

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

ЕЛЕКТРОННІ МЕДИЧНІ СИСТЕМИ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ

Комп'ютерний практикум

Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
як навчальний посібник для здобувачів ступеня магістра
за освітньою програмою «Електронні мікро-і наносистеми та технології»
спеціальності 176 Мікро-та наносистемна техніка

Електронне мережеве навчальне видання

Київ
КПІ ім. ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО
2023

УДК 681.5.08
Е45

Укладачі: *Іванушкіна Наталія Георгіївна*, канд. техн. наук, доц.
Іванько Катерина Олегівна, канд. техн. наук, доц.
Карплюк Євгеній Сергійович, канд. техн. наук, доц.
Шуляк Олександр Петрович, канд. техн. наук, доц.

Рецензент *Коваль В.М.*, канд. техн. наук, доц., доц. кафедри мікроелектроніки

Відповідальний редактор *Тимофєєв В. І.*, д-р техн. наук, проф.

*Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
(протокол № X від DD.MM.YYYY р.)
за поданням вченої ради факультету електроніки
(протокол № 11/2023 від 20.11.23 р.)*

Е45 Електронні медичні системи для діагностики та лікування [Електронний ресурс]: комп'ютерний практикум: навч. посіб. для здобувачів ступеня магістра за освіт. програмою «Електронні мікро- і наносистеми та технології» спец. 176 Мікро-та наносистемна техніка / КПІ ім. Ігоря Сікорського; уклад.: Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько, Є.С. Карплюк, О.П. Шуляк. – Електрон. текст. дані (1 файл). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. – 84 с.

Навчальний посібник призначений для здобувачів ступеня магістра за освітньо-науковою програмою «Електронні мікро- і наносистеми та технології» спеціальності 176 Мікро-та наносистемна техніка для методичного забезпечення лабораторного практимуму «Електронні медичні системи для діагностики та лікування». В посібнику викладено теоретичні відомості та завдання до практичних робіт, присвячених розробці біомедичних електронних систем для лікування, реабілітації та життєзабезпечення, накопичення досвіду їх використання в практичній діяльності та набуття навичок їх проектування, наладки та експлуатації. Комп'ютерний практикум складається з 5 практичних робіт.

УДК 681.5.08

Реєстр. № НП XX/XX-XXX. Обсяг X,X авт. арк.

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
проспект Берестейський, 37, м. Київ, 03056
<https://kpi.ua>

Свідоцтво про внесення до Державного реєстру видавців, виготовлювачів
і розповсюджувачів видавничої продукції ДК № 5354 від 25.05.2017 р.

© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023

ЗМІСТ

ВСТУП.....	4
Порядок виконання практичних робіт та оформлення звіту.....	5
<i>Практична робота № 1. Застосування методів обробки електрокардіосигналів в електронних медичних системах електрокардіографії високого розрізнення.....</i>	<i>7</i>
<i>Практична робота № 2. Застосування методів цифрової обробки зображень в електронних медичних системах ультразвукової діагностики на прикладі виявлення хромосомних патологій плоду.....</i>	<i>34</i>
<i>Практична робота № 3. Застосування методів реконструкції томографічних зображень в електронних медичних системах інтроскопії.....</i>	<i>50</i>
<i>Практична робота № 4. Проєктування засобів систем моніторингу пацієнта у реальному часі</i>	<i>57</i>
<i>Практична робота № 5 Комунікаційне та інформаційне забезпечення теледіагностики пацієнта за даними коронарографії.....</i>	<i>66</i>
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	83

ВСТУП

Дисципліна «Електронні медичні системи для діагностики та лікування» призначена для здобувачів ступеня магістра за освітньо-науковою програмою «Електронні мікро-і наносистеми та технології» спеціальності 176 Мікро-та наносистемна техніка. Метою дисципліни є отримання теоретичних знань та навичок практичного застосування електронних систем біомедичного призначення.

Дисципліна «Електронні медичні системи для діагностики та лікування» базується на знаннях, набутих під час вивчення вищої математики, основ техніки вимірювань, схемотехніки, теорії сигналів, ймовірнісних основ обробки даних, біофізики.

Згідно з вимогами освітньо-наукової програми студенти після засвоєння навчальної дисципліни мають отримати знання щодо будови і призначення електронних медичних систем для діагностики та лікування, а також здобути навички обробки, перетворення та аналізу біомедичних сигналів і зображень, створення прикладних програм біомедичного призначення.

Студенти набудуть навичок дослідження систем та органів людини, розподілених систем моніторингу і діагностики, телемедичних систем, побудови електронних медичних систем для діагностики та лікування. Ці навички студенти зможуть використовувати у практичній діяльності для розроблення біомедичних електронних систем різного призначення. Вони набудуть компетентності самостійного здійснення наукових досліджень в галузі систем підтримки прийняття рішень у біомедицині.

ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ ПРАКТИЧНИХ РОБІТ ТА ОФОРМЛЕННЯ ЗВІТУ

1. Допуск до виконання роботи

Для допуску до виконання практичної роботи студент повинен знати основні теоретичні відомості щодо роботи, яку він буде виконувати, бути знайомим з порядком виконання роботи, уявляти, які результати мають бути отримані в роботі. В кінці кожного заняття студент повинен пред'явити результати, які були отримані ним протягом практичної роботи в класі. В разі виявлення незадовільної роботи протягом заняття та відсутності результатів роботи, студент вважається таким, що недопущений до виконання роботи і повинен виконати її в інший час.

2. Здача роботи

На визначеному викладачем занятті студент повинен надати оформлений протокол виконаної роботи з результатами і висновками. Всі обов'язкові завдання повинні бути виконані. Також необхідно мати програмний код роботи на мові Python. Захист відбувається разом з перевіркою працездатності програми. З використанням звіту та програмного коду проводиться співбесіда по теоретичним питанням, результатам та виконанню роботи. В разі правильних відповідей робота вважається виконаною та зарахованою.

3. Вимоги до звітів

Звіти до практичних робіт надаються в електронному вигляді.

- звіт до практичної роботи оформлюється один на кожного студента;
- у звіті практичної роботи повинні бути викладені: мета роботи, текст завдання, лістінг коду програми, належно оформлені графіки та рисунки, висновки;
- у звіті практичної роботи повинні бути відображені результати виконання всіх пунктів завдання;
- лістінг коду програми повинен містити код для виконання всіх пунктів завдання з усіма повтореннями;

- висновки не повинні дублювати завдання та мету роботи, а повинні містити оцінку та аналіз результатів, отриманих у практичній роботі, порівняння практичних результатів з теоретичними положеннями, власні міркування щодо можливих причин розбіжностей.

