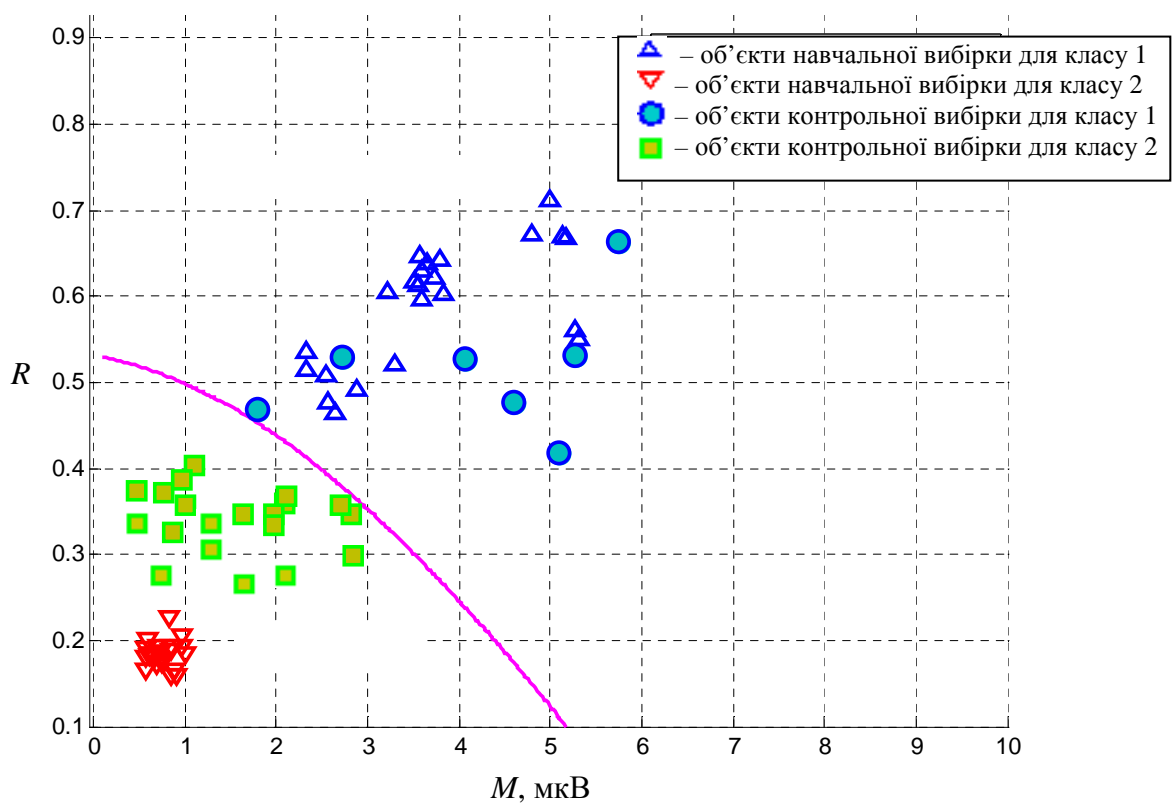


Рис. 5.13. Розпізнавання образів електрокардіосигналів: поділ простору ознак за допомогою квадратичної дискримінантної функції

За допомогою комплексного методу аналізу тонкої структури ЕКГ для виявлення ППП виконано експерименти по класифікації електрокардіосигналів 59 пацієнтів. При проведенні досліджень враховано, що згідно попереднього діагнозу, 36 пацієнтів не повинні мати ППП і умовно відносяться до класу "норма — відсутність ППП", а інші 23 пацієнти можуть мати ППП і умовно

відносяться до класу "патологія — наявність ППП". Результати тестування репрезентативної групи використано з метою визначення прийнятих у медичній діагностиці показників — чутливості і специфічності [9 , 115 , 129-130] (табл. 5.1).

Таблиця 5.1. Результати тестування репрезентативної групи

ІСТИННИЙ ДІАГНОЗ	РЕЗУЛЬТАТ ТЕСТУВАННЯ	
	Рішення "Патологія — наявність ППП"	Рішення "Норма — відсутність ППП"
Клас C_1 — "Патологія"	<i>ВП</i>	<i>ФН</i>
Клас C_2 — "Норма"	<i>ФП</i>	<i>ВН</i>

Чутливість діагностичного дослідження визначається як

$$Ч = \frac{ВП}{ВП + ФН} \cdot 100\%, \quad (5.1)$$

де *ВП* — кількість вірнопозитивних результатів;

ФН — кількість фальшивонегативних результатів.

Специфічність діагностичного дослідження визначається як

$$Спец = \frac{ВН}{ВН + ФП} \cdot 100\%, \quad (5.2)$$

де *ВН* — кількість вірhoneгативних результатів;

ФП — кількість фальшивопозитивних результатів.

Чутливість показує, наскільки добре метод аналізу ЕКГ виявляє людей, що мають ППП у складі електрокардіосигналу. Специфічність показує, наскільки добре даний метод виключає людей, що не мають ППП.

Показник чутливості комплексного методу аналізу склав 96 %, показник специфічності — 94%. Проведена апробація експериментального зразка системи ЕКГ ВР з підключеним модулем діагностики на основі комплексного методу аналізу тонкої структури ЕКГ для виявлення ППП підтвердила теоретично обгрунтовані можливості комплексного методу.

Таким чином, діагностичні ознаки, отримані із застосуванням комплексного методу аналізу ЕКГ, є інтегральними характеристиками електрофізіологічних процесів у міокарді і можуть застосовуватися як при аналізі ППП, так і інших низькоамплітудних компонент ЕКГ.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Баевский Р. М. Использование электрокардиографии высокого разрешения при исследовании практически здоровых людей / Р. М. Баевский, Г. Г. Иванов, А. З. Кабулова, Е. Ю. Берсенева, А. В. Пащенко // Функциональная диагностика. — 2006. — № 2. — С. 17 — 26.
2. Новые методы электрокардиографии / [под ред. С. В. Грачева, Г. Г. Иванова, А. Л. Сыркина]. — М.: Техносфера, 2007. — 552 с.
3. Руководство по кардиологии / [под ред. В. Н. Коваленко]. — К.: Морион, 2008. — 1404 с.
4. Іванушкіна Н. Г. Технології високого розрізнення в електрокардіографії: навч. посіб. / Н. Г. Іванушкіна, В. О. Фесечко. — К.: НТУУ "КПІ", 2007. — 116 с.
5. Жаринов О. О. Электрокардиография высокого разрешения: новый подход к

- обработке сигнала/ О. О. Жаринов, И. О. Жаринов // Научно-технический вестник. Технологии управления . — 2006. — Вып. 33.— С. 106—120.
6. Зайченко К. В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов / К. В. Зайченко, О. О. Жаринов, А. Н. Кулин. — СПб.: РИО ГУАП, 2001. — 140 с.
 7. Морман Д. Физиология сердечно-сосудистой системы / Д. Морман, Л. Хеллер. — СПб: Питер, 2000. — 256 с.
 8. Патофизиология заболеваний сердечно-сосудистой системы / [под ред. Л.Лилли]. — М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2003. — 582 с.
 9. Абакумов В. Г. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг / В. Г. Абакумов, О. І. Рибін, Й. Сватош. — Київ: Нора-принт, 2003. — 426 с.
 10. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход/ Р. М. Рангайян; пер. с англ. под ред. А. П. Немирко. — М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. — 440 с.
 11. Аритмии сердца: механизмы, диагностика, лечение: в 3 т./ [под ред. Мандела В. Дж.; пер. с англ. В. В. Нестеренко, А. А. Зайцевой]. — М.: Медицина, 1996.
 12. Ройтберг Г. Е. Внутренние болезни. Сердечно-сосудистая система: [учебное пособие] / Г. Е. Ройтберг, А. В. Струтынский. — М.: МЕДпресс-информ, 2011. — 896 с.
 13. Яковлев В. Б. Диагностика и лечение нарушений ритма сердца: [пособие для врачей] / В. Б. Яковлев, А. С. Макаренко, К. И. Капитонов. — М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2003.— 168 с.
 14. Функциональная диагностика в кардиологии: в 2 т./ [под ред. Л. А. Бокерии, Е. З. Голуховой, А. В. Иваницкого]. — М.: Издательство НЦССХ им. Бакулева РАМН, 2002. — Т.1. — 427 с.
 15. Малая Л. Т. Патогенез фибрилляции предсердий. Сообщение 1/

- Л. Т. Малая, А. И. Дядык, А. Э. Багрий // Український терапевтичний журнал. — 2002.— № 2.— С. 58 — 65.
16. Veenhuizen G. D. Atrial fibrillation/ G. D. Veenhuizen, C. S. Simpson, H. Abdollah // Canadian Medical Association Journal. — 2004. — Vol. 7 (171). — P. 760 — 775.
17. Бокерия Л. А. Трудные вопросы аритмологии/ Л. А. Бокерия, Е. З. Голухова // Бюллетень НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН. — 2001. — № 2. — С. 7 — 23.
18. Амосова К. М. Клінічна кардіологія: в 2 т./ К. М. Амосова. — Т.1.— К.: Здоров'я, 1997. — 704 с.
19. Кукушкин Н. И. Желудочковые тахикардии: концепции и механизмы/ Н. И. Кукушкин, А. Б. Медвинский // Вестник аритмологии. — 2004. — № 35.— С. 49 — 55.
20. Кондратюк В. Є. Аналіз ранніх і пізніх потенціалів передсердь і шлуночків методом електрокардіографії високого підсилення/ В. Є. Кондратюк, Л. М. Єна// Журн. АМН України. — 2010. — т. 16, № 1. — С. 47—55.
21. Иванов Г. Г. Поздние потенциалы предсердий — электрокардиографическая основа, методы регистрации и клиническое значение/ Г. Г. Иванов, А. У. Елеулов, В. Е. Дворников, Н. И. Мосиенко // Вестник Российского университета дружбы народов. — 1998. — № 1. — С. 86 — 129.
22. Сычев О. С. Анализ волны P с использованием метода электрокардиографии высокого разрешения при наджелудочковых аритмиях/ О. С. Сычев, М. А. Заяц // Український кардіологічний журнал. — 2002. — № 5. — С. 98 — 106.
23. Коркушко О. В. Роль электрокардиографии высокого разрешения в прогнозировании риска мерцательной аритмии у больных с ишемической болезнью сердца в пожилом возрасте/ О. В. Коркушко, В. Ю. Лишневская,

Л. А. Бодрецкая // Український кардіологічний журнал. — 2003. — № 4. — С. 17 — 21.

24. Allessie M. A. Experimental evaluation of Moe's multiple wavelet hypothesis of atrial fibrillation / M. A. Allessie, W. J. Lammers, F. I. Bonke, J. Hollen // *Cardiac Arrhythmias*; eds. D. P. Zipes, J. Jalife. — N. Y.: Grune & Stratton, 1985. — P. 265 — 276.
25. Moe G. K. A computer model of atrial fibrillation / G. K. Moe, W. C. Rheinbolt, J. A. Abildskov // *Am. Heart J.* — 1964. — Vol. 67. — P. 200 — 220.
26. Moe G. K. On the multiple wavelet hypothesis of atrial fibrillation / G. K. Moe // *Arch. Int. Pharmacodyn. Ther.* — 1962. — Vol. 140. — P. 183 — 188.
27. Leir C.V. Prolonged atrial conduction. A major predisposing factor for the development of atrial flutter / C. V. Leir, J. A. Meacham, S. F. Schaal // *Circulation.* — 1978. — Vol. 2 (57). — P. 213 — 216.
28. Prolonged and fractionated right atrial electrograms during sinus rhythm in patients with paroxysmal atrial fibrillation and sick sinus node syndrome / M. Tanigawa, M. Fakatani, A. Konoe [et al.] // *J. Am. Coll. Cardiol.* — 1991. — Vol. 17. — P. 403 — 408.
29. Standards for analysis of ventricular late potentials using high-resolution or signal-averaged electrocardiography: a statement by a task force committee of the European Society of Cardiology, the American College of Cardiology / G. Breithardt, M. E. Cain, N. El-Sherif [et al.] // *J. Amer. Col. Cardiol.* — 1991. — Vol. 17. — P. 999 — 1006.
30. Стационарный компьютерный кардиограф высокого разрешения с USB-интерфейсом "КАРДИОТЕХНИКА-ЭКГ-8" [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.incart.ru>.
31. Электрокардиограф двенадцати / пятнадцати канальный MAC 5500 General Electric Medical Systems IT [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.petromedsnab.ru>.

32. Компьютерный электрокардиограф “CardioBase” [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.hitachi-medical.ru>.
33. LunoCard HR. Электрокардиограф высокого разрешения на базе ПК [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://ru.mswestfalia.com>.
34. Поли-Спектр-8/Е. Миниатюрный 12-канальный компьютерный электрокардиограф [Электронный ресурс] / Режим доступа: <http://www.neurosoft.ru>.
35. Simson M. B. Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction / M. B. Simson // *Circulation*. — 1981. — Vol. 64. — P. 235 — 242.
36. Relation between late potentials on the body surface and directly recorded fragmented electrograms in patients with ventricular tachycardia / M. B. Simson, W. I. Unterrver, S. R. Spielman [et al.] // *Am. J. Cardiology*. — 1983. — Vol. 51. — P. 105 — 112.
37. Simson M. B. Detection of delayed ventricular activation on the body surface in dogs / M. B. Simson, D. Euler, E. I. Michelson // *American Journal of Physiology*. — 1981. — Vol. 241. — P. 363 — 369.
38. Detection of patients at risk for paroxysmal atrial fibrillation during sinus rhythms by P wave-triggered signal-averaged electrocardiogram / M. Fukunami, T. Yamada, M. Ohmoni [et al.] // *Circulation*. — 1991. — Vol. 83. — P. 162 — 169.
39. Value of the atrial signal-averaged electrocardiogram in identifying patients with paroxysmal atrial fibrillation / G. Opolski, J. Stanislawski, K. Slomka [et al.] // *Int. J. Cardiol.* — 1991. — Vol. 30. — P. 315 — 319.
40. Detection of patients at risk for recurrences of atrial fibrillation after successful electrical cardioversion by signal-averaged P-wave ECG / G. Opolski, P. Scislo, J. Stanislawski [et al.] // *Int. J. Cardiol.* — 1997. — Vol. 60 (2). — P. 181 — 185.

41. Signal averaging P wave analysis in patients with lone atrial fibrillation / P. Marconi, G. Castelli, A. Monterecci [et al.] / *Ital. Cardiol.* — 1991. — Vol. 21. — P. 1075 — 1081.
42. Reproducibility of the signal averaged P wave: time and frequency domain analysis / P. Stafford, J. Cooper, J. Fothergill [et al.] // *Heart.* — 1997. — Vol. 77 (5). — P. 412 — 416.
43. Stafford P. Quantitative analysis of signal-averaged P waves in idiopathic paroxysmal atrial fibrillation / P. Stafford, I. Turner, R. Vincent // *Am. J. Cardiol.* — 1991. — Vol. 68. — P. 751 — 755.
44. Guidera S. The signal averaged P wave duration: a rapid and noninvasive marker of risk of atrial fibrillation / S. Guidera, J. S. Steinberg // *J. Am. Coll. Cardiol.* — 1993. — Vol. 21. — P. 1645 — 1651.
45. P-wave dispersion index: a marker of patients with paroxysmal atrial fibrillation / G. Q. Villiani, M. Piepoli, A. Rosi [et al.] // *Int. J. Cardiol.* — 1996. — Vol. 55 (2). — P. 169 — 175.
46. The best criterion for discrimination between patients with and without paroxysmal atrial fibrillation on signal-averaged electrocardiogram / N. Gondo, K. Kumagai, K. Matsuo [et al.] // *Am. J. Cardiol.* — 1995. — Vol. 75. — P. 93 — 95.
47. Analysis of the P-wave in the signal averaged electrocardiogram. Normal value and reproducibility / M. Hofman, L. Goedel-Meinen, A. Bekhoff [et al.] // *PACE.* — 1996. — Vol. 19. — P. 1928 — 1932.
48. Dennis A. R. Prognostic significance of ventricular tachycardia and fibrillation induced at programmed stimulation and delayed potentials detected on the signal-averaged electrocardiograms of survivors of acute myocardial infarction / A. R. Dennis, D. A. Richards, D. V. Cogy // *Circulation.* — 1986. — Vol. 74. — P. 731 — 745.
49. The prognostic significance of quantitative signal-averaged variables relative to

- clinical variables, site of myocardial infarction, ejection fraction and ventricular premature beats / J. F. Gomes, S. L. Winters, M. Martinson [et al.] // JACC. — 1989. — Vol. 13. — P. 377 — 384.
50. Ogawa H. Problems on evaluating signal-averaged P wave as a predictor of atrial fibrillation or flutter the importance of frequency range of the filter and the influence of left atrial overload / H. Ogawa, H. Fukusaki, Y. Ohnishi // Japan. Circulation J. — 1989. — Vol. 21. — P. 534 — 538.
51. A Prospective Study to Predict the Transition from Paroxysmal Atrial Fibrillation to Chronic Atrial Fibrillation by Signal-averaged Electrocardiography / H. Ogita, M. Fukunami, T. Shimonagata [et al.] // Circulation. — 1991. — Vol. 83. — P. 162 — 169.
52. Influence of age, lead axis, frequency of arrhythmic episodes, and atrial demensions on P wave triggered SAECG in patients with lone paroxysmal atrial fibrillation / A. Michelucci, L. Padeletti, A. Chelucci [et al.] // Pacing-Clin. Electrophysiology. — 1996. — Vol. 19. — № 5. — P. 758 — 767.
53. Risk for atrial fibrillation in patients with hypertrophic cardiomyopathy assessed by signal averaged P wave duration / F. Cecchi, A. Monteregegi, I. Olivotto [et al.] // Heart. — 1997. — Vol. 78 (1). — P. 44 — 49.
54. Иванушкина Н. Г. Особенности построения систем электрокардиографии высокого разрешения для выявления поздних потенциалов предсердий / Н. Г. Иванушкина, В. А. Фесечко, Е. С. Карплюк, А. Х. Л. Луай // Электроника и связь. — 2003. — № 20. — С. 167 — 170.
55. Латфуллин И.А. ЭКГ высокого разрешения: от действительного к возможному / И. А. Латфуллин, З. Ф. Ким, Г. М. Тептин, Л. Э. Мамедова // Российский кардиологический журнал. — 2010. — № 2 (82). — С. 29 — 34.
56. Применение электрокардиографии высокого разрешения для оценки электрической нестабильности миокарда / В. В. Попов, Н. А. Буланова, Н. П. Копица [и др.] // Український терапевтичний журнал. — 2007. —

№ 1. — С. 90 — 97.