4. Титульний аркуш звіту

Титульний аркуш звіту повинен містити:

- назву факультету/інституту;
- назву дисципліни;
- номер та назву практичної роботи;
- ім'я та прізвище студента, шифр та номер його групи.

ПРАКТИЧНА РОБОТА №1
ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ ОБРОБКИ
ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ В ЕЛЕКТРОННИХ МЕДИЧНИХ
СИСТЕМАХ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЇ ВИСОКОГО РОЗРІЗНЕННЯ

1. Мета роботи

Метою роботи є отримання навичок дослідження електронних систем біомедичного призначення на прикладі системи електрокардіографії високого розрізнення, а також розробка прикладних програм обробки електрокардіосигналів із застосуванням спектрального аналізу та вейвлет-аналізу.

2. Теоретичні відомості

Розвиток засобів цифрової обробки біомедичних сигналів і впровадження інформаційних технологій у медичну практику створюють умови для вдосконалення діагностичних методів у кардіології [1-3]. Неінвазивне виявлення маркерів електричної нестабільності міокарда з метою прогнозування порушень ритму серця потребує особливої уваги. Вважається, що перші ознаки електричної нестабільності серця відображають виснаження регуляторних систем на рівні окремих клітин міокарда. Зміни енергетичних та метаболічних процесів, що виникають у разі порушення електричної стабільності міокарда на клітинному і субклітинному рівні, а також мікроструктурні порушення, неможливо виявити за допомогою традиційних клініко-фізіологічних методик функціональної діагностики [4-7]. Ці зміни на першому етапі захворювання частіше за все не проявляються клінічно. Розроблення методів виявлення ранніх ознак порушень роботи серця дозволить не тільки повідомити про розвиток захворювання, але й у разі правильного лікування допоможе запобігти патологічному перебігу процесів [8-9].

Використання спеціальних технічних засобів реєстрації електрокардіограми (ЕКГ) та методів цифрової обробки сигналів дозволяє виділити з електрокардіосигналу інформацію, яку неможливо отримати шляхом аналізу стандартної електрокардіограми. До задачі дослідження тонкої структури ЕКГ належить виявлення порушення електричної гомогенності міокарда на основі реєстрації ранніх та пізніх потенціалів передсердь і шлуночків (РПП, ППП, РПШ, ППШ) системами електрокардіографії високого розрізнення (ЕКГ ВР). Наявність РПП, ППП, РПШ, ППШ пов'язують з підвищеною вірогідністю розвитку небезпечних для життя порушень ритму серця (рис. 1.1).

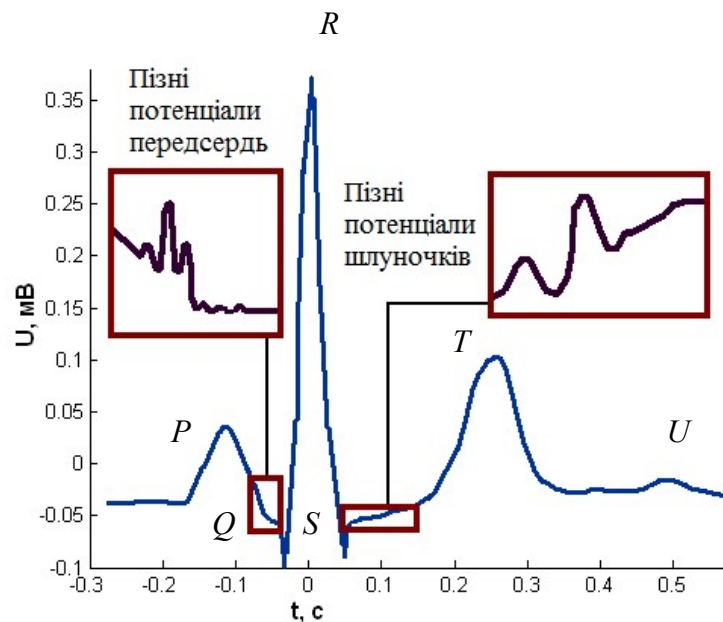


Рис. 1.1. Локалізація пізніх потенціалів передсердь та шлуночків на ЕКГ

Особливо складним є дослідження пізніх потенціалів передсердь (ППП), які спостерігаються як високочастотні мікросплески наприкінці зубця Р та мають амплітуду, близьку до амплітуди шумових складових кардіосигналу. ППП відображають наявність уповільненої фрагментованої деполяризації передсердь і являють собою маркери електрофізіологічних порушень міокарда, які призводять до таких надшлуночкових аритмій як фібриляція передсердь і пароксизмальна передсердна тахікардія. Ці низькоамплітудні складові ЕКГ неможливо виявити без застосування методів цифрової обробки сигналів [8, 10-12].

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

- 1) ефект поляризації електродів, що призводить до зміщення нульового рівня сигналу;
- 2) квазігармонійний процес, представлений складовими напруги промислової частоти;
- 3) артефакти зміщення електродів, що створюють викиди випадкової амплітуди і тривалості;
- 4) електрофізіологічні перешкоди (наприклад, активація скелетної мускулатури, дихальні коливання).

У 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. Таке усереднення великої кількості ідентичних кардіоциклів покладено в основу методу сигнал-усередненої ЕКГ або ЕКГ високого розрізнення (ЕКГ ВР). 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. 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.

Для реалізації методу ЕКГ ВР можливим є усереднення кардіоциклів з синхронізацією за Р, 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 бере участь у аналізі за умови коефіцієнту кореляції не менше 0,95.

Згідно зі стандартними вимогами до аналізу пізніх потенціалів у системах ЕКГ ВР для перетворення аналогового сигналу у цифровий повинен використовуватися аналого-цифровий перетворювач (АЦП), частота дискретизації якого складає не менше 1000 Гц, а розрядність – 12 біт. Виявлення ППП, РПП, ППШ, РПШ може ґрунтуватися на застосуванні широкого класу алгоритмів – від загальноприйнятого аналізу у часовій та частотній областях до складних процедур розпізнавання образів.