57. Иванушкіна Н. Г. Технології високого розділення в електрокардіографії/ Н. Г. Иванушкіна, К. О. Іванько, В. О. Фесечко, Є. С. Карплюк // Медична техніка. — 2008. — № 3 (4). — С.53 — 56.
58. Иванько Е. О. Обнаружение низкоамплитудных составляющих в системе электрокардиографии высокого разрешения/ Е. О. Иванько, Н. Г. Иванушкина, А. А. Иванушкин, Ю. А. Кислюк // Электроника и связь: тематический выпуск “Проблемы электроники”. — 2008.— № 3 — 4.— С. 160 — 164.
59. High resolution methods for detection of electrophysiological changes in the ischaemic heart / I. Provaznik, J. Bardonova, M. Novakova [et al.]// Scripta medica. — 2002. — № 5 (75). — P. 223 — 230.
60. Зайченко К. В. Методика решения проблемы высокоточной синхронизации квазипериодических сигналов / К. В. Зайченко, А. И. Краснова // Электроника и связь. Тематический выпуск “Проблемы электроники”. — 2008. — № 3 — 4. — С. 27 — 29.
61. Garvey J. L. ECG Techniques and Technologies/ J. L. Garvey // Emergency Medicine Clinics of North America. — 2006. — № 24. — P. 209 — 225.
62. Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering/ [ed. M. Akay]. — 2006.— 4152 p.
63. Prediction of atrial fibrillation from surface ECG: review of methods and algorithms/ S. Poli, V. Barbaro, P. Bartolini [et al.] // Ann I-st Super Sanità. — 2003. — № 39 (2). — P. 195 — 203.
64. Single-beat analysis of ventricular late potentials in the surface electrocardiogram using the spectrotemporal pattern recognition algorithm in patients with coronary artery disease/ P. Steinbigler, R. Haberl, G. Jilge [et al.] // European Heart Journal. — 1998. — № 19 (3). — P. 435 — 446.

65. Time-Frequency and Wavelets in Biomedical Signal Processing / [ed. Metin Akay]. — IEEE Press, 1997. — 652 p.
66. Lantian Song. The Time-Frequency Analysis of Abnormal ECG Signals/ Lantian Song, Fengqin Yu // Lecture Notes in Computer Science. — 2010. — Vol. 6330. — P. 60 — 66.
67. Dickhaus H. Time-frequency analysis of ventricular late potentials/ H. Dickhaus, L. Khadra, J. Brachmann // Meth. Inform. Med. — 1994. — Vol. 33.— № 2. — P. 187 — 195.
68. Addison P. S. Time-frequency analysis of biosignals / P. S. Addison, J. Walker, R. C. Guido // IEEE Engineering in medicine and biology. — 2009. — № 28. — P. 14 — 29.
69. Плонси Р. Биоэлектричество. Количественный подход / Р. Плонси, Р. Барр; пер. с англ. Ю. С. Левик, К. Е. Попов, Л. И. Титомир. — М.: Мир, 1991. — 366 с.
70. Johnson C.R. Termination of reentrant propagation by a single extracellular stimulus in an atrial ring model/ C. R. Johnson, R. C. Barr // Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. — 2001. — Vol. 1. — P. 398 — 401.
71. Haas H. Refractoriness of cardiac muscle as affected by intercalated disks: a model study implications for fibrillation and defibrillation/ Haas H., Solchenbach K. // General physiology and biophysics. — 2004. — № 23 (2). — P. 133 — 171.
72. Hund T. J. Dynamics of action potential head-tail interaction during re-entry in cardiac tissue ionic mechanisms / T. J. Hund, N. F. Otani, Y. Rudy // American journal of physiology. Heart and circulatory physiology. — 2000. — Vol. 279. — P. 1869 — 1879.
73. Sinha S. Termination of re-entry in an inhomogeneous ring of model cardiac

- cells / S. Sinha, D. J. Christini // *Physical Review. Statistical, Nonlinear and Soft Matter Physics*. — 2002. — № 66. — P. 1— 7.
74. Breuer J. Death, dynamics and disorder: Terminating re-entry in excitable media by dynamically-induced inhomogeneities / J. Breuer, S. Sinha // *Pramana: journal of physics*. — 2005. — № 64 (4). — P. 553 — 562.
75. Chen W. Dynamics of Sustained Re-entry in a Loop Model with Discrete Gap Junction Resistances / W. Chen, M. Potse, A. Vinet // *Phys. Rev. E*. — 2007. — №76.— P. 1 — 6.
76. Иванько Е. О. Моделирование процессов возникновения циркуляции волны возбуждения в миокарде / Е. О. Иванько, Н. Г. Иванушкина, Ю. В. Прокопенко // *Управляющие системы и машины*. — 2009. — № 3. — С. 36 — 41.
77. Кузьмінський Є. В. Біофізика / Є. В. Кузьмінський, Н. Б. Голуб. — К.: Комп'ютерпрес, 2007. — 421 с.
78. Ремизов А. Н. Медицинская и биологическая физика / А. Н. Ремизов, А. Г. Максина, А. Я. Потапенко. — М.: Дрофа, 2003.— 560 с.
79. Ishikawa Y. Wavelet Theory-Based Analysis of High-Frequency, High-Resolution Electrocardiograms: A New Concept for Clinical Uses/ Y. Ishikawa // *Progress in Biomedical Research*. — 2002. — Vol. 7. — № 3. — P. 179 — 184.
80. Detection of small variations of ECG features using wavelet / A. K. Haque, M. H. Ali, M. A. Kiber, M. T. Hasan // *ARNP Journal of Engineering and Applied Sciences*. — 2009. — Vol. 4. — № 6. — P. 27 — 30.
81. Using Supervised Fuzzy Clustering and CWT for Ventricular Late Potentials Detection in HRECG Signal / G. S. Khorshidi, A. Jaafari, A. Pourmorteza [et al.] // *Proc. EUSFLAT Conf.* — 2007. — P. 63 — 69.
82. Moga M. Continuous Wavelet Transform in ECG Analysis. A Concept or

- Clinical Uses / M. Moga, V. D. Moga, Gh. I. Mihalas // Connecting medical informatics and bio-informatics. Proceedings of MIE. — 2005. — P. 1143 — 1148.
83. Bunluechokchai S. Analysis of the high resolution ECG with the continuous wavelet transform / S. Bunluechokchai, M. J. English // Computers in Cardiology. — 2003.— № 30. — P. 553 — 556.
84. Comparing Wavelet Transforms for Recognizing Cardiac Patterns/ L. Senhadji, G. Carrault, J. J. Bellanger [et al.] // IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. — № 3. — 1995. — P. 167 — 173.
85. Saritha C. ECG Signal Analysis Using Wavelet Transforms / C. Saritha, V. Sukanya, Y. N. Murthy // Bulg. J. Phys. — № 35. — 2008. — P. 68 — 77.
86. Mahmoodabadi S.Z. ECG feature extraction using daubechies wavelets / S. Z. Mahmoodabadi, A. Ahmadian, M. D. Abolhasani // Proceedings of the 5th International Conference VIIP. — 2005. — P. 343 — 348.
87. Mousa A. Neural Network Detection of Ventricular Late Potentials in ECG Signals Using Wavelet Transform Extracted Parameters / A. Mousa, A. Yilmaz // IEEE Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference. — 2001. — P. 1668 — 1671.
88. Тептин Г. М. Исследование характеристик низкоамплитудных кардиосигналов с применением вейвлет-преобразований / Г. М. Тептин, И. А. Латфуллин, Л. Э. Мамедова // Физико-математические науки. Учён. зап. Казан. гос. ун-та. — 2006. — № 3. — С. 116 — 124.
89. Смоленцев Н. К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB / Н. К. Смоленцев. — М.: ДМК Пресс, 2008. — 448 с.
90. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам / И. Добеши; пер. с англ. Е. В. Мищенко под ред. А. П. Петухова. — Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2001. — 464 с.

91. Чуи Ч. К. Введение в вейвлеты/ Ч. К. Чуи; пер. с англ. Я. М. Жилейкина. — М.: Мир, 2001. — 412 с.
92. Поликар Р. Введение в вейвлет-преобразование / Р. Поликар; пер. с англ. В. Г. Грибунина. — СПб.: АВТЭКС, 2001. — 59 с.
93. Воробьев В. И. Теория и практика вейвлет-преобразования / В. И. Воробьев, В. Г. Грибунин. — СПб.: ВУС, 1999. — 204 с.
94. Иванько Е. О. Многоуровневый анализ электрокардиограмм для выявления поздних потенциалов предсердий / Е. О. Иванько, Н. Г. Иванушкина, Ю. С. Синекон // Электроника и связь: тематический выпуск “Электроника и нанотехнологии”. — 2009. — № 4 — 5. — С. 160 — 164.
95. Обнаружение низкоамплитудных компонент биомедицинских сигналов сердца и мозга / В. А. Фесечко, Н. Г. Иванушкина, А. А. Попов [и др.] // Труды международной конференции “Информационные технологии в науке, социологии, экономике и бизнесе”. — Гурзуф, 2008. — С. 202 — 204.
96. Синютин Е. С. Выбор вейвлет-функции для оптимального представления ЭКГ-сигнала / Е. С. Синютин // Известия ЮФУ. Технические науки: тематический выпуск “Компьютерные и информационные технологии в науке, инженерии и управлении”. — 2008. — № 2. — С. 211— 214.
97. Héctor Mesa. Adapted Wavelets for Pattern Detection / Héctor Mesa // Progress in Pattern Recognition, Image Analysis and Applications. — Proceedings CIARP, 2005. — P. 933 — 944.
98. Иванько Е. О. Построение адаптированной вейвлет-функции для выявления поздних потенциалов предсердий / Е. О. Иванько // Электроника и связь: тематический выпуск “Электроника и нанотехнологии”. — 2010. — № 2. — С. 115 — 121.
99. Wavelets and their applications / [ed. M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, J.-M. Poggi]. — 2007. — 332 p.

100. Allen R. L. Signal Analysis: Time, Frequency, Scale, and Structure / R. L. Allen, D. W. Mills. — Wiley, 2004. — 937 p.
101. Ахмед Н. Ортогональные преобразования при обработке цифровых сигналов / Н. Ахмед, К. Рао; пер. с англ. под ред. Н. Б. Фоменко. — М: Связь, 1980. — 248 с.
102. Ту Дж. Т. Принципы распознавания образов / Дж. Т. Ту, Р. К. Гонсалес. — М.: Мир, 1978. — 411 с.
103. Андриенко О. И. Анализ различия и подобия сигналов в базисе собственных векторов их ковариационных функций / О. И. Андриенко // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія — Радіотехніка. Радіоапаратобудування. — 2010. — Вип. 35. — С. 21 — 23.
104. Рибін О. І. Порівняння методів нормальної фільтрації та ортогонального розкладу кореляційної матриці / Рибін О. І., Рибіна І. О., Ніжебецька Ю. Х. // Вісник НТУУ “КПІ”. Серія — Радіотехніка. Радіоапаратобудування. — 2010. — Вип. 42. — С. 5 — 11.
105. Estimation of atrial fibrillatory wave from single-lead atrial fibrillation electrocardiograms using principal component analysis concepts/ F. Castells, C. Mora, J. J. Rieta [et al.] // Medical and Biological Engineering and Computing. — 2005. — Vol. 43. — № 5. — P. 557 — 560.
106. Moody G. B. QRS morphology representation and noise estimation using the Karhunen-Loève transform / G. B. Moody, R. G. Mark // Computers in Cardiology. — 1989. — P. 269 — 272.
107. Иванушкина Н. Г. Метод обработки электрокардиограмм в оптимальном координатном базисе / Н. Г. Иванушкина // Электроника и связь. — 2001. — № 12. — С. 114 — 115.
108. Иванушкина Н. Г. Метод собственных подпространств для распознавания образов поздних потенциалов предсердий / Н. Г. Иванушкина, И. И. Ермакова, В. А. Фесечко // Управляющие системы и машины. —

2004. — № 6. — С. 6 — 11.

109. Принципы распознавания образов поздних потенциалов предсердий на основе метода собственных подпространств / Н. Г. Иванушкина, И. И. Ермакова, В. А. Фесечко, Е. О. Иванько // Труды международной конференции “Информационные технологии в науке, социологии, экономике и бизнесе”. — Гурзуф, 2009. — С. 111— 113.
110. Сергиенко А. Б. Цифровая обработка сигналов / А. Б. Сергиенко. — СПб.: Питер, 2006. — 752 с.
111. Иванушкина Н. Г. Технологии распознавания образов поздних потенциалов предсердий: формирование признаков / Н. Г. Иванушкина, Е. О. Иванько // Электроника и связь: тематический выпуск “Электроника и нанотехнологии”. — 2010. — № 5 (58). — С. 177 — 184.
112. Ivanushkina N. Using Wavelet-Based Method for Detection of Atrial Late Potentials and ECG Classification / N. Ivanushkina, E. Ivanko, V. Fesechko, N. Dorosh // Proceedings of the International Conference TCSET'2010. — Lviv, 2010. — P. 134.
113. Иванько К. О. Комплексний метод виявлення пізніх потенціалів передсердь на основі аналізу власних підпросторів вейвлет-образів електрокардіосигналів / Иванько К. О., Иванушкіна Н. Г. // Наукові вісті. — 2010. — № 6. — С. 11 — 18.
114. Патрик Э. Основы теории распознавания образов / Э. Патрик; пер. с англ. под ред. Б. Р. Левина. — М.: Сов.радио, 1980. — 480 с.
115. Файнзильберг Л. С. Математические методы оценки полезности диагностических признаков / Л. С. Файнзильберг. — К.: Освіта України, 2010. — 152 с.
116. Продеус А. Н. Экспертные системы в медицине / А. Н. Продеус, Е. Н. Захрабова. — К.: ВЕК+, 1998. — 320 с.

117. Технологии распознавания образов поздних потенциалов предсердий: подходы к классификации / Е. О. Иванько, Н. Г. Иванушкина, Н. А. Матвеева, С. И. Споревой // Электроника и связь: тематический выпуск “Электроника и нанотехнологии”. — 2011. — № 2 (61). — С. 130 — 134.
118. Atrial late potentials pattern recognition: approaches to classification / K. Ivanko, N. Ivanushkina, N. Matveeva, S. Sporevoi // Proceedings of the International Conference “Electronics and Nanotechnology”. — Kyiv, 2011. — P. 194.
119. Morphological Descriptors Based on Eigen Value Decomposition for P-Wave Analysis / F. Castells, J. Lorenz, A. M. Climent [et al.] // Computers in Cardiology. — 2008. — № 35. — P. 245 — 248.
120. Иванушкина Н. Г. Распознавание образов поздних потенциалов предсердий в системе электрокардиографии высокого разрешения / Н. Г. Иванушкина, Е. О. Иванько // Труды международной конференции “Информационные технологии в медицине, биологии, фармакологии и экологии”. Майская сессия. — Гурзуф, 2011.— С. 220 — 222.
121. Duda R. O. Pattern Classification / R. O. Duda, P. E. Hart, D. G. Stork. — Wiley, 2001. — 654 p.
122. Антомонов М. Ю. Математическая обработка и анализ медико-биологических данных / М. Ю. Антомонов. — К., 2006. — 558 с.
123. Калинина В. Н. Введение в многомерный статистический анализ / В. Н. Калинина, В. И. Соловьев. — М., 2003. — 66 с.
124. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB / Р. Гонсалес, Р. Вудс, С. Эддинс. — М.: Техносфера, 2006. — 616 с.
125. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. — М.: Техносфера, 2005. — 1072 с.

126. Fukunaga K. Introduction to statistical pattern recognition / K. Fukunaga. — Academic Press Inc., 1990. — 591 p.
127. Marques de Sá J. P. Pattern recognition: concepts, methods, and applications / Marques de Sá J. P. — Springer, 2001. — 318 p.
128. Иванушкина Н. Г. Информационные технологии для ранней неинвазивной диагностики предсердных тахикардий / Н. Г. Иванушкина, Е. О. Иванько, Е. С. Карплюк // Труды международной конференции “Информационные технологии в науке, социологии, экономике и бизнесе”. Осенняя сессия. — Гурзуф, 2011. — С. 115 — 117.
129. Файнзильберг Л. С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика / Л. С. Файнзильберг. — К.: Наукова думка, 2008. — 333 с.
130. Гринхальх Т. Основы доказательной медицины / Т. Гринхальх; пер. с англ. под ред. К. И. Сайткулова. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2006. — 240 с.