Розроблений на кафедрі електронної інженерії експериментальний зразок системи ЕКГ ВР побудований на базі зовнішнього пристрою реєстрації та ноутбука. Система дозволяє проводити реєстрацію електрокардіосигналів із відображенням процесу реєстрації у реальному часі, а також збереження запису ЕКГ з можливістю подальшої обробки різними методами (рис. 1.2, 1.3). Розрядність АЦП складає 13 біт, а частота дискретизації — 2 кГц. Системою реалізуються такі функції як: реєстрація ЕКГ, попередня обробка (усунення тренду, фільтрація 35 і 50 Гц), пошук QRS комплексів, виділення кардіоциклів та їх синхронізація за R зубцем, отримання усереднених кардіоциклів. Також у системі присутні модулі з такими алгоритмами обробки електрокардіосигналів як часовий, спектральний, масштабно-часовий аналіз, обробка ЕКГ у власних підпросторах. З метою виявлення ППП у складі ЕКГ здійснюється аналіз термінальної частини усереднених Р зубців з використанням часових вікон 30 мс, 20 мс і 10 мс.

В процесі *спектрального аналізу* оцінюються зміни амплітудно-частотних характеристик певної ділянки біомедичного сигналу, для чого використовують метод перетворення Фур'є, за допомогою якого сигнал можна розкласти на складові коливання різної частоти і амплітуди.

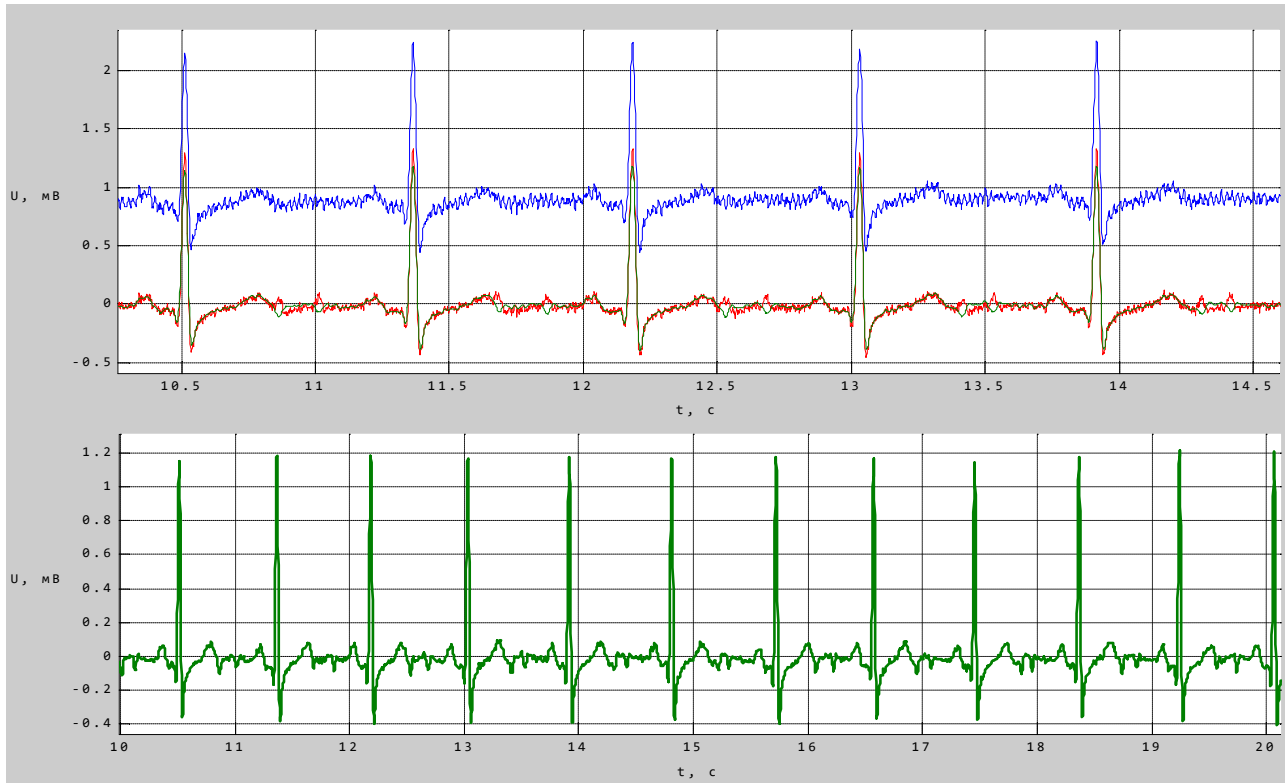


Рис. 1.2. Результати роботи експериментального зразка системи ЕКГ ВР

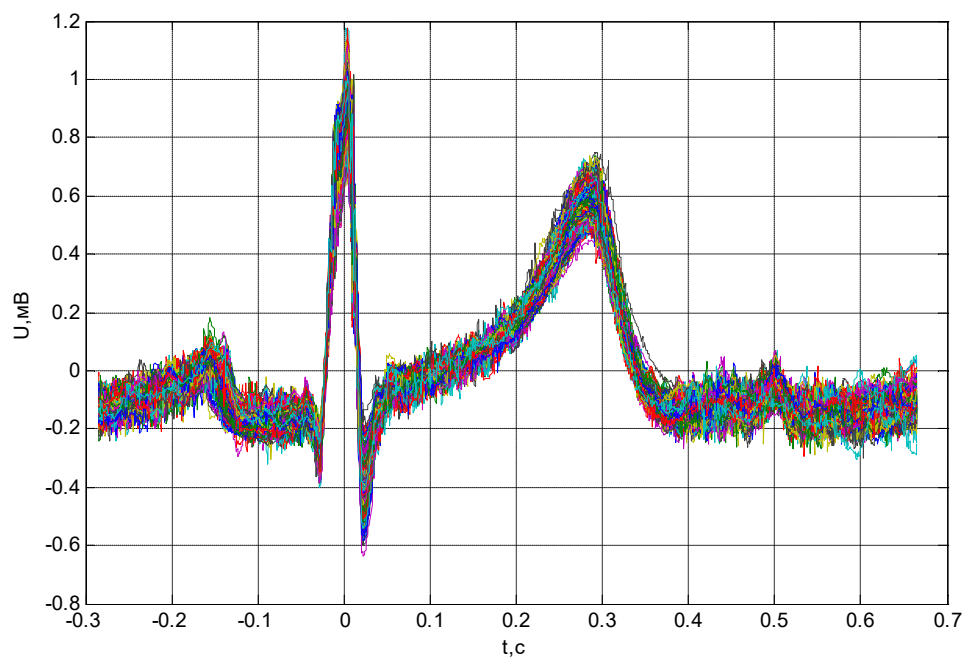


Рис. 1.3. Результати роботи експериментального зразка системи ЕКГ ВР: накопичення 320 кардіоциклів з синхронізацією за R зубцем

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

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

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

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

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

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:

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

Швидке перетворення Фур'є (ШПФ) дозволяє скоротити кількість арифметичних дій при звичайному ДПФ у два рази, 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 у разі використання швидкого перетворення Фур'є — сигнал повинен бути періодичним і неперервним, що не виконується у процесі 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 допускається, що це «вікно» ЕКГ сигналу постійно повторюється без переривання іншими зубцями (P , T), комплексом QRS та ізоелектричним інтервалом TP . Точність локалізації низькоамплітудного сигналу у 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 вимірювання енергії в обраному діапазоні частот впливає явище спектрального «витоку». Енергія досліджуваної частотної смуги «витікає» частково у суміжні частоти, тим самим зменшуючи точність її вимірювання. «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 такі: 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 (рис. 1.4), 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.