ЧАСТИНА II
ОЦІНЮВАННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ПЛОДУ
З ВИКОРИСТАННЯМ ЕКГ ВР

1 ЗАСАДИ НЕІНВАЗИВНОЇ ДІАГНОСТИКИ СТАНУ ПЛОДУ
З ВИКОРИСТАННЯМ ЕКГ ВР

1.1 Особливості анатомії та електрофізіології серця плоду

Плід — це не маленький пацієнт, а окремий вид організму, в якому фізіологічні та патофізіологічні процеси протікають за своїми, характерними лише цьому періоду життя, законами. Серце являється одним з перших органів, що розвивається в плоді і зазнає значних змін в дуже ранні терміни вагітності (рис. 1.1) [1]. Найкритичніший період цього розвитку — між 3 та 7 тижнем після запліднення, коли серцева трубка перетворюється в чотирьохкамерне серце (рис. 1.2) [2].



Рис. 1.1. Плід та його серце на ранніх стадіях [1]

Вважають, що серце починає битись з 3-го тижня вагітності та перекачує власну кров через окрему замкнену систему кровообігу. Незабаром після цього починають формуватися очі, вуха та дихальна система. З 7-го по 9-ий тиждень гестації серце плоду досліджують за допомогою ультразвукового дослідження,

хоча на даному етапі вагітності можна отримати лише розмиті зображення. З 20-го тижня серцебиття плоду прослуховується з частотою близько 120–160 ударів на хвилину.

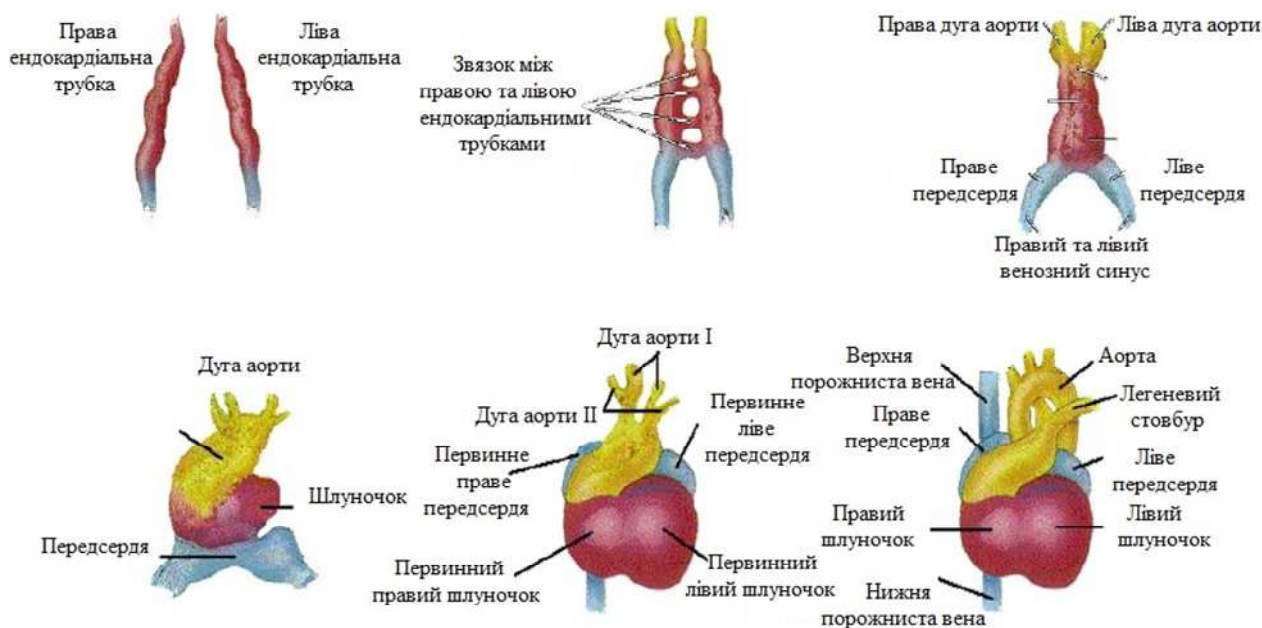


Рис. 1.2. Етапи розвитку серця плоду під час вагітності в хронологічному порядку [3]

Існують деякі функціональні відмінності між серцем плоду і дорослого. Після народження лівий шлуночок перекачує кров до тіла, а правий — в легені для насичення киснем. Кисень для плоду постачається плацентою, тому кров не перекачується в легені з цією метою. Замість цього обидва шлуночки перекачують кров по всьому тілу (у тому числі в легені). Для цього є два шунти, а саме овальний отвір й артеріальні протоки, які з'єднують вихідні судини обох шлуночків (рис. 1.3). Це дозволяє крові входити в праве передсердя та обходити мале коло кровообігу. Аналогічна адаптація плоду — це венозна протока, яка є судиною, що дозволяє крові обходити печінку, несе кров з киснем та поживними речовинами з пуповини в правий бік серця плоду.

Після народження овальний отвір закривається з першим подихом. Відкрита артеріальна протока є частково закритою від 10 до 15 годин після народження та затягується до повного закриття протягом наступних трьох

тижнів. Венозні протоки також закриваються незабаром після народження, коли пуповина обрізається й кровообіг між матір'ю та плодом зупиняється. Існують інші незначні зміни у фізіології серця та його системі кровообігу, які відбуваються протягом першого року після народження дитини.

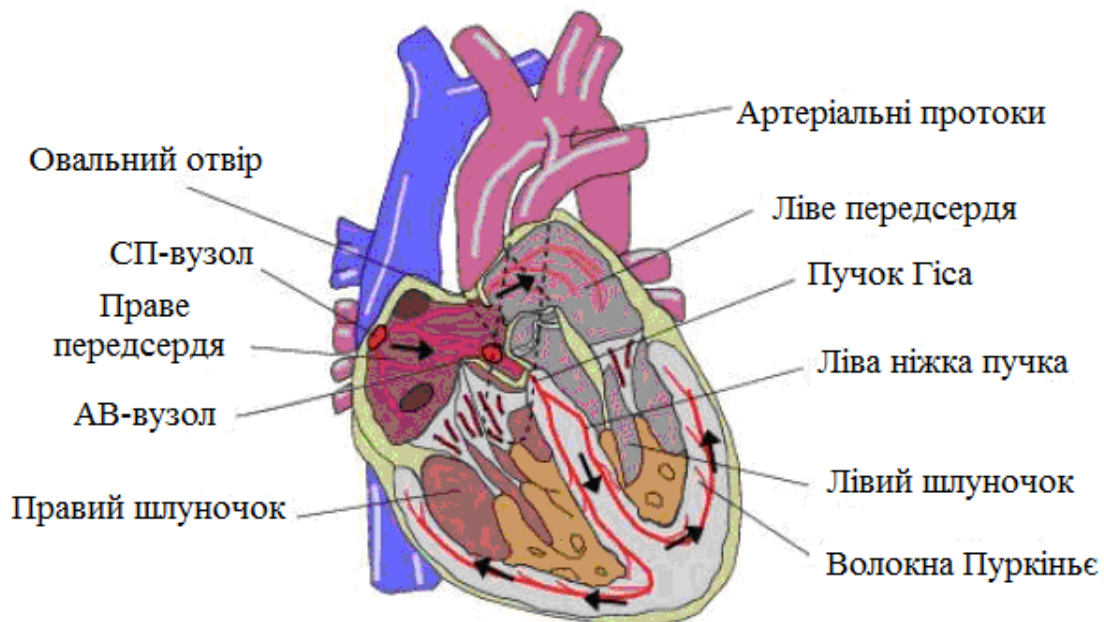


Рис. 1.3. Анатомія серця плоду [4]

Незважаючи на те, що механічна функція серця плоду відрізняється від серця дорослого, електрична активність серця досить схожа. Хвилеподібна насосна робота серця контролюється мережею нервових волокон, які розподілені по всьому нервовому м'язу та координують його регулярні скорочення та розслаблення [5]. Стимуляція серцевого м'язу починається з синусно-передсердного (СП) вузла, який розташований в правій верхній задній стінці правого передсердя. СП-вузол — це кластер клітин, який служить в якості природного кардіостимулятора, тобто генерує електричні імпульси, що викликають скорочення серця.

Поширюючись провідною системою серця, імпульс збудження стимулює другий кластер клітин, а саме атріовентрикулярний (АВ) вузол (передсердно-шлунковий вузол), який знаходиться в нижній задній стінці правого передсердя. Після АВ-вузла фронт деполяризації входить в пучок Гіса, ліву і

праву ніжки пучка Гіса та закінчується у волокнах Пуркін'є, деполяризуючи шлуночкові м'язи.

Період скорочення серцевого м'яза відомий як деполяризація (систола) — цикл, який слідує за реполяризацією (діастолю), протягом якої серцевий м'яз розслабляється і стає готовим до наступної активації. Повний серцевий цикл зображений на рис. 1.4.

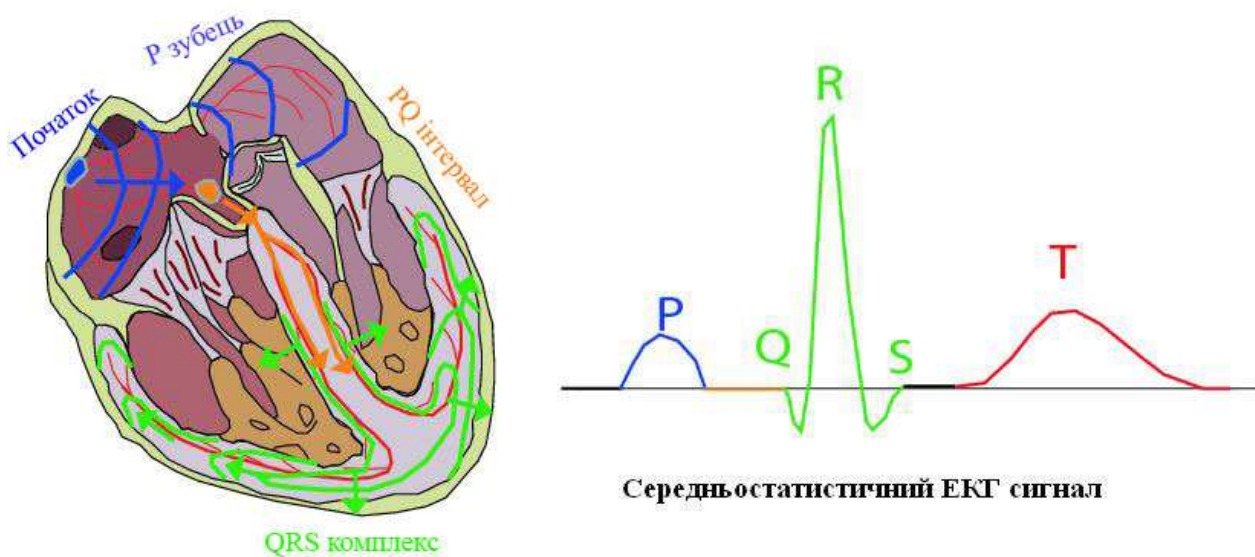


Рис. 1.4. Провідна система серця плоду (а) та електрокардіоцикл (б)

Доросла людина та плід мають досить схожі за морфологією кардіоцикли з наявністю *P*, *Q*, *R*, *S*, *T* зубців, але відносна амплітуда цих зубців у ЕКГ плоду зазнає значних змін під час вагітності та навіть після народження.

1.2 Діагностика гіпоксії плоду

Одним з розповсюджених відхилень розвитку плоду є кисневе голодування. Гіпоксія плоду — це порушення його життєдіяльності, яке розвивається під впливом кисневої недостатності під час вагітності та при пологах. Виявлення гіпоксії і своєчасна корекція викликаних нею змін сприяє

народженню здорової дитини. Ступінь кисневого голодування відображається в серцевій діяльності плоду. Дослідження серцевої діяльності плоду являє собою одну з найбільш важливих складових моніторингу загального стану плода, оскільки дозволяє проводити діагностику стресу і, отже, судити про наявність гіпоксії.

Моніторинг серцевої діяльності плоду може бути здійснений з використанням ультразвукової діагностики для аналізу механічної роботи серця, а також за допомогою електрокардіографії, яка дозволяє дослідити електричну активність серця плоду. На сьогодні ультразвуковий метод із застосуванням ефекту Доплера є найбільш поширеним інструментом для обстеження вагітних. Тим не менш, ультразвуковий метод дає змогу оцінити тільки середні частоти серцевих скорочень плоду (кардіотокографія) [6], у той час як реєстрація біоелектричної активності серця плоду дозволяє аналізувати морфологію і часові інтервали електрокардіограми плоду.

STAN (*ST* analysis) — це комп'ютеризований аналіз *ST* сегменту електрокардіограми плоду [7-10]. Нормальна форма *ST* сегменту свідчить про достатній запас кисню плоду, аеробний метаболізм міокарда і позитивний енергетичний баланс.

ST сегмент та *T* зубець на фетальній ЕКГ (ФЕКГ) відповідають процесам реполяризації клітин шлуночків міокарда і підготовці серця до наступного скорочення. Для цих процесів необхідна енергія. Протягом гіпоксії плоду порушується енергетичний баланс, і його відновлення супроводжується виділенням іонів калію в клітину, що призводить до збільшення мембранного потенціалу клітин міокарда, а, отже, до зміни *ST* сегменту – збільшення амплітуди *T* зубця на ЕКГ.

За неможливості відновлення енергетичного балансу шляхом розширення судин або анаеробного метаболізму в ендокарді виникає ішемія, яка призводить до порушення процесів реполяризації шлуночків. На ФЕКГ може виявлятися депресія *ST* сегменту з інверсією зубця *T* чи без неї (рис. 1.5) [7, 11, 12]. Зміни ФЕКГ при гіпоксії плоду у тварин зображені на рис. 1.5 [7].

Ранній розвиток гіпоксії також може відобразитися на ФЕКГ у вигляді двофазного *ST* сегменту та його опущення відносно базової лінії (рис. 1.6). Спочатку *ST* сегмент нахилиється вниз та стає негативним. Це супроводжується поступовим зменшенням амплітуди *T* зубця. Проте, не лише гіпоксія призводить до виникнення таких змін на ФЕКГ. Причинами також можуть бути інфекції, лихоманка чи збуджений стан матері, дистрофія міокарда та серцева вада розвитку.

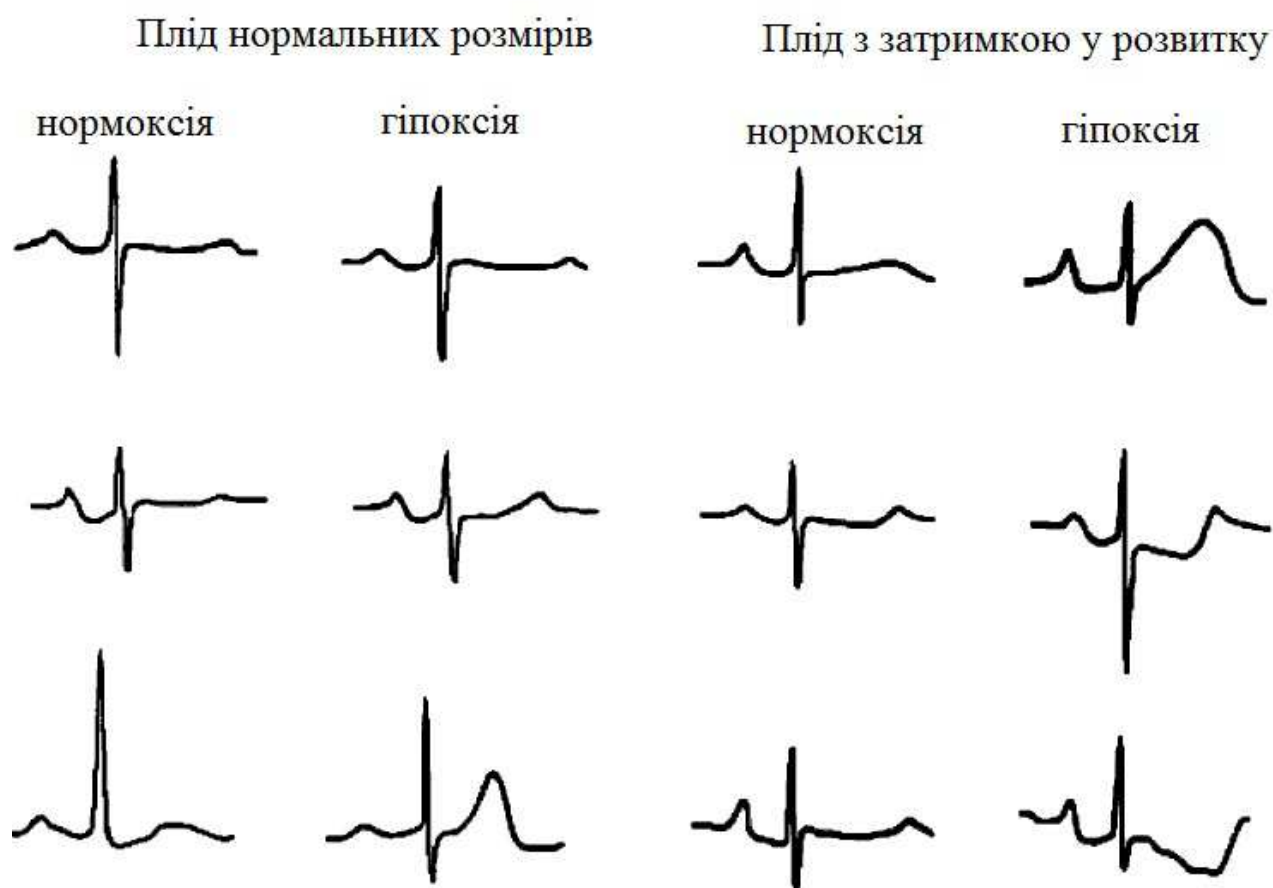


Рис. 1.5. Зміни ФЕКГ при гіпоксії плоду у тварин [7]

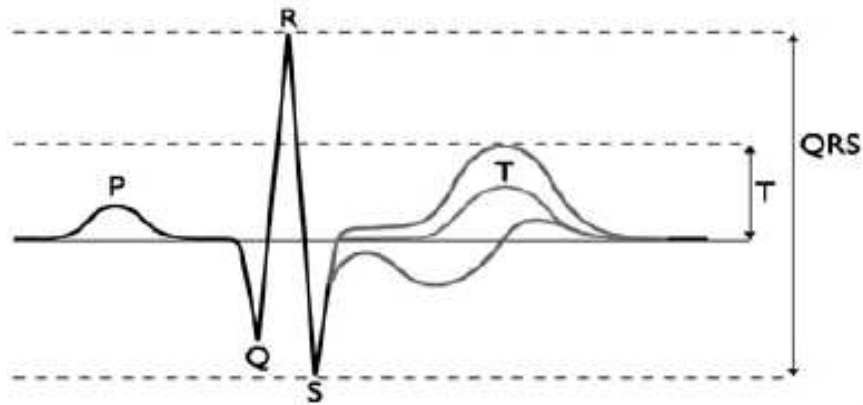


Рис. 1.6. Зміна *ST* сегменту при гіпоксії плоду

ST сегмент можна якісно оцінити за його формою та кількісно за висотою *T* зубця чи відношенням *T/QRS*. Існує кореляція між відношенням *T/QRS* та постійним підвищеним *ST* інтервалом і анаеробним метаболізмом [13].

1.3 Особливості абдомінальної реєстрації суміші материнської та фетальної електрокардіограм

Під час дослідження стану міокарда плоду важливо, щоб метод діагностики був безпечним, практичним, а його багаторазове використання не шкодило здоров'ю матері та майбутньої дитини. Дослідження фетальної ЕКГ є актуальним при порушеннях провідності, метаболізму і автоматизму в роботі серця плоду, коли інші методи, зокрема методи ультразвукової діагностики, не можуть забезпечити оцінку таких порушень.

Абдомінальна реєстрація фетальної ЕКГ виконується неінвазивно, шляхом розташування електродів на животі вагітної жінки. Зареєстрований таким чином електрокардіографічний сигнал являє собою суміш електрокардіограм матері та плоду (материнської та фетальної ЕКГ), а також шумових складових різної природи. За допомогою цифрових методів обробки сигналів електрокардіограма плоду може бути виділена з цієї суміші.

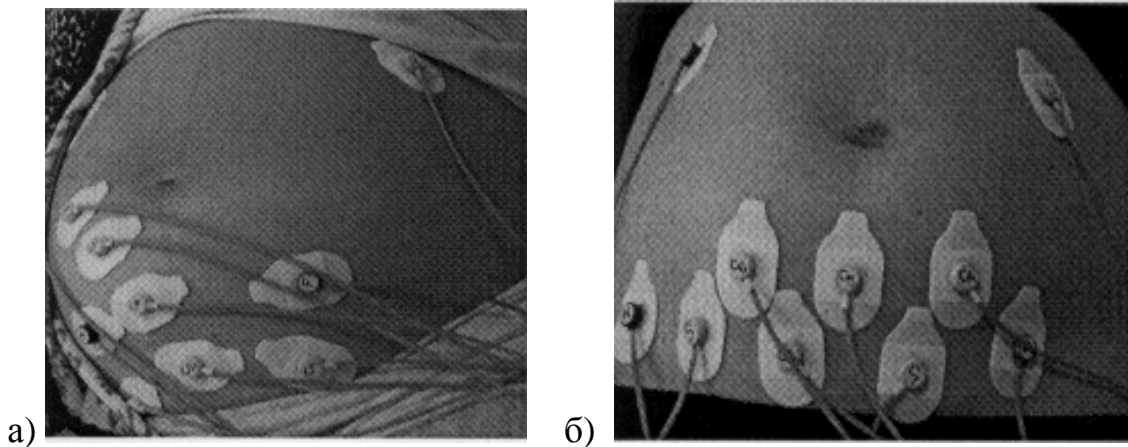


Рис. 1.7. Реєстрація абдомінальної ЕКГ [14]

Завдання реєстрації та аналізу ЕКГ плоду ускладнюється декількома чинниками. По-перше, високоамплітудна перешкода у вигляді ЕКГ матері істотно ускладнює розпізнавання власне ЕКГ плоду. По-друге, відносно складно визначити місце, з якого ЕКГ плоду реєструється найбільше чітко, так як в різних випадках це розташування буде різним. І, по-третє, плід на пізніх стадіях вагітності є дуже рухливим і може змінювати своє положення відносно електродів. Це призводить до значної варіабельності зареєстрованих комплексів ЕКГ, що ускладнює їх інтерпретацію, оскільки важко з'ясувати, чи є отримані особливості форми зубців результатом патології або артефактом реєстрації.

Існують різні способи розташування електродів з метою реєстрації ЕКГ плоду (рис. 1.7). Відповідно до одного зі способів, електроди, які розміщують на кінцівках при звичайній реєстрації ЕКГ у дорослої людини, в даному випадку розташовують по краях живота вагітної жінки. Тобто, електроди, які зазвичай закріплюються на руках дорослої людини, — у верхній частині живота, а ті, які на ногах, — у нижній частині живота вагітної жінки [14] (рис. 1.7, а).

При іншому підході до реєстрації всі 6 грудних електродів розташовують в нижньому сегменті живота вагітної, намагаючись максимально охопити верхню частину тулуба дитини, а 4 кінцівкових електроди розташовують по краях живота (рис. 1.7, б). При тазовому передлежанні дитини електроди зміщують в середньверхню частину живота.

2 МЕТОДИ ВИЯВЛЕННЯ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ ПЛОДУ З АБДОМІНАЛЬНИХ СИГНАЛІВ МАТЕРІ

2.1 Задача виділення ЕКГ плоду з абдомінального сигналу вагітної жінки

Електрокардіографічний метод дозволяє неінвазивно, розмістивши електроди на животі вагітної жінки, зареєструвати абдомінальний електрокардіографічний сигнал (рис. 2.1), що представляє собою суміш електрокардіограм матері та плоду. Для подальшого аналізу стану плоду необхідно за допомогою цифрових методів обробки ЕКГ сигналів відокремити фетальну електрокардіограму.

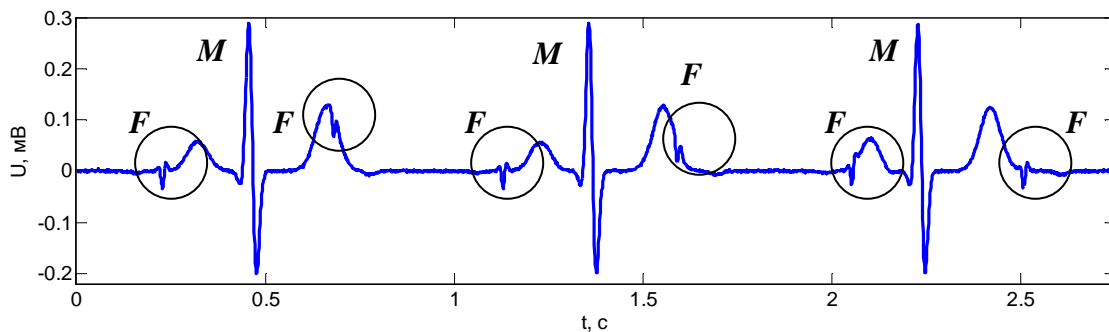


Рис. 2.1. Абдомінальна ЕКГ: *M* — материнські кардіоцикли,
F — фетальні кардіоцикли у складі материнських

Стандартний кардіоцикл плоду містить ті ж зубці й комплекси, що і кардіоцикл матері. Однак, відмінності полягають у амплітудно-часових параметрах: у нормі амплітуда *QRS* комплексу плоду лежить в діапазоні від 1 до 50 мкВ, амплітуда *QRS* комплексу матері — 100-1000 мкВ; частота серцебиття плоду становить 120-160 ударів на хвилину, матері — від 60 до 90 ударів на хвилину. На рис. 2.2 порівняно амплітуду та частоту ЕКГ сигналу плоду з різними біосигналами матері [2].

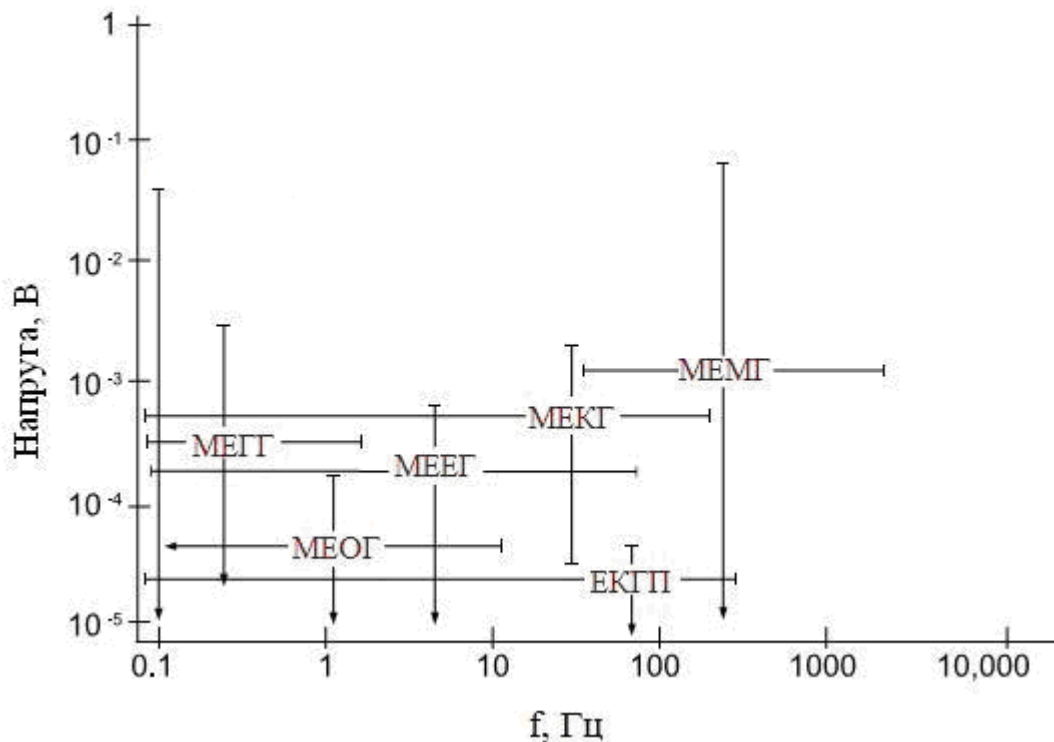


Рис. 2.2. Амплітуда та діапазон частот різних біосигналів, деякі з яких змішуються з сигналами серця плода: МЕЕГ — електроенцефалограма матері, МЕКГ — електрокардіограма матері, МЕОГ — електроокулограма матері, ЕКГП — електрокардіограма плода, МЕГГ — електрогістограма матері, МЕМГ — електроміограма матері.

Виділення ФЕКГ з абдомінального сигналу являє собою складну задачу через наявність шумових складових, які мають різну природу і включають в себе:

1. *Високоамплітудну материнську ЕКГ.* Частотні спектри ЕКГ плода та ЕКГ матері значно перекриваються, до того ж амплітуда зубців ЕКГ плода менша за амплітуду зубців ЕКГ матері.
2. *Мережеву наводку,* що являє собою синусоїдальну перешкоду частотою 50 Гц.
3. *Електроміографічну активність м'язів живота і матки матері.*
4. *Шум електродів,* який обумовлений контактом електродів і шкіри живота матері.

5. *Артефакти руху плоду.*

6. *Власний шум в електроніці обладнання реєстрації ЕКГ.*

7. *Навколишній шум, джерелом якого є навколишнє електромагнітне випромінювання.*

8. *Дрейф ізоляції, що обумовлений диханням матері і являє собою синусоїдальну перешкоду, частота якої залежить від частоти дихання.*

2.2 Моделювання фетальної ЕКГ

Моделі електричної активності серця дозволяють ідентифікувати параметри, що відображають найважливіші для лікаря та дослідника особливості морфології електрокардіограми. Створення штучного сигналу спрощує апробацію методів і алгоритмів дослідження ЕКГ.

Згідно біофізичної теорії [15] електричну активність серця можна представити у вигляді сумарної дії диполів, інтенсивність яких описується законом Гауса. Тому модель кардіоциклу у вигляді суми функцій Гауса (рис. 2.3) відповідає сигналам материнської та фетальної ЕКГ. У загальному випадку модель повинна містити достатню кількість функцій Гауса, щоб відтворити ЕКГ з заданою точністю, проте, в [16] показано, що досить ефективним є використання і п'яти функцій.

Для задачі моделювання фетального кардіоциклу [16-19] в нормі та у випадку гіпоксії плоду використано модель з шістьма функціями Гауса (кожен із зубців P , Q , R , S можна відтворити однією функцією, а ST сегмент з T зубцем — двома функціями):

$$\frac{dV}{dt} = -\sum_{i=1}^6 \frac{a_i \omega}{(b_i)^2} \Delta \theta_i \exp\left(-\frac{(\Delta \theta_i)^2}{2(b_i)^2}\right), \quad (2.1)$$

де V – різниця потенціалів у відведенні ЕКГ, мВ;

t – час, с;

a_i – амплітуда функції Гауса, мВ;

$\omega = 2\pi f$, де f – частота серцевих скорочень, Гц;

b_i – ширина функції Гауса, рад;

θ_i – фаза функції Гауса, рад;

$\Delta\theta_i = (\theta - \theta_i) \bmod(2\pi)$, рад;

θ – фаза квазіперіоду ЕКГ, рад.

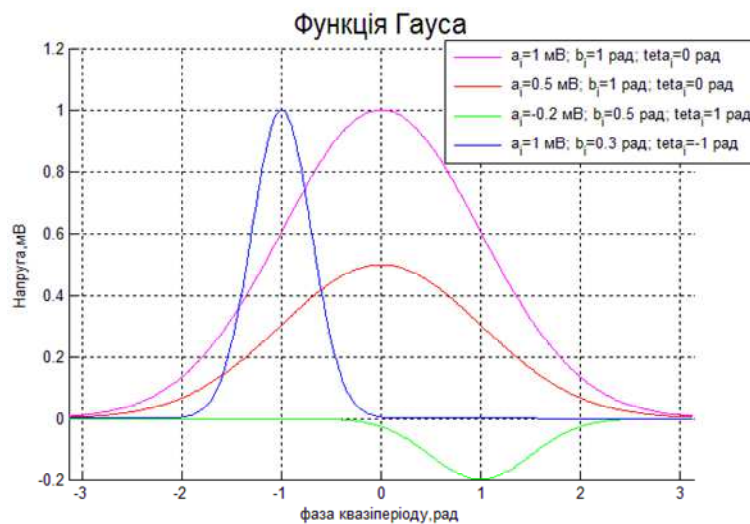


Рис. 2.3. Функції Гауса, отримані для різних параметрів моделі

З використанням рівняння (2.1) отримана наступна математична модель:

$$V = \sum_{i=1}^6 a_i \exp\left(-\frac{(\theta - \theta_i)^2}{2(b_i)^2}\right). \quad (2.2)$$

Моделльні сигнали ФЕКГ (рис. 2.4), що відображають стан гіпоксії плоду [7], побудовані з урахуванням трьох характерних випадків прояву гіпоксії на ST сегменті: збільшення амплітуди T зубця, інверсією T зубця відносно ізолінії, а також двофазним ST сегментом.