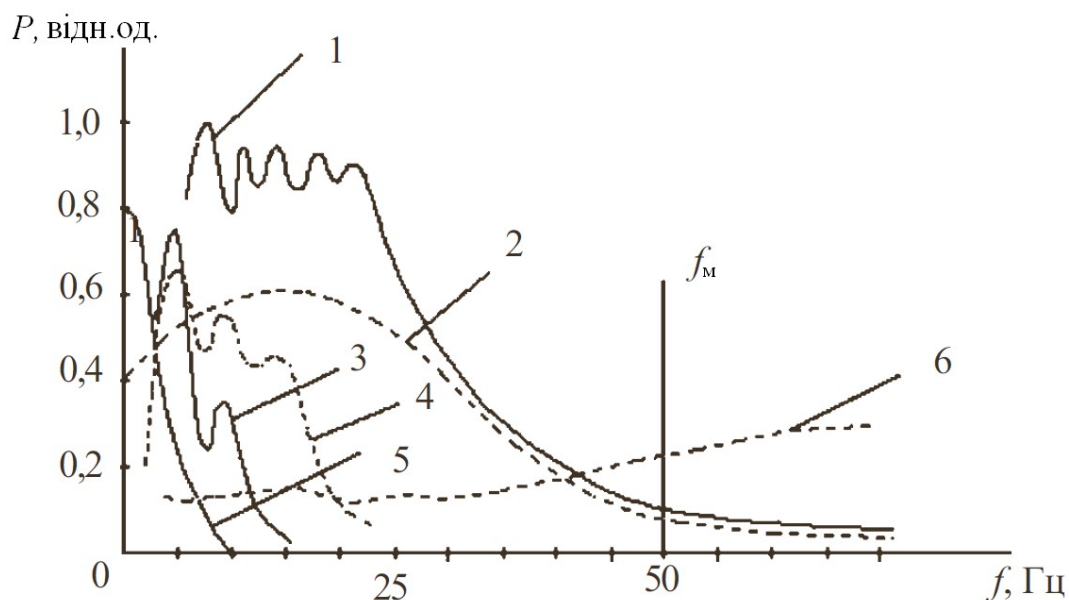


Рис. 1.4. Характеристики відносної спектральної щільності потужності ЕКГ сигналу і шумів:

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

Існує зв'язок між наявністю діагностично важливих низькоамплітудних сплесків у ЕКГ — РПП, ППП, РПШ, ППЖ — і підвищенням частки високочастотних складових спектра електрокардіосигналу. Відповідно, у пацієнтів без цих сплесків частка високочастотних складових нижча, ніж у пацієнтів з їх наявністю. Для визначення кількісного значення відмінностей спектрів ЕКГ сигналу у нормі та у разі патології проводиться аналіз співвідношень енергії сигналів у смугах високих і низьких частот. У спектрі

виділяється, наприклад, дві смуги частот і обчислюється відношення енергії сигналу у смузі високих частот до енергії сигналу в смузі нижніх частот:

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

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

де f_{L1}, f_{L2} – нижня та верхня граничні частоти у смузі нижніх частот спектра сигналу, що відповідає інтервалу усередненого кардіоциклу, який досліджується;

f_{H1}, f_{H2} – нижня та верхня граничні частоти у смузі верхніх частот спектра сигналу, що відповідає інтервалу усередненого кардіоциклу, який досліджується;

$\bar{F}$ – Фур'є-образ дискретного сигналу, що відповідає інтервалу усередненого кардіоциклу, який досліджується;

P – спектральна щільність потужності, розрахована для інтервалу усередненого кардіоциклу, який досліджується.

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

$$\tilde{K}_{H/L} = \frac{\sum_{i=f_{H1}}^{f_{H2}} P_i}{\sum_{i=f_{L1}}^{f_{L2}} P_i}. \quad (2.12)$$

Метод ШПФ під час оцінювання енергії спектра частотних складових ЕКГ сигналу має ряд недоліків:

1) наявність спектрального «витоку» у разі 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 сегмента, який аналізується;

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

Принцип метода спектрально-часового картування, заснований на локальному перетворенні Фур'є, полягає в обчисленні спектру з використанням «вікна», що рухається вздовж часової вісі у кінцевій частині P зубця під час виявлення ППП або у кінцевій частині комплексу QRS і вздовж сегмента ST під час виявлення ППШ:

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

де $g(t)$ – функція вікна, $S(t)$ – ділянка кардіосигналу, що досліджується. За результатами розрахунків будується тривимірний графік частоти, часу і амплітуди. Недоліком методу є можливість впливу різних шумів на результати дослідження.

Обмеженням спектрального методу аналізу є неможливість визначення точної локалізації конкретної частотної складової кардіосигналу у часі. На відміну від перетворення Фур'є, **вейвлет-перетворення** забезпечує двовимірну розгортку: 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 за частотними складовими, 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 [8-9].

Вейвлет-перетворення є багаторівневим аналізом, ефективним для дослідження сигналів, що містять високочастотні компоненти короткої тривалості і протяжні низькочастотні компоненти. Дана особливість підходить для задачі виявлення низькоамплітудних високочастотних складових

кардіосигналу та їх аналізу незалежно від високоамплітудних низькочастотних зубців.

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

Неперервне вейвлет-перетворення (НВП) визначається як:

$$W_{\psi}(a,b) = \langle f(t), \psi_{a,b}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{a,b}^*(t) dt = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad a, b \in \mathbf{R}, \quad a \neq 0, \quad (1.14)$$

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

$*$ — оператор комплексного спряження;

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

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right), \quad (1.15)$$

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 є набором масштабованих (розтягнутих або стиснутих, у залежності від значення параметра a) і зміщених (у 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, певною мірою локалізований на частотній вісі. Вимоги до материнських вейвлет-функцій визначаються можливістю відновлення вихідного сигналу $f(t)$ за його вейвлет-спектром $W_{\psi}(a,b)$.