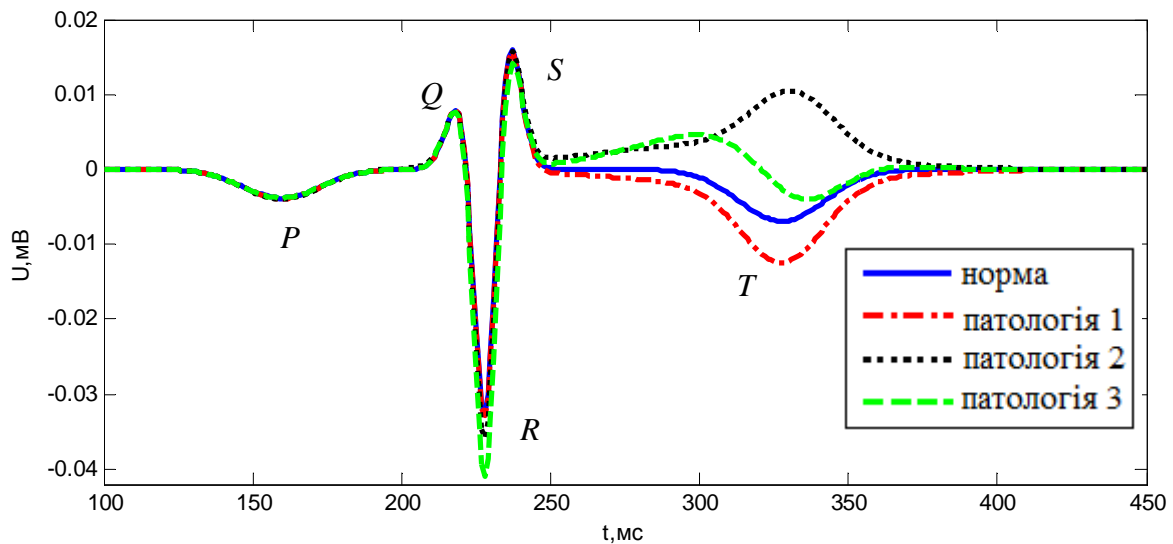


Рис. 2.4. Модельний фетальний кардіоцикл в нормі та з різними проявами гіпоксії плоду: збільшенням амплітуди T зубця, інверсією T зубця відносно ізолінії, двофазним ST сегментом

Для дослідження можливості застосування різних методів цифрової обробки сигналів до задачі виділення фетальної ЕКГ з абдомінальних ЕКГ сигналів матері побудовано модельні абдомінальні сигнали, які містять ЕКГ плоду в нормі та з різними проявами гіпоксії [19]. До модельного ЕКГ сигналу матері додано модельний фетальний ЕКГ сигнал, а також шумові складові у вигляді адитивного білого гаусівського шуму (рис. 2.5). Частота дискретизації отриманого модельного сигналу відповідає частоті дискретизації сигналів, що реєструються системами електрокардіографії високого розрізнення, і становить 1 кГц. Середня амплітуда модельних QRS комплексів плоду приблизно в 10 разів менше амплітуди QRS комплексів матері і становить 35 мкВ. Модель враховує варіабельність ритму серця матері та плоду, а також коливання в амплітудах зубців ЕКГ. Розкид тривалості $R-R$ інтервалів від їх середньої тривалості складає $\pm 10\%$ для матері та $\pm 15\%$ для плоду, що відповідає фізіологічним особливостям дорослої людини та плоду. Тривалість $R-R$ інтервалів задано за допомогою генератора псевдовипадкових чисел за нормальним законом розподілу.

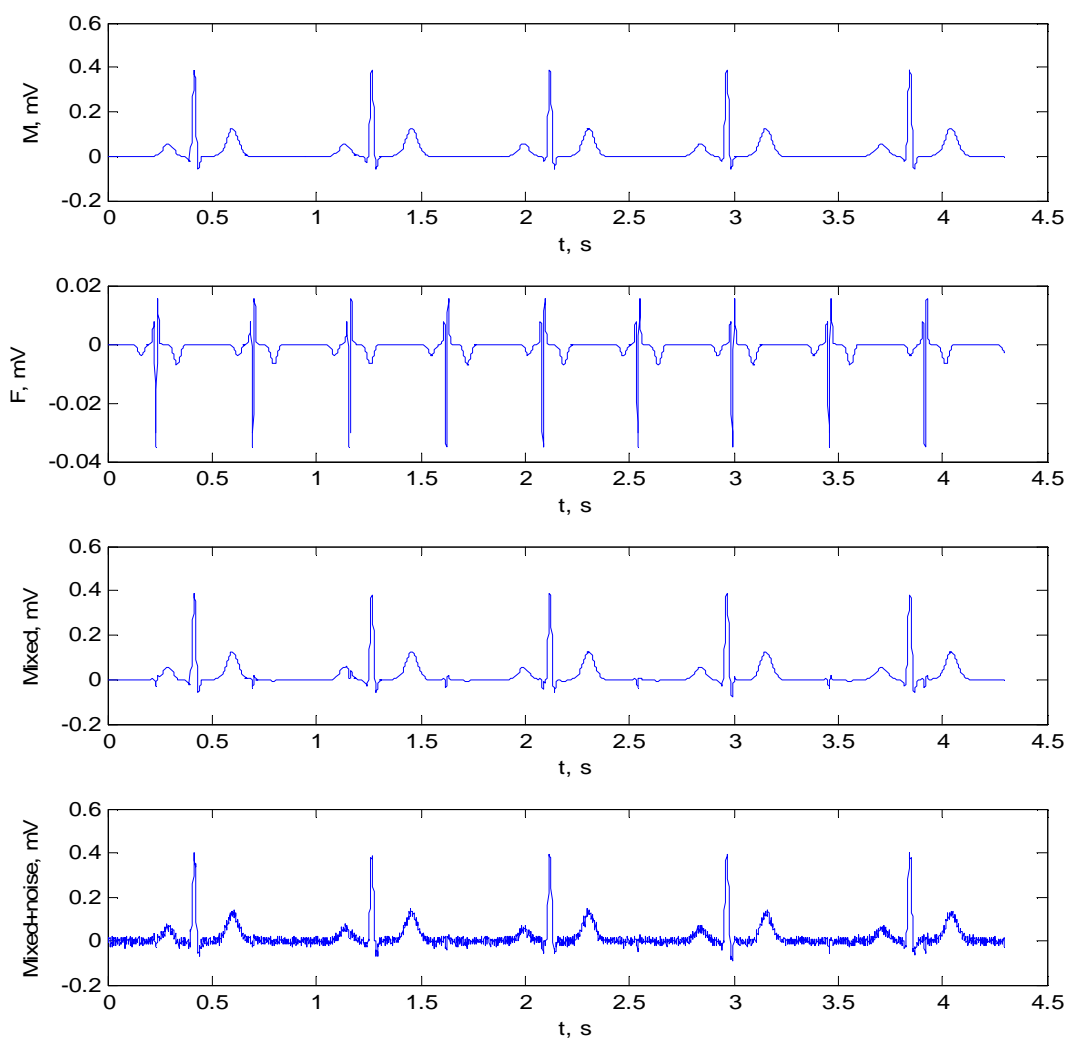


Рис. 2.5. Побудова моделі абдомінальної ЕКГ: а) материнська ЕКГ; б) фетальна ЕКГ; в) сума материнської та фетальної ЕКГ; г) абдомінальний сигнал з додаванням шуму

Аналогічним чином отримано моделі багатоканальних абдомінальних записів ЕКГ для стану плоду в нормі та з наявністю ознак гіпоксії.

2.3 Вейвлет-аналіз абдомінальних електрокардіосигналів

Аналіз абдомінальної ЕКГ передбачає попередню обробку сигналу з метою усунення шумових складових і виділення ЕКГ плоду для подальшого

визначення діагностичних параметрів [19, 20-24]. Дискретний вейвлет-розклад є методом, що дозволяє провести як усунення шумів, так і очищення абдомінального сигналу від головної високоамплітудної перешкоди — ЕКГ матері.

Сигнал абдомінальної ЕКГ за допомогою дискретного вейвлет-розкладу представляється у вигляді суми апроксимуючої складової та деталізуючих складових:

$$S(t) = A_m(t) + \sum_{j=1}^m D_j(t),$$

де m — кількість рівнів вейвлет-розкладу.

Коефіцієнти апроксимації відображають низькочастотні складові абдомінального ЕКГ сигналу, коефіцієнти деталізації — високочастотні компоненти абдомінального ЕКГ сигналу. Ця властивість вейвлет-аналізу дозволяє видалити шуми, а також розділити ЕКГ матері та плоду.

Високочастотна шумова компонента міститься головним чином на рівнях деталізації, тому завдання усунення таких шумів полягає в обробці коефіцієнтів деталізації. При цьому обнуляються вейвлет-коефіцієнти нижче обраного шумового порогу, який для кожного рівня деталізації може бути різним. Далі за допомогою оберненого дискретного вейвлет-перетворення здійснюється відновлення сигналу абдомінальної ЕКГ без коефіцієнтів, що містять шум. На рис. 2.6 представлено дискретний вейвлет-розклад модельної абдомінальної ЕКГ до 5-го рівня з використанням "симетричного" вейвлета 6-го порядку: $S = a_5 + d_5 + d_4 + d_3 + d_2 + d_1$, де S — сигнал абдомінальної ЕКГ, a_5 — апроксимуюча складова 5-го рівня, d_i — деталізуючі складові 1-5 рівней.

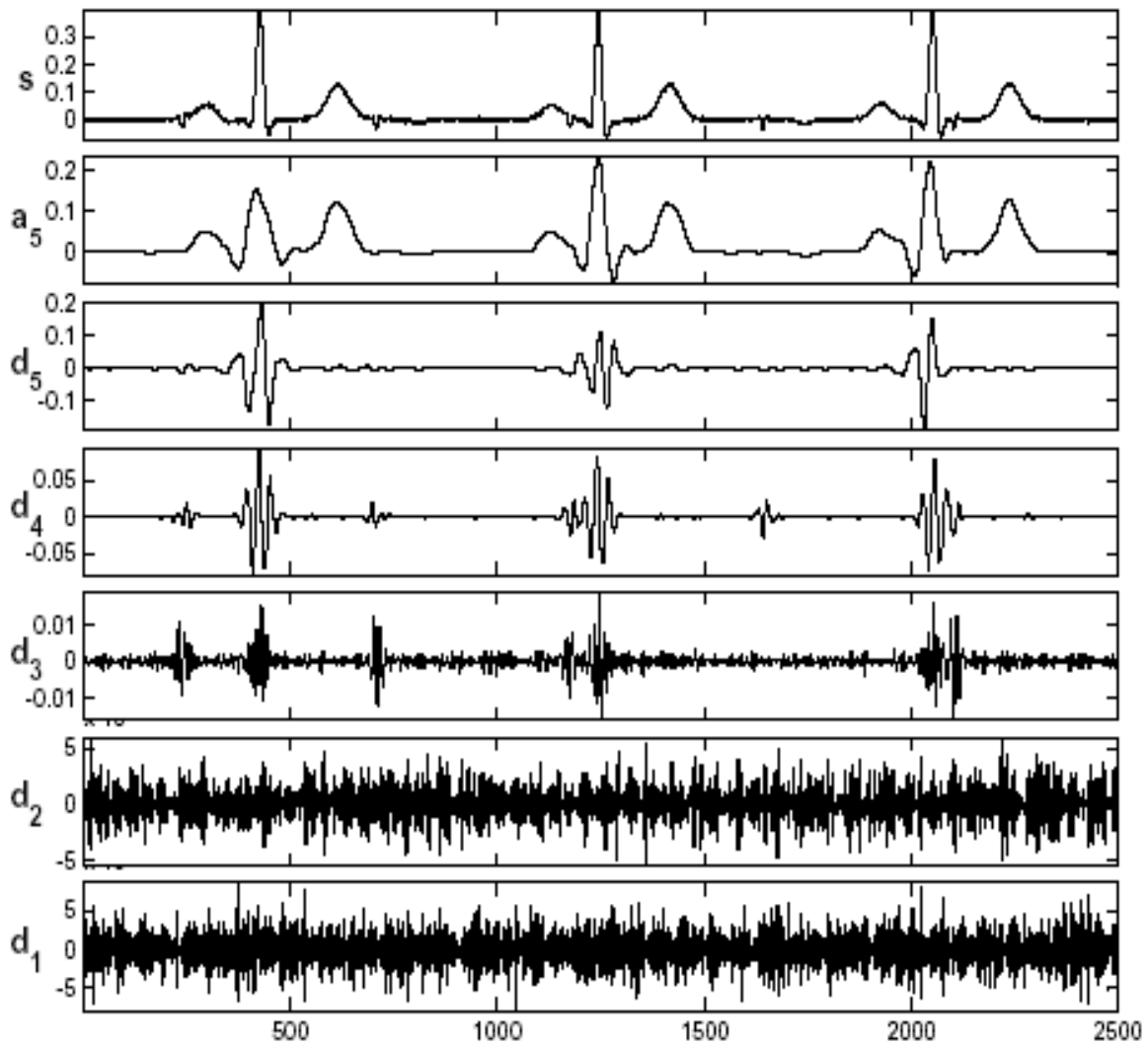


Рис. 2.6. Вейвлет-розклад до 5 рівня моделі абдомінальної ЕКГ з використанням "симетричного" вейвлета 4 порядку

Присутність шумових складових проявляється на рівнях деталізації d_1, d_2, d_3 . При цьому, коефіцієнти деталізації для рівнів d_1, d_2 доцільно обнулити повністю, а до коефіцієнтів деталізації d_3 рівня необхідно застосувати порогову обробку, так як на даному рівні крім шумових складових присутні ознаки фетальної ЕКГ. За допомогою оберненого дискретного вейвлет-перетворення здійснюється відновлення модельного сигналу абдомінальної ЕКГ без коефіцієнтів, що містять шум (рис. 2.7).

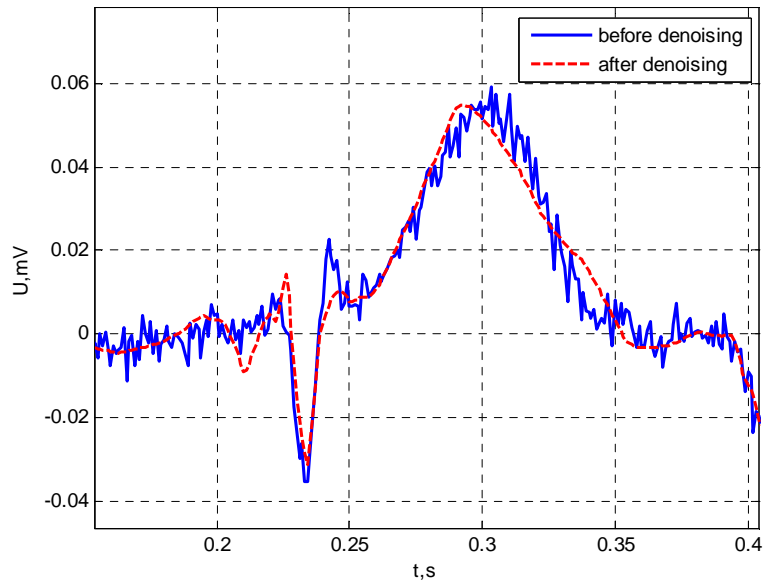


Рис. 2.7. Фрагмент модельної абдомінальної ЕКГ, що містить кардіоцикл плоду, до і після усунення шумової складової

У разі необхідності усунення дрейфу ізолінії, яка є низькочастотною завадою, навпаки, потрібно обнуляти коефіцієнти апроксимації при вейвлет-розкладі до досить високого рівня, наприклад, 8-го чи 9-го. На рис. 2.8 апроксимуюча складова дев'ятого рівня являє собою низькочастотну складову абдомінальної ЕКГ. Для усунення дрейфу ізолінії у вигляді цієї складової необхідно відновити сигнал за умови нульових вейвлет-коефіцієнтів апроксимації.

Після усунення шумів необхідно виділити фетальну ЕКГ з абдомінального ЕКГ сигналу матері. При виділенні кардіоциклів плоду за допомогою вейвлет-розкладу необхідно використовувати вейвлет-функцію, яка подібна за формою до фетальних кардіоциклів і дозволяє визначити їх локалізацію у складі абдомінальної ЕКГ. Експериментальні дослідження показали, що застосування "симетричних" вейвлет-функцій дає гарні результати під час виділення фетальних *QRS* комплексів з абдомінальних ЕКГ сигналів матері, так як "симетричні" вейвлет-функції найбільш близькі за формою до фетальних *QRS* комплексів (рис. 2.9)

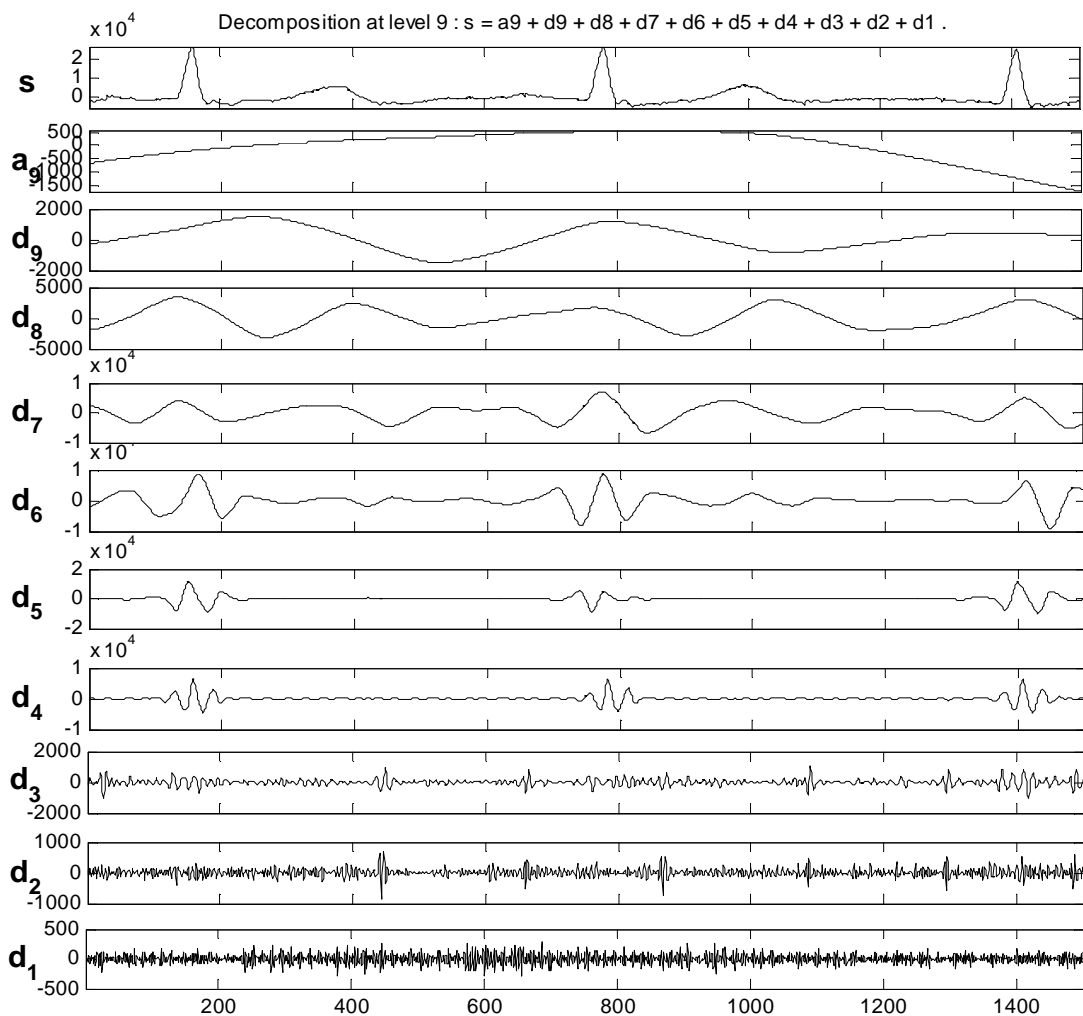


Рис. 2.8. Вейвлет-розклад з використанням “симетричного” вейвлета 2 порядку до 9 рівня

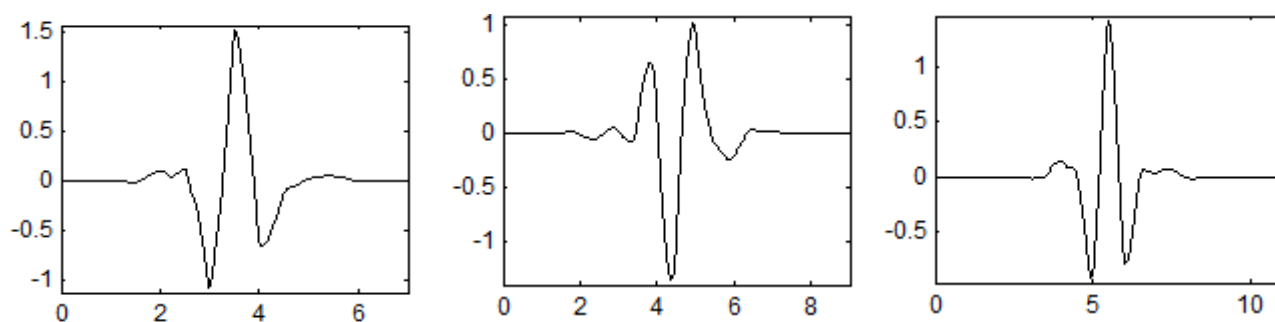


Рис. 2.9. “Симетричні” вейвлет-функції 4, 5, 6 порядків

На рис. 2.10 наведено вейвлет-розклад до 5 рівня моделі очищеної від шуму абдомінальної ЕКГ з використанням “симетричного” вейвлета 6-го порядку.

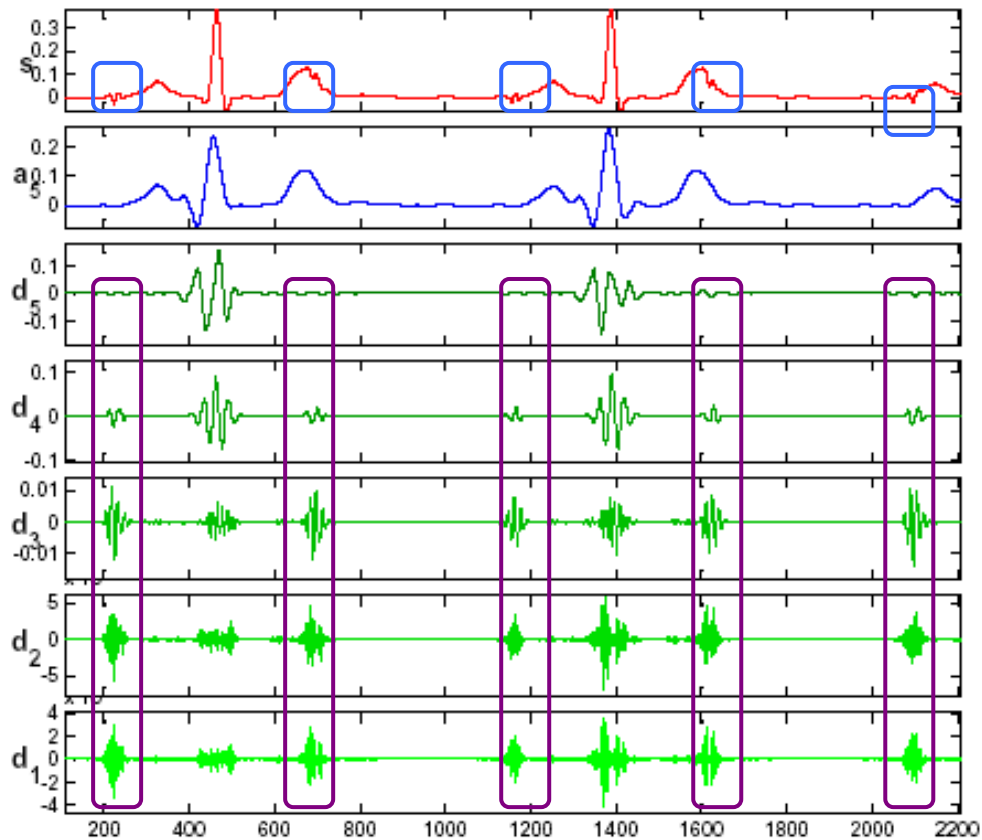


Рис. 2.10. Вейвлет-розклад до 5 рівня моделі очищеної від шуму абдомінальної ЕКГ з використанням "симетричного" вейвлета 6-го порядку

Ознаки *QRS* комплексів плоду присутні на рівнях деталізації d_1, d_2, d_3, d_4 . На рівні деталізації d_5 і на рівні апроксимації a_5 кардіоцикли плоду не проявляються. Тому для виділення фетальної ЕКГ з абдомінального сигналу необхідно враховувати лише коефіцієнти рівнів деталізації d_1, d_2, d_3, d_4 . При цьому, в отриманому сигналі потрібно виключити з розгляду ділянки, що містять ознаки *QRS* комплексів матері, так як вони проявляються на всіх рівнях вейвлет-розкладу сигналу (рис. 2.11).

За допомогою застосування дискретного вейвлет-розкладу до задачі виявлення фетальної ЕКГ з використанням різних вейвлет-функцій і різної кількості рівнів розкладу показано, що на основі вейвлет-розкладу можна визначити локалізацію *QRS* комплексів плоду і значення *R-R* інтервалів для аналізу варіабельності ритму серця плоду, однак точно проаналізувати

морфологію виявлених кардіоциклів вейвлет-аналіз не дозволяє. Виділені з сумарного абдомінального сигналу за допомогою вейвлет-аналізу *QRS* комплекси плоду мають близьку форму до *QRS* комплексів у складі модельних кардіоциклів плоду, які були додані в модельний абдомінальний сигнал, проте присутні явні спотворення в інших сегментах кардіоциклу і діагностично важлива інформація щодо низькочастотних *P* і *T* зубців втрачається (рис. 2.12) .

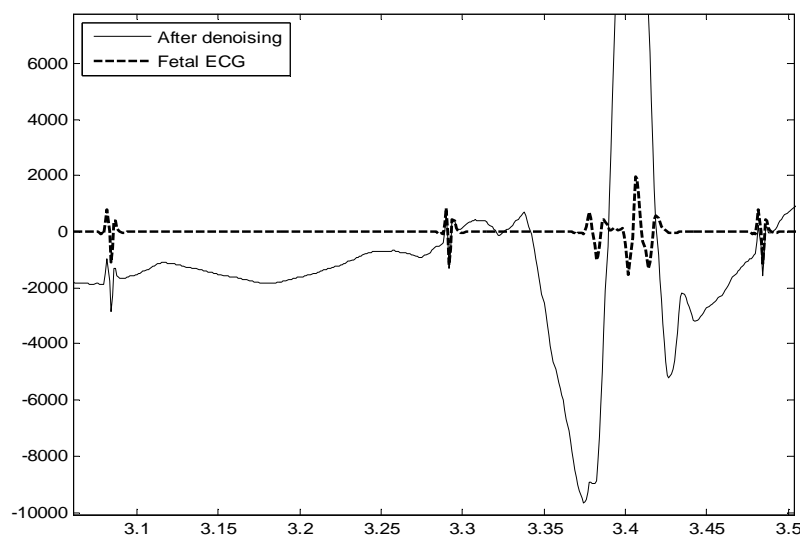


Рис. 2.11. Реальна абдомінальна ЕКГ після усунення шумових складових та сума деталізуючих складових d_1, d_2, d_3, d_4

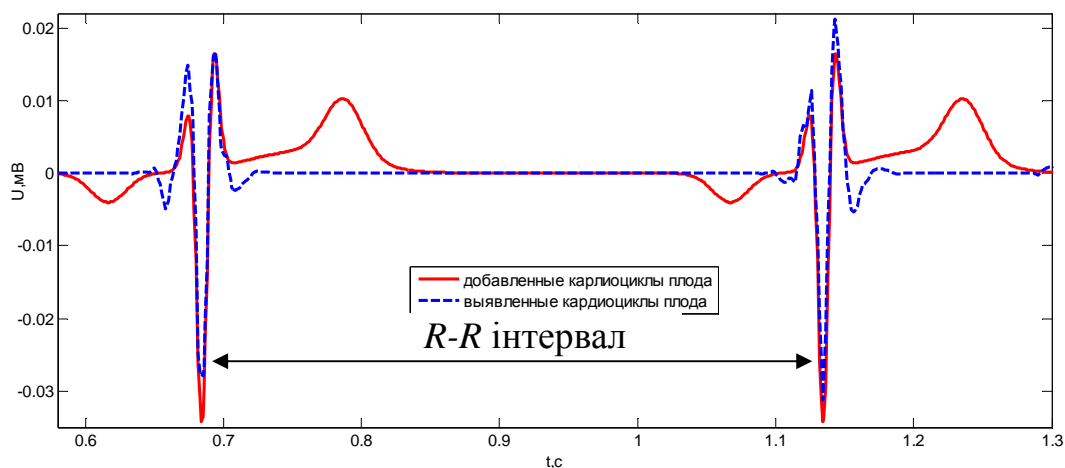


Рис. 2.12. Модельні фетальні кардіоцикли з проявом гіпоксії плоду у вигляді зсуву *ST* сегменту і інверсії *T* зубця відносно ізолінії: додані в абдомінальний сигнал з шумом і виділені з нього за допомогою вейвлет-перетворення. У виявлених кардіоциклах інформація щодо *P* і *T* зубців втрачена

2.4 ICA аналіз абдомінальних електрокардіосигналів

Одним з перспективних методів розділення електрокардіографічних сигналів матері та плоду є метод сліпого розділення джерел. Стандартні методи виділення сигналів із суміші ґрунтуються на відмінності часових або спектральних характеристик цих сигналів і відомому законі змішування. У випадку, коли змішані сигнали перекриваються в часовій, спектральній і просторових областях, застосовується метод «сліпого» розділення джерел (Blind Source Separation — BSS), який являє собою процес розділення при невідомому процесі змішування [2, 24-30]. Даний процес називається «сліпим» через мінімум апріорної інформації про характер джерел, сигнали від яких потрібно розділити. Для реалізації BSS найчастіше використовується метод аналізу незалежних компонент (Independent Component Analysis — ICA), при якому процес розділення ґрунтується на припущенні про відмінність статистичних характеристик та статистичної незалежності джерел, сигнали яких мають негаусівський закон розподілу.

У разі виділення ЕКГ плоду з абдомінальних сигналів матері для подолання обмежень «сліпого» характеру джерел, сигнали від яких потрібно розділити, обирається векторна модель електричної активності серця, що має дипольну структуру. При цьому підході приймається припущення, що вектор серця має фіксоване просторове положення і змінює в часі свою амплітуду і напрям. Сигнал ЕКГ матері (ЕКГМ), вимірний в будь-якій точці на тілі матері, може бути представлений у вигляді лінійної суперпозиції трьох ортогональних сигналів — підпростором джерел ЕКГМ. Аналогічно можна представити підпростір джерел сигналу ЕКГ плоду (ЕКГП), а також виділити підпростір шуму.

Для будь-якого моменту часу вектор джерел сигналу можна визначити як:

$$s(t) = [s_1(t), s_2(t), \dots, s_q(t)], \quad (2.3)$$

де $s_i(t)$, $i = 1, 2, \dots, q$ — ЕКГ-джерела.

Спостереження цих сигналів на поверхні тіла матері проводиться з використанням декількох приймачів, при цьому результатами вимірювання є різниці потенціалів між парами електродів, розташованими на поверхні тіла. Для p таких пар (p ЕКГ-відведень) можна записати вектор спостереження:

$$x(t) = [x_1(t), x_2(t), \dots, x_p(t)]. \quad (2.4)$$

Для низькочастотних сигналів, якими є ЕКГ сигнали, тіло є абсолютно провідним і лінійним середовищем з практично нескінченною швидкістю поширення електричного сигналу. В результаті, коливання, яке спостерігається в кожній точці поверхні тіла, може бути представлено як лінійна комбінація сигналів джерел від серця та адитивної перешкоди

$$\begin{aligned} x_1(t) &= m_{11}s_1(t) + m_{1q}s_q(t) + n_1(t) \\ &\vdots \\ x_p(t) &= m_{p1}s_1(t) + m_{pq}s_q(t) + n_p(t) \end{aligned} \quad (2.5)$$

або в матричній формі:

$$X(t) = MS(t) + N(t) \quad (2.6)$$

де $X(t)$ — вектор спостережень;

M — змішуюча матриця, яка містить коефіцієнти m_{ij} , з якими сигнал кожного з джерел входить в вектор спостережень;

$N(t)$ — шумові компоненти.

Величини коефіцієнтів матриці M невідомі, оскільки невідома модель поширення сигналу від джерел до приймачів. Невідомий також вигляд сигналів

окремих джерел $s_i(t)$, оскільки вони не можуть спостерігатися безпосередньо і доступні лише у вигляді суміші.

Можна припустити, що сигнали джерел через фізичну незалежність біоелектричних явищ, що визначають їх, є статистично незалежними. З тих же міркувань шумові компоненти $n_j(t)$ також можна вважати статистично незалежними в різних каналах, а також незалежними від джерел сигналів. Необхідно виділити сигнали окремих джерел $s_i(t)$ з суміші сигналів. Розв'язок задачі (у найпростішому випадку за відсутності шумів) полягає в знаходженні матриці розділення R з коефіцієнтами r_{ji} такими, що:

$$S = RX \quad (2.7)$$

Ця матриця є оберненою до матриці змішування M . Якщо відомі коефіцієнти m_{ij} можна визначити r_{ji} . Але проблема полягає в тому, що вони невідомі.

Таким чином, завдання виділення сигналу ЕКГП на фоні ЕКГМ формулюється таким чином: за вимірами $X(t)$ необхідно спільно визначити матрицю змішування M і сигнали джерел $S(t)$.

Аналіз результатів, отриманих при обробці модельних та реальних абдомінальних сигналів, показав, що при виявленні фетальної ЕКГ з метою оцінювання морфології кардіоциклів вейвлет-перетворення доцільно застосовувати як інструмент для усунення шумів, який використовується в комбінації з методами аналізу головних компонент (PCA — Principal component analysis) та аналізу незалежних компонент (ICA — Independent Component Analysis) [19, 30]. За допомогою проведених досліджень показано, що вейвлет-перетворення краще застосовувати не перед методом ICA, а після нього з метою очищення виділених незалежних компонент від шуму (рис. 2.13). У разі застосування вейвлет-перетворення перед методом ICA незначні спотворення сигналу, що виникають внаслідок вейвлет-фільтрації, можуть проявитися в

незалежних компонентах у вигляді значних спотворень, які співрозмірні за амплітудою з фетальними кардіоциклами.