Реконструкція сигналу виконується за формулою зворотнього неперервного вейвлет-перетворення:

$$f(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} W_\psi(a, b) \psi_{a,b}(t) \frac{da db}{a^2}, \quad (1.16)$$

де C_ψ — константа, що залежить від обраного вейвлета.

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. 1.5).

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.

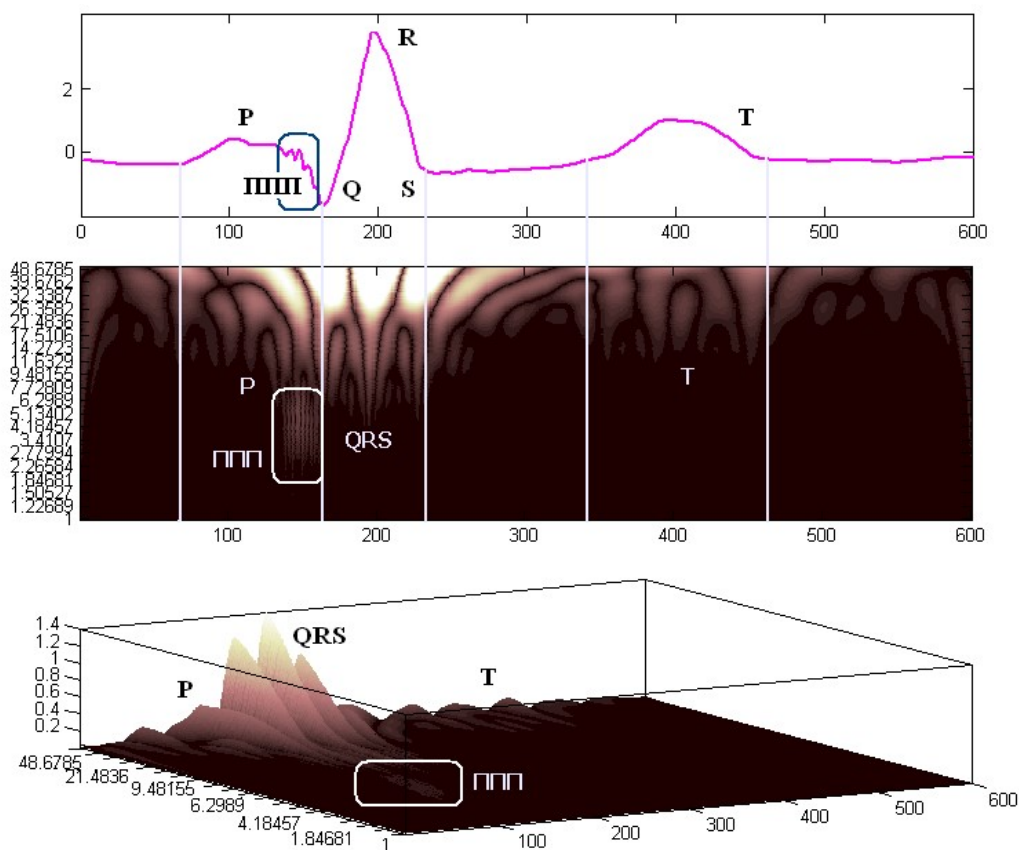


Рис. 1.5. Аналіз ЕКГ за допомогою НВП:

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

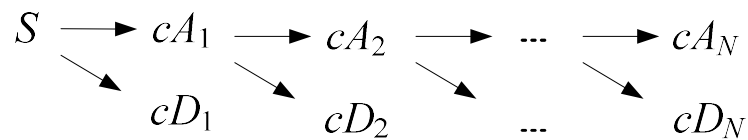


Рис. 1.6. Дерево дискретного вейвлет-розкладу сигналу S до рівня N

У разі багаторівневого дискретного вейвлет-розкладу (ДВР) електрокардіосигналу визначаються коефіцієнти апроксимації cA , які представляють згладжений сигнал для контурного аналізу ЕКГ, і коефіцієнти деталізації cD , що описують високочастотні флуктуації електрокардіосигналу. Для аналізу ЕКГ сигналу на різних масштабах використовуються деревовидно з'єднані фільтри нижніх і верхніх частот з різними частотами зрізу.

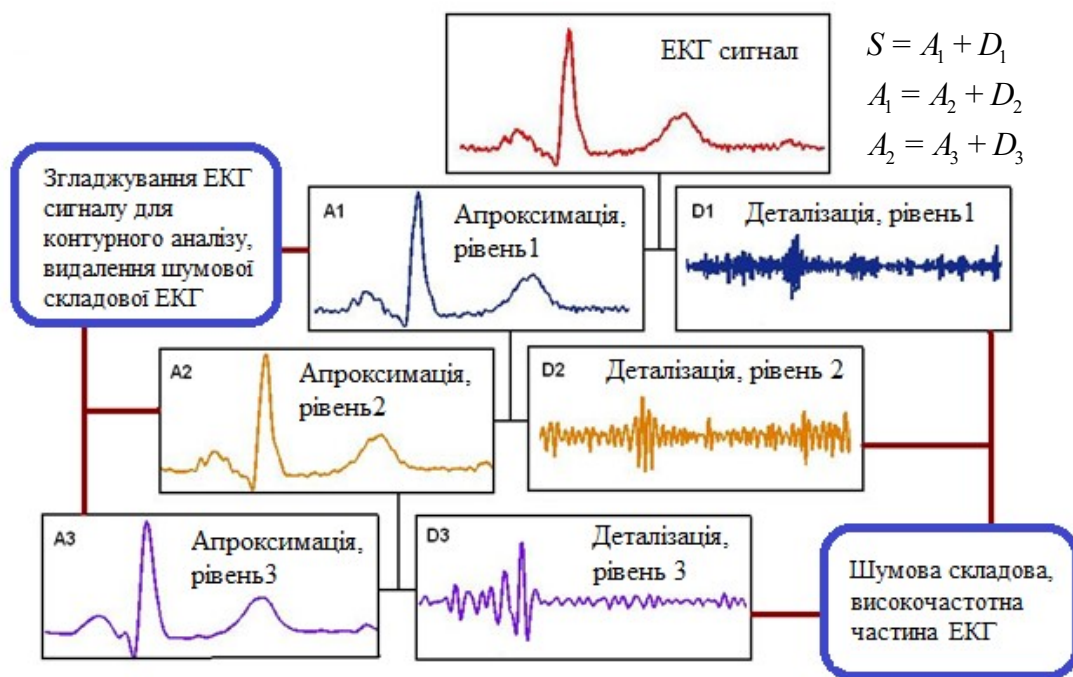


Рис. 1.7. Принцип вейвлет-розкладу ЕКГ сигналу

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 . На наступному кроці розкладаються

коефіцієнти апроксимації cA_1 на дві частини, з одержанням cA_2 та cD_2 і далі до необхідного рівня розкладання N (рис. 1.6).

Таким чином, у процесі відновлення сигнал S представляють як суму апроксимуючої складової, яка визначається за коефіцієнтами апроксимації N -го рівня вейвлет-розкладання (a_N) і всіх деталізуючих складових, що визначаються за коефіцієнтами деталізації рівнів ДВР з 1 по N ($d_N, d_{N-1}, \dots, d_1$) (рис. 1.7):

$$S = a_N + d_N + d_{N-1} + \dots + d_1 \quad (1.17)$$

Видалення шуму, компресія і згладжування ЕКГ сигналів за допомогою вейвлет-перетворення базуються на тому, що багаторівневе вейвлет-розкладання кардіосигналу дозволяє відокремити вейвлет-коефіцієнти, які відповідають за шумові складові, і відновити сигнал без цих завад.

Шумові складові ЕКГ сигналу відображаються головним чином в коефіцієнтах деталізації вейвлет-розкладання, тому у разі видалення шуму зазвичай обробляють ці коефіцієнти. Найпростіший спосіб видалення шуму полягає у тому, щоб зробити нульовими значення коефіцієнтів, які менші за деяке порогове значення. Ця процедура називається порогової обробкою (*трешолдінгом*) коефіцієнтів. Широкого поширення набули такі методи порогової обробки, як *жорсткий трешолдінг* і *м'який трешолдінг*. Під час жорсткої порогової обробки зберігаються незмінними всі коефіцієнти, які більші за значення порога τ або дорівнюють йому за абсолютною величиною, а коефіцієнти менші за значення τ обнуляються. Під час м'якої порогової обробки разом з перетворенням у нуль коефіцієнтів, за модулем менших, ніж τ , відбувається зменшення за модулем решти коефіцієнтів на величину τ .

Для розв'язання задачі зниження шумів у ЕКГ сигналі необхідно: оцінити спектральний склад шумової компоненти, вибрати тип порогової обробки (трешолдінга) і критерій розрахунку самого порога. Від вибору порогового рівня фону (оцінки дисперсії шуму) залежить якість зниження шуму у сигналі, що оцінюється у вигляді відношення сигнал/шум. Завдання малих значень

порогу τ зберігає шумовий фон у коефіцієнтах деталізації і призводить лише до незначного збільшення відношення сигнал/шум. За великих значень порогу τ можна втратити коефіцієнти, які несуть суттєву діагностичну інформацію. Пошук оптимального значення τ_0 означає знаходження такого порогу, який за найменшого спотворення корисного відновленого сигналу забезпечує найбільше значення відношення сигнал/шум.

Якість зниження шумів у ЕКГ сигналі (підвищення відношення сигнал / шум) залежить також від методу застосування трешолдінга. Використовують такі методи порогової обробки:

- *загальний трешолдінг*, що здійснюється з використанням фіксованого значення порогу τ , єдиного для всіх рівнів і коефіцієнтів деталізації ЕКГ сигналу;
- *багаторівневий трешолдінг*, що здійснюється з використанням порогу τ , значення якого змінюються від рівня до рівня;
- *локальний трешолдінг*, що здійснюється з використанням порогу τ , який відрізняється не тільки на різних рівнях розкладання, але також залежить від позиції коефіцієнтів деталізації на даному рівні.

На рис. 1.8 наведено результати глобальної порогової обробки (*Global Thresholding*) вейвлет-коефіцієнтів ЕКГ сигналу. У разі вибору симетричної вейвлет-функції “sym4” і вейвлет-розкладання до 5-го рівня сигнал стискається більш ніж у 20 разів із збереженням 98,56% початкової енергії сигналу. Незважаючи на дуже мале значення порогу (0,07315), видалено 95,7% вейвлет-коефіцієнтів. На рис. 1.9 наведено результати більш гнучкого методу – порогової обробки вейвлет-коефіцієнтів у залежності від рівня розкладання (*By Level Thresholding*). Значення порогу вибирається окремо для кожного рівня деталізуючих коефіцієнтів $d_1 - d_5$ у разі розкладання ЕКГ сигналу до 5 рівня.

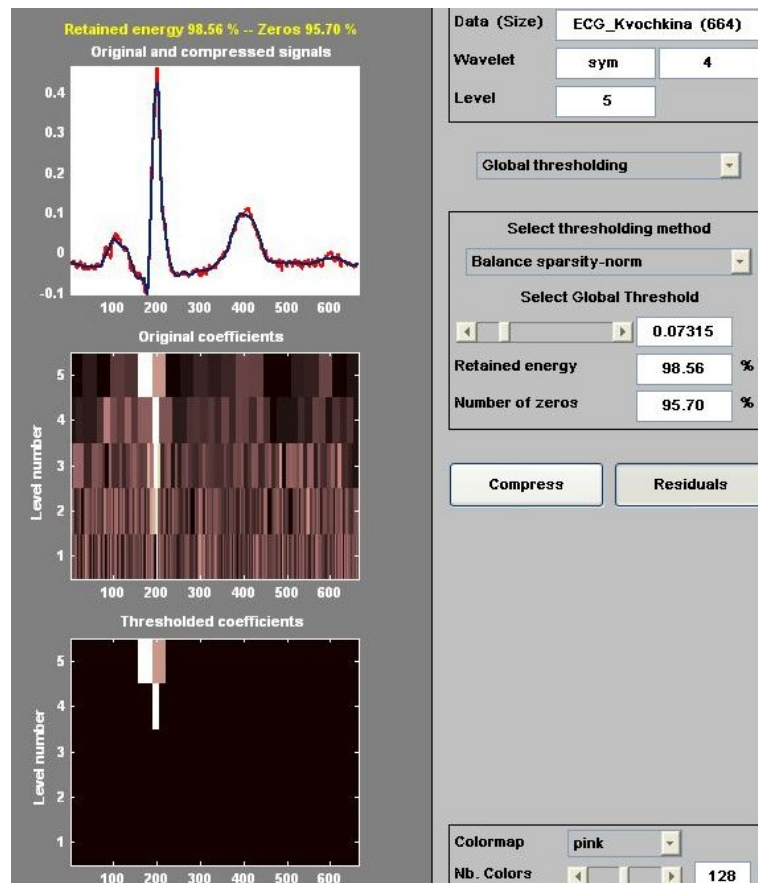


Рис. 1.8. Глобальна (жорстка) порогова обробка вейвлет-коефіцієнтів ЕКГ сигналу

Різницевий сигнал між початковою та фільтрованою ЕКГ є високочастотною компонентою, яка крім шумових складових може містити діагностично важливі мікропотенціали. Для їх виявлення необхідно дослідження статистичних характеристик високочастотної частини ЕКГ сигналу. На рис. 1.10 представлено шумову компоненту, знайдену як різницю початкового сигналу і очищеного.

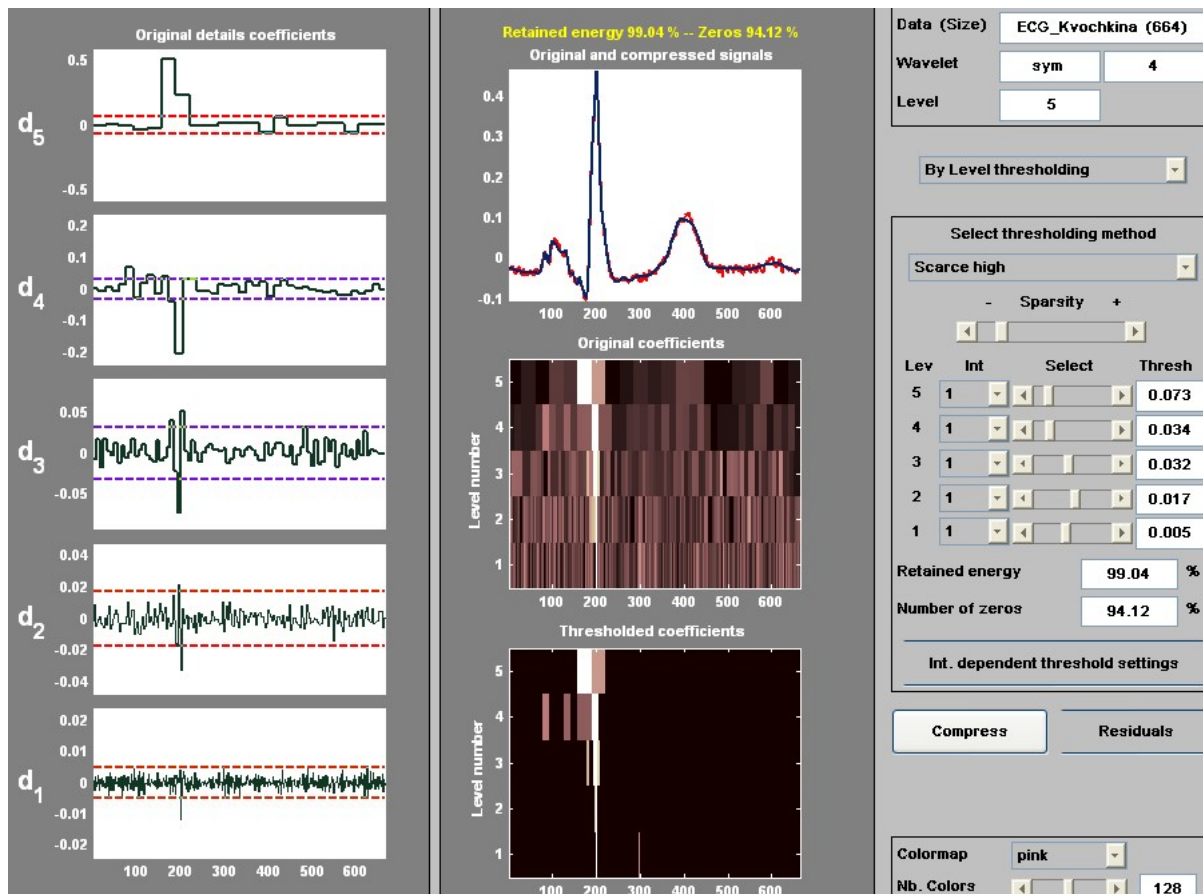


Рис. 1.9. Порогова обробка вейвлет-коефіцієнтів ЕКГ сигналу
від рівня к рівню

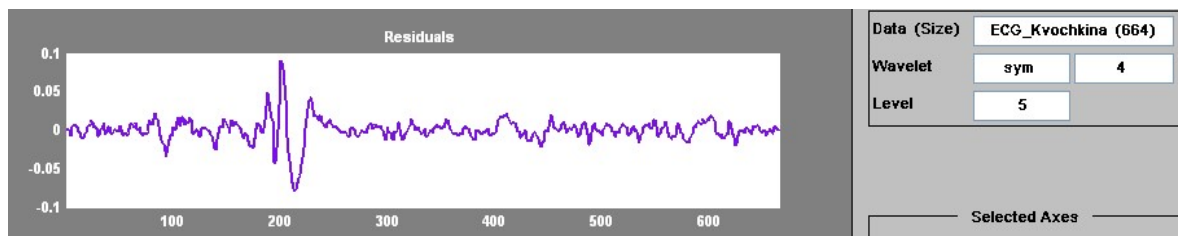


Рис. 1.10. Шумова складова ЕКГ сигналу

Для оцінки якості стиснення і відновлення ЕКГ сигналів використовуються такі показники:

а) коефіцієнт стиснення даних

$$CR = \frac{N_{bc}}{N_{ac}}, \quad (1.18)$$

де N_{bc} , N_{ac} – кількість даних до і після стиснення, відповідно;

б) середньоквадратична похибка відновлення даних

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^{m-1} (e_i - e_i^*)^2}{\sum_{i=0}^{m-1} e_i^2}}, \quad (1.19)$$

де m – кількість відліків у початковому e_i і відновленому e_i^* ЕКГ сигналі.

Слід враховувати, що значення CR і PRD залежать від обраних значень порогу для деталізуючих коефіцієнтів.

Отже, процедура обробки ЕКГ сигналу за допомогою вейвлет-перетворення, як правило, складається з таких кроків [8-9]:

1. *Декомпозиція.* Обирається вейвлет-функція і рівень розкладання N . Обчислюється вейвлет-розкладання електрокардіосигналу до рівня N .

2. *Порогова обробка деталізуючих коефіцієнтів.* Для кожного рівня від 1 до N вибирається поріг τ і застосовується порогова обробка деталізуючих коефіцієнтів.

3. *Реконструкція.* Проводиться вейвлет-реконструкція з використанням первинних апроксимуючих коефіцієнтів рівня N і модифікованих деталізуючих коефіцієнтів рівнів від 1 до N .

3. Робоче завдання

1. Реєстрація біомедичних сигналів та їх підготовка до подальшої обробки

1.1. Ознайомитися з методичним, інформаційно-алгоритмічним та технічним забезпеченням системи ЕКГ ВР, її структурно-функціональною схемою.

1.2. Для кожного зі студентів, використовуючи 3 стандартні відведення за Ейнтховеном, зареєструвати кардіосигнал у системі ЕКГ ВР протягом 5 хвилин.

1.3. Підготувати дані для подальшої цифрової обробки електрокардіосигналів шляхом формування ансамблів кардіоциклів, синхронізованих за R зубцем.

1.4. Отримати усереднений кардіоцикл **Sa**, використовуючи матрицю **Ms** – ансамбль кардіоциклів, синхронізованих за *R* зубцем.

2. Побудова математичної моделі біомедичного сигналу та її порівняння з реальним сигналом

2.1. Отримати модель експериментального електрокардіосигналу, взявши за параметри моделі значення амплітуд зубців *P*, *Q*, *R*, *S*, *T* та тривалостей інтервалів усередненого кардіоциклу з п.1.4 (рис. 1.11).

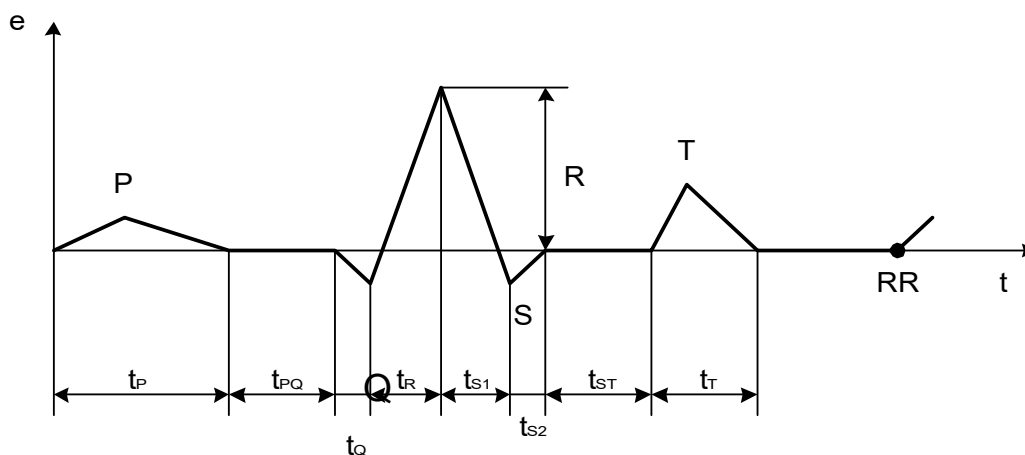


Рис. 1.11. Побудова математичної моделі електрокардіосигналу

2.2. Провести інтерполяцію моделі кардіоциклу, побудованої у п. 2.1 (використати кількість відліків часу, відповідну реальному кардіоциклу з п.1.3-1.4), за допомогою лінійної інтерполяції, інтерполяції кубічним поліномом, сплайн-інтерполяції.

2.3. Оцінити якість отриманих модельних сигналів ЕКГ за допомогою лінійного коефіцієнта кореляції (коефіцієнта кореляції Пірсона):

$$r_{XY} = \frac{\sum (X - \bar{X})(Y - \bar{Y})}{\sqrt{\sum (X - \bar{X})^2 \sum (Y - \bar{Y})^2}}, \quad (1.20)$$

де $\bar{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N X_i$, $\bar{Y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N Y_i$ – середні значення модельного ЕКГ сигналу та

усередненого кардіоциклу, відповідно.

2.4. Обрати інтерпольовану модель кардіоциклу **Sm** та сформувати матрицю **Mm** (ансамбль зі 100 кардіоциклів), де кожен із рядків є модельним кардіоциклом **Sm**.

2.5. Отримати зашумлений ансамбль кардіоциклів, де кожен кардіоцикл з п. 2.4 являє суміш сигналу з адитивним білим гаусівським шумом з відношенням сигнал/шум 30 дБ. Отримати усереднений кардіоцикл **Sma**, використовуючи зашумлений ансамбль кардіоциклів.

3. Побудова математичної моделі біомедичного сигналу з наявністю патології

3.1. Зробити зміни у модельному ЕКГ сигналі (п. 2.1-2.2), що відображають відхилення ЕКГ від норми. В якості патології додати пізні потенціали з параметрами, визначеними згідно з номером варіанту (табл. 1.1).

Таблиця 1.1 – Моделювання патології

№ вар.	Тип пізніх потенціалів	Тривалість, мс	f_1 , Гц	f_2 , Гц	f_3 , Гц	A_1 , мкВ	A_2 , мкВ	A_3 , мкВ
1	ППП	20	80	95	120	10	5	8
2	ППЖ	25	90	75	155	7	13	20
3	ППП	30	77	93	110	8	12	15
4	ППЖ	33	89	115	125	12	18	13
5	ППП	28	78	116	102	5	12	2
6	ППЖ	18	97	134	109	8	13	8
7	ППП	19	93	123	135	9	4	16
8	ППЖ	27	89	126	98	12	20	3
9	ППП	23	79	105	133	3	18	7
10	ППЖ	24	98	107	230	6	15	9
11	ППП	29	86	117	210	7	12	8
12	ППЖ	27	95	113	200	13	13	7
13	ППП	25	78	89	145	5	15	12
14	ППЖ	26	96	123	185	4	16	8
15	ППП	25	111	94	196	7	14	9

Для різних варіантів моделі пізніх потенціалів відрізняються за своїм виглядом, проте за своїми параметрами характеризують високочастотну низькоамплітудну активність у термінальній частині Р зубця для класу сигналів "патологія — наявність пізніх потенціалів". Різноманітність процесів, що є джерелами сигналів пізніх потенціалів, дозволяє застосувати різні підходи до завдання цих моделей. У найпростішому випадку в якості модельного високочастотного сигналу в термінальній частині Р зубця використовується синусоїдальна хвиля з частотою, властивою пізнім потенціалам (наприклад, 80 Гц).

Можна змодельовати пізні потенціали як суму гармонійних складових різних частот діапазону 70-240 Гц:

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

де A_1-A_n — амплітуди гармонійних складових, f_1-f_n та $\varphi_1-\varphi_n$ відповідно їх частоти та фази. На рис.1.12 наведено модельний сигнал ППП, що є сумою 3 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.