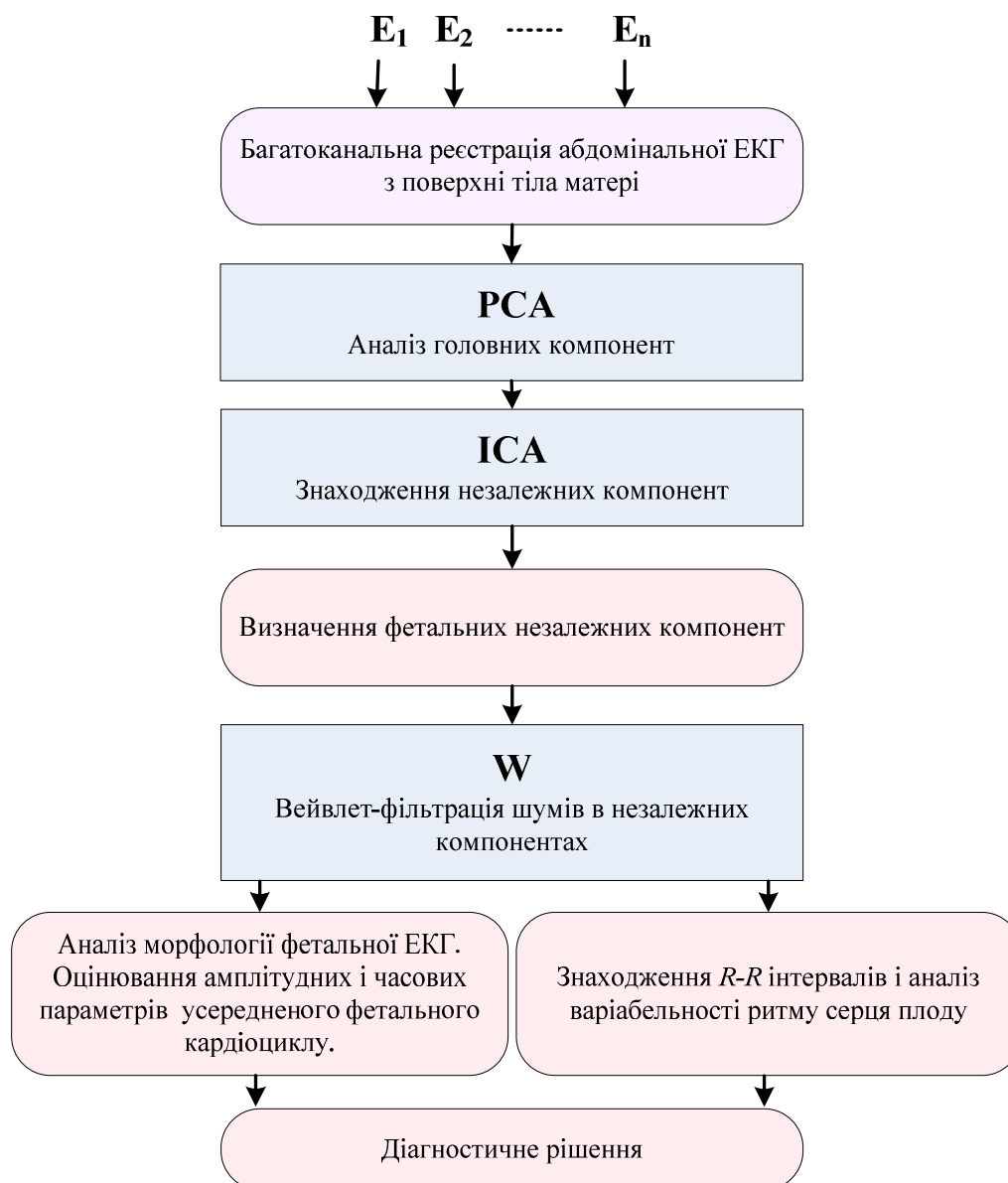


Рис. 2.13. Алгоритм комплексного методу виділення ЕКГ плоду

На рис. 2.14 наведено 4 незалежні компоненти, отримані для модельної 6-ти каналної абдомінальної ЕКГ. При цьому, одна з незалежних компонент є фетальною. У зв'язку з тим, що частота серцевих скорочень плоду перевищує частоту серцевих скорочень матері приблизно в два рази, фетальні незалежні компоненти можуть бути легко ідентифіковані серед материнських незалежних компонент. З метою усунення шуму застосовано вейвлет-перетворення з пороговою обробкою вейвлет-коефіцієнтів (рис. 2.15).

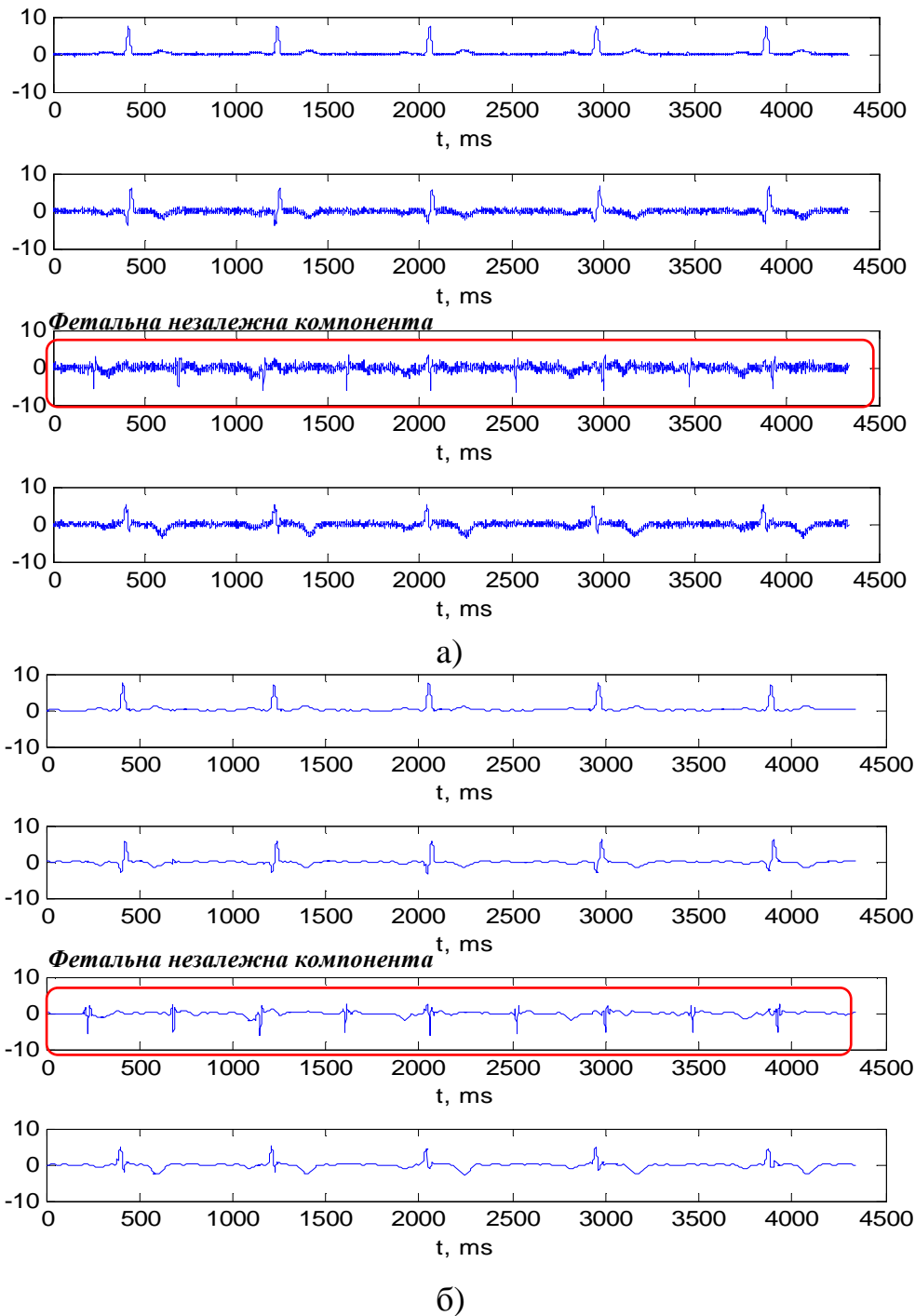


Рис. 2.15. 4 незалежні компоненти для модельної абдомінальної 6-ти каналної ЕКГ: а) до усунення шуму; б) після усунення шуму за допомогою вейвлет-перетворення

Варто відзначити, що фетальні кардіоцикли, отримані з очищеної від шуму фетальної незалежної компоненти при спільному застосуванні методів PCA, ICA і вейвлет-перетворення, дуже близькі за своєю формою до модельних

кардіоциклів, що додавалися до суміші абдомінального сигналу і шуму. Незважаючи на незначні спотворення, діагностично важлива інформація про низькочастотні P і T зубці, а також про відхилення ST сегменту від ізолінії не втрачається і може бути оцінена кількісно (рис. 2.16).

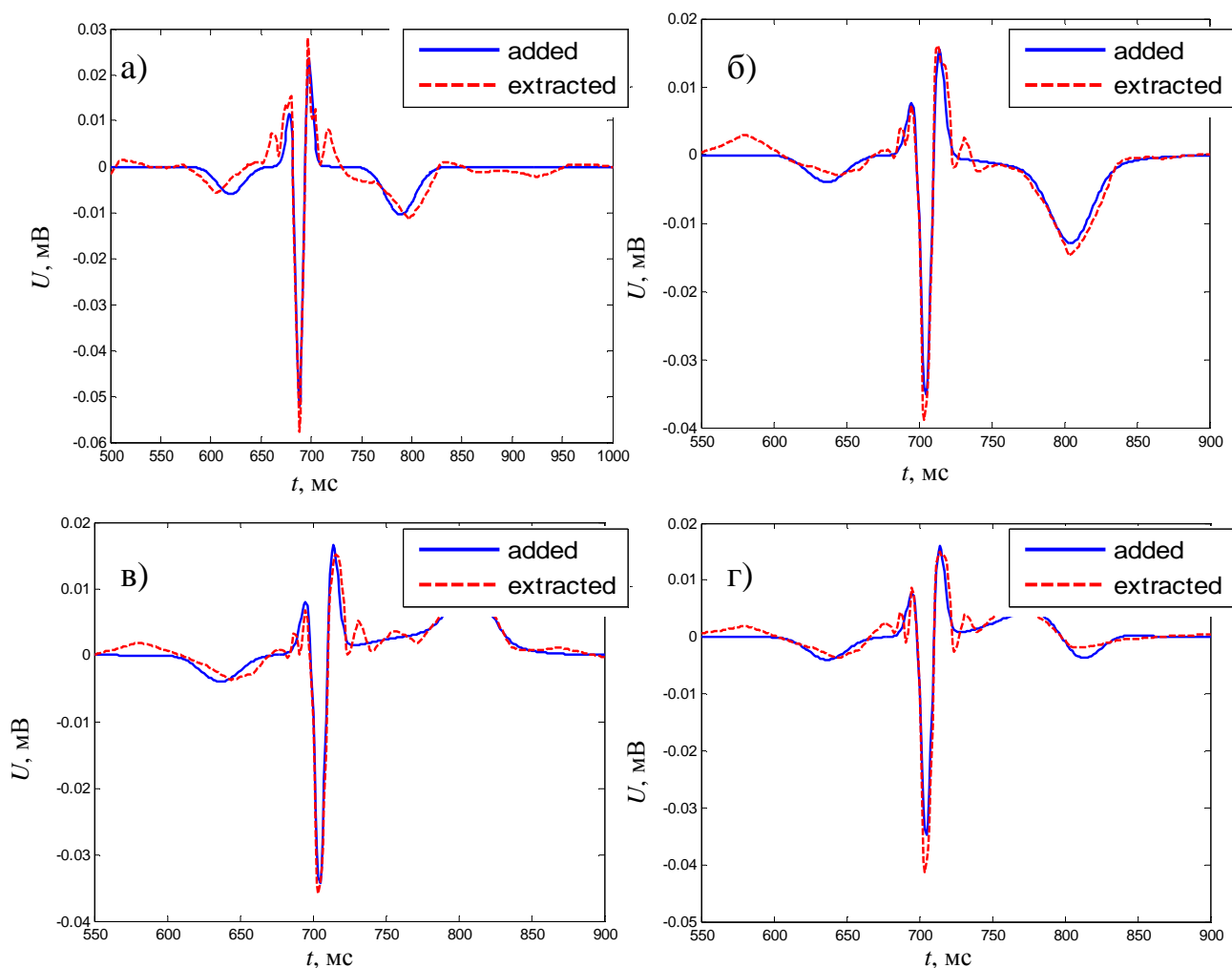


Рис. 2.16. Модельні фетальні кардіоцикли, додані до абдомінального сигналу з шумом (—) і виявлені з нього за допомогою методу ІСА в комбінації з вейвлет-перетворенням (---). У виявлених кардіоциклах інформація щодо P і T зубців зберігається: а) норма; б) збільшення амплітуди T зубця; в) зміна полярності T зубця; г) зміщення ST сегменту щодо ізолінії та двуфазність T зубця

Значення коефіцієнта кореляції r між окремим модельним кардіоциклом плоду і кардіоциклом, виявленим із сумарного абдомінального сигналу, знайдені за формулою:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^N (s_i - \bar{s})(s_i^* - \bar{s}^*)}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (s_i - \bar{s})^2 (s_i^* - \bar{s}^*)^2}}, \quad (2.8)$$

де N — кількість відліків у модельному кардіоциклі плоду S , а також у кардіоциклі S^* , виявленому з сумарного абдомінального сигналу,

\bar{s} і \bar{s}^* — середні значення окремого модельного та виявленого кардіоциклів.

Параметр r для кардіоциклів, наведених на рис. 2.16 а-г, становить: 0.972, 0.981, 0.977 та 0.974, відповідно.

Застосування запропонованого алгоритму до аналізу реальних багатоканальних абдомінальних ЕКГ сигналів підтверджує результати, отримані на модельних сигналах. З метою проведення якісної оцінки морфологічних параметрів ЕКГ плоду рекомендується використовувати усереднення послідовних кардіоциклів плоду, отриманих з фетальної незалежної компоненти і синхронізованих за R зубцем. При цьому необхідно зареєструвати достатньо тривалу абдомінальну ЕКГ, бо методика усереднення сигналу потребує досить великої кількості кардіоциклів.

На рис. 2.17 наведено 5 незалежних компонент, отриманих для реальної 5-ти каналної абдомінальної ЕКГ з бази даних DaISy (Database for the Identification of Systems [31]). Одна з незалежних компонент є фетальною. З метою усунення шуму і дрейфу ізолінії у фетальній незалежній компоненті було застосовано вейвлет-розклад. Результати обробки фетальної складової за допомогою вейвлет-розкладу наведені на рис. 2.17, в. Очищена фетальна

незалежна компонента використана з метою знаходження RR інтервалів ЕКГ плоду (рис. 2.18, а), а також для отримання усередненого фетального кардіоциклу (рис. 2.18, б). При цьому, усереднення фетального ЕКГ сигналу проведено за методом ЕКГ ВР при накопиченні фетальних кардіоциклів з синхронізацією за R зубцем.

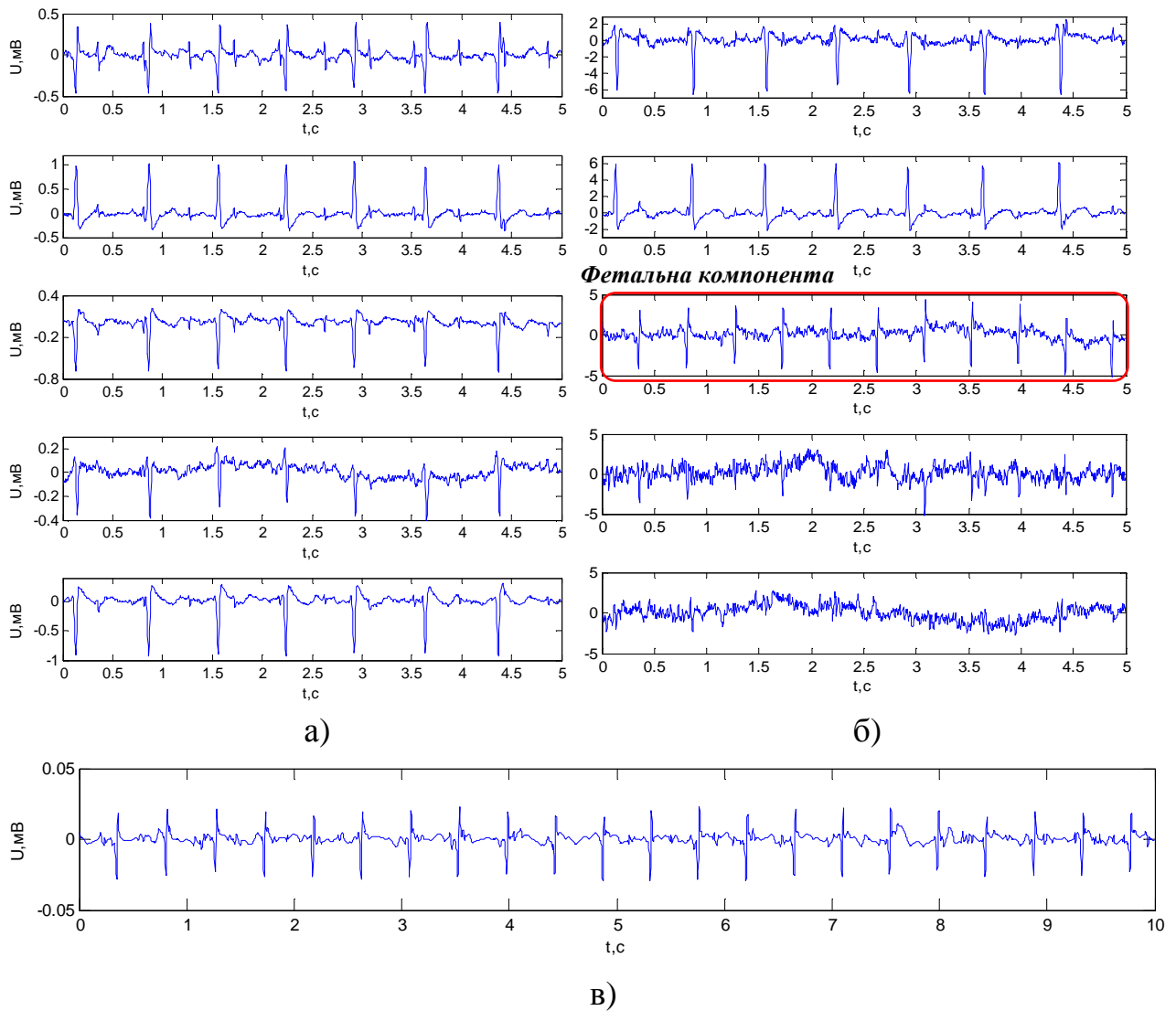


Рис. 2.17. Результати експериментів з реальними абдомінальними ЕКГ сигналами: а) абдомінальна 5-ти канална ЕКГ; б) незалежні компоненти абдомінальної ЕКГ; в) фетальна незалежна компонента після усунення дрейфу і високочастотних шумів за допомогою вейвлет-аналізу

Розглянемо ще один приклад обробки реальних даних з PhysioNet ресурсу [32]. Рис. 2.19 зображує фрагмент запису 4-х каналної абдомінальної

ЕКГ, зареєстрованої у жінки під час пологів на 39 тижні вагітності (Abdominal and Direct Fetal Electrocardiogram Database [33]). Сигнали зареєстровано з частотою дискретизації 1 кГц, при цьому розрядність аналого-цифрового перетворювача — 16 біт. Незалежні компоненти матері та плоду, що отримані для цього запису за допомогою ІСА аналізу та очищені від шумових складових за допомогою вейвлет-перетворення, наведені на рис. 2.20.

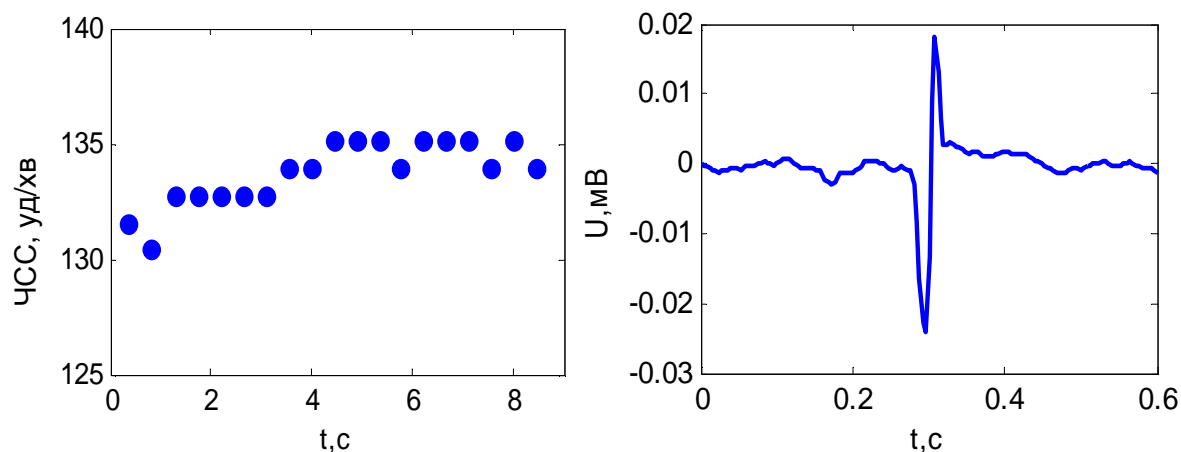


Рис. 2.18. Результати експериментів з реальними абдомінальними ЕКГ сигналами: а) оцінювання частоти серцевих скорочень плоду; б) визначення усередненого кардіоциклу плоду

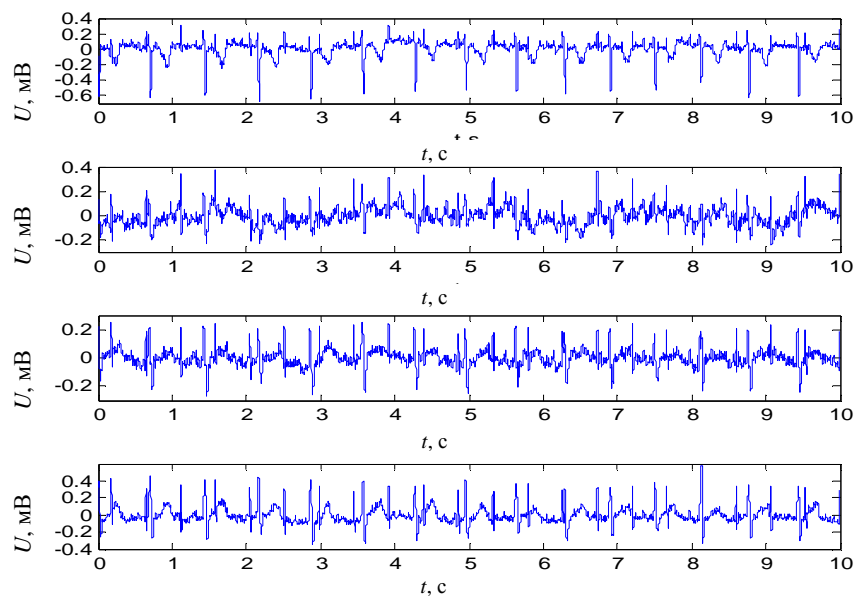


Рис. 2.19. 4-х канална абдомінальна ЕКГ

Кардіоцикл плоду, виявлений з материнської абдомінальної ЕКГ, за своєю формою нагадує кардіоцикл з прямої електрокардіограми плоду, одночасно зареєстрованої з голівки плоду під час пологів (рис. 2.21). Відмінності у формі кардіоциклів, що порівнюються, пояснюються різним розташуванням електродів під час реєстрації сигналів.

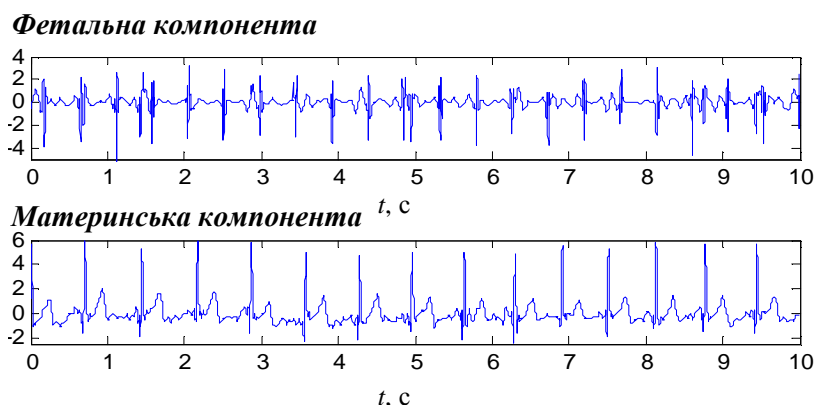


Рис. 2.20. Незалежні компоненти матері та плоду

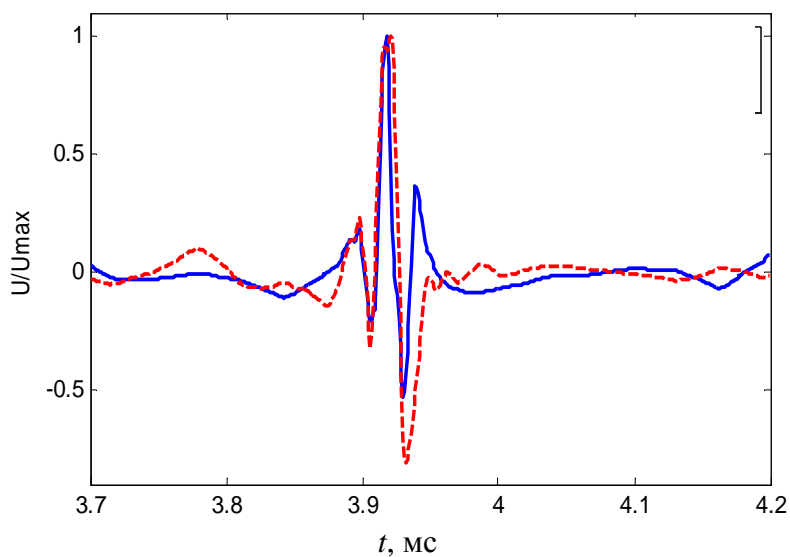


Рис. 2.21. Кардіоцикл плоду, виявлений з неінвазивної абдомінальної материнської ЕКГ (—), а також кардіоцикл, що був зареєстрований одночасно з голівки плоду інвазивним шляхом (---)

Таким чином, запропонований метод виділення ЕКГ плоду з абдомінальних електрокардіосигналів матері дозволяє оцінити варіабельність серцевого ритму плоду, а також визначити морфологічні параметри кардіоциклів плоду.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Jana L. Early Fetal Heart Development: 0-9 Weeks. The Dr. Spock Company [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://www.drspock.com/article/0,1510,5287,00.html>
2. Sameni R. A Review of Fetal ECG Signal Processing: Issues and Promising Directions/ Sameni R., Cilliford G.// The Open Pacing, Electrophysiology and Therapy Journal. — 2010. — Vol 5. — P. 4 — 20.
3. Lawrence C.D. Fetal Heart Development [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://user.gru.net/clawrence/vccl/chpt1/embryo.htm>
4. Stinstra J. Reliability of the fetal magnetocardiogram. — PhD dissertation. — University of Twente, Enschede, The Netherland. — 2001. [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://doc.utwente.nl/35964/>
5. Physiology, Cardiovascular Consultants [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://www.cardioconsult.com/Physiology/>
6. Воскресенский С.Л. Оценка состояния плода. Кардиотокография. Допплерометрия. Биофизический профиль: учеб. пособие./ С.Л. Воскресенский // Минск: Книжный Дом. — 2004. — 304 с.
7. Amer-Wahlin. Foetal ECG and STAN technology – a review / Amer-Wahlin, B.Yli, S. Alurkumaran // Eur. Clin. Obstet. Gynaecol. — 2005. — P. 61—73.
8. Amer-Wahlin. Fetal electrocardiogram: ST waveform analysis in intrapartum surveillance/ Amer-Wahlin, S. Arulkumaran, H. Hagberg, K. Maršál, and G.H. Visser// BJOG. — 2007. — Vol. 114(10). — P. 1191 — 1193.
9. Kazmi T. ST Analysis of the Fetal ECG, as an Adjunct to Fetal Heart Rate Monitoring in Labour: A Review/T. Kazmi, F. Radfer, and S. Khan// Oman Med J. — 2012. — Vol. 27(5). — P. 415 — 417.
10. STAN [Електронний ресурс] / Режим доступу: 178

<http://www.okbmedical.com/fetal/>

11. Hokegard K.H. Myocardial metabolism in relation to electrocardiographic changes and cardiac function during graded hypoxia in the fetal lam/ K.H. Hokegard, B.O. Eriksson, I. Kjellmer, R. Magno, K.G. Rosen // Act. Physiol. Scand. — 1981. — Vol. 113(1). — P. 1 — 7.
12. Wohlfart B. A simple model for demonstration of STT changes in ECG// Eur Heart. — 1987. — Vol. 8 (4). — P. 409 — 416.
13. Greene K.R. Changes in the ST waveform of the fetal lamb electrocardiogram with hypoxemia/ K.R. Greene, G.S. Dawes, H. Lilja, K.G. Rosen// Am J Obstet Gynecol. —1982. — Vol. 144. — P. 950 — 957.
14. Смирнов А.Г. Способ трансабдоминальной регистрации электрокардиограммы плода/ Смирнов А.Г., Бурсиан А.А., Еникеев Б.В.// Патент №2284748 от 10.10.2006 года.
15. Plonsey R. Bioelectricity: A Quantitative Approach, 3rd edition/ R. Plonsey, R.C. Barr// Springer. — 2007. — 528 p.
16. McSharry P.E. A Dynamic Model for Generating Synthetic Electrocardiogram Signals/ McSharry P.E., Clifford G.D., Tarassenko L., Smith L.A. // IEEE Trans. Biomed. Eng. — 2003. — Vol. 50. — P. 289 — 294.
17. Matonia A. Modelling of Non-invasively Recorded Maternal and Fetal Electrocardiographic Signals/ A. Matonia, J. Jezewski, T. Kupka, J. Wrobel [et al.]// Biocybernetics and Biomedical Engineering. — 2005. — Vol. 25. — P. 27 — 39.
18. Sameni R. Multichannel ECG and Noise Modeling: Application to Maternal and Fetal ECG Signals/ Sameni R., Clifford G. D., Jutten C., Shamsollahi M. B.// EURASIP Journal on Advances in Signal Processing. — 2007. — 14 p.
19. Ivanushkina N. Fetal Electrocardiogram Extraction from Maternal Abdominal Signals/ Ivanushkina N., Ivanko K., Lysenko E., Borovskyi I., Panasiuk O.//

- Proceedings of the International Conference “Electronics and Nanotechnology” — Kyiv, 2014. — P. 334 — 338.
20. Almagro S. A New Mother Wavelet for Fetal Electrocardiography to Achieve Optimal Denoising and Compressing Results / S. Almagro, M. M. Elena, M. J. Bastiaans, J. M. Quero // *Computers in Cardiology*. — 2006. — Vol. 33. — P. 157 — 160.
 21. Karvounis E. C. Fetal Heart Rate Extraction from Composite Maternal ECG Using Complex Continuous Wavelet Transform/ E. C. Karvounis, C. Papaloukas, D. I. Fotiadis, L. K. Michalis// *Computers in Cardiology*. — 2004. — Vol. 31. — P. 737 — 740.
 22. Singh B. N. Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal denoising/ B. N. Singh, A. K. Tiwari// *Digital Signal Processing*. — 2006. — Vol. 16. — P. 275 — 287.
 23. Mochimaru F. Detecting the Fetal Electrocardiogram by Wavelet Theory-Based Methods/ F. Mochimaru, Y. Fujimoto, Y. Ishikawa // *Progress in Biomedical Research*. — 2002. — Vol. 7. — No. 3. — P. 185 — 193.
 24. Nandhini P. Literature Review of Fetal ECG Extraction / P. Nandhini, T. Meeradevi // *Bonfring International Journal of Advances in Image Processing*. — 2012. — Vol. 2. — P. 55 — 62.
 25. Choi S. Blind source separation and independent component analysis: A review/ S. Choi, A. Cichocki, H.M. Park, S.Y. Lee// *Neural Information Processing*. — 2005. — Vol. 6 (1). — P. 1— 57.
 26. Vullings R. Non-invasive fetal electrocardiogram: analysis and interpretation/ R.Vullings//Eindhoven: Technische Universteit Eindhoven. — 2010. — 225 p.
 27. Vrins F. Improving Independent Component Analysis Performance by Variable Selection/ Vrins F., Lee J.A., Verleysen M., Vigneron V., Jutten C. // *Neural Network for Signal Processing*. — Toulouse, 2003. — P. 359 — 368.
 28. Vrins F. Sensor Array and Electrode Selection for Non-invasive Fetal Electrocardiogram Extraction by Independent Component Analysis// F.Vrins,

- C. Jutten, M. Verleysen// Independent Component Analysis and Blind Signal Separation. Lecture Notes in Computer Science. — 2004. — Vol. 3195. — P. 1017 — 1024.
29. Шульгин В.И. Метод регистрации и анализа электрокардиограммы плода в ходе беременности /В.И.Шульгин, А.В.Токарев// Радіоелектронні і комп'ютерні системи. — 2008. — №3(30). — С. 66 — 75.
30. B. Azzerboni. A New Approach Based On Wavelet-ICA Algorithms For Fetal Electrocardiogram Extraction/ B. Azzerboni, F. La Foresta, N. Mammone, F. C. Morabito // In proceeding of: European Symposium on Artificial Neural Networks. — 2005. — P. 193 — 198.
31. Database for the Identification of Systems (DaISy) [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://homes.esat.kuleuven.be/~smc/daisy>
32. PhysioBank [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://www.physionet.org/physiobank/>
33. Abdominal and Direct Fetal Electrocardiogram Database [Електронний ресурс] / Режим доступу: <http://www.physionet.org/physiobank/database/adfecgdb>

ВИСНОВКИ

При розробці діагностичних електрокардіологічних систем нового покоління реалізуються математичні методи аналізу ЕКГ, які використовують складні перетворення для оцінювання параметрів електричних потенціалів міокарда, засновані на біофізиці та електрофізіології серця.

Перспективним напрямком для цифрової обробки низькоамплітудних компонент електрокардіосигналів, які являють собою сигнали незалежних джерел електричної активності серця, є неінвазивні технології електрокардіографії високого розрізнення. Ці технології включають комбіновані методи, засновані на створенні власних підпросторів сигналів і шуму шляхом розкладу в базисі власних векторів, аналізу головних компонент, аналізу незалежних компонент і вейвлет-аналізу.

При застосуванні комбінованих методів є можливість не тільки приймати рішення про наявність або відсутність пізніх потенціалів в досліджуваному електрокардіосигналі, а й оцінювати зміни в патерні всіх низькоамплітудних компонент ЕКГ після проведення терапевтичних або хірургічних антиаритмічних процедур, що дозволяє судити про ефективність лікування аритмій та виконувати ранню діагностику захворювань серцево-судинної системи.

Неінвазивні комбіновані методи виділення фетальної ЕКГ з абдомінальних електрокардіосигналів матері дозволяють визначити як варіабельність серцевого ритму, так і морфологічні параметри кардіоциклу плоду, що дає можливість оцінювати функціональний стан плоду протягом всієї вагітності.

Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько

**ЦИФРОВА ОБРОБКА НИЗЬКОАМПЛІТУДНИХ
КОМПОНЕНТ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ**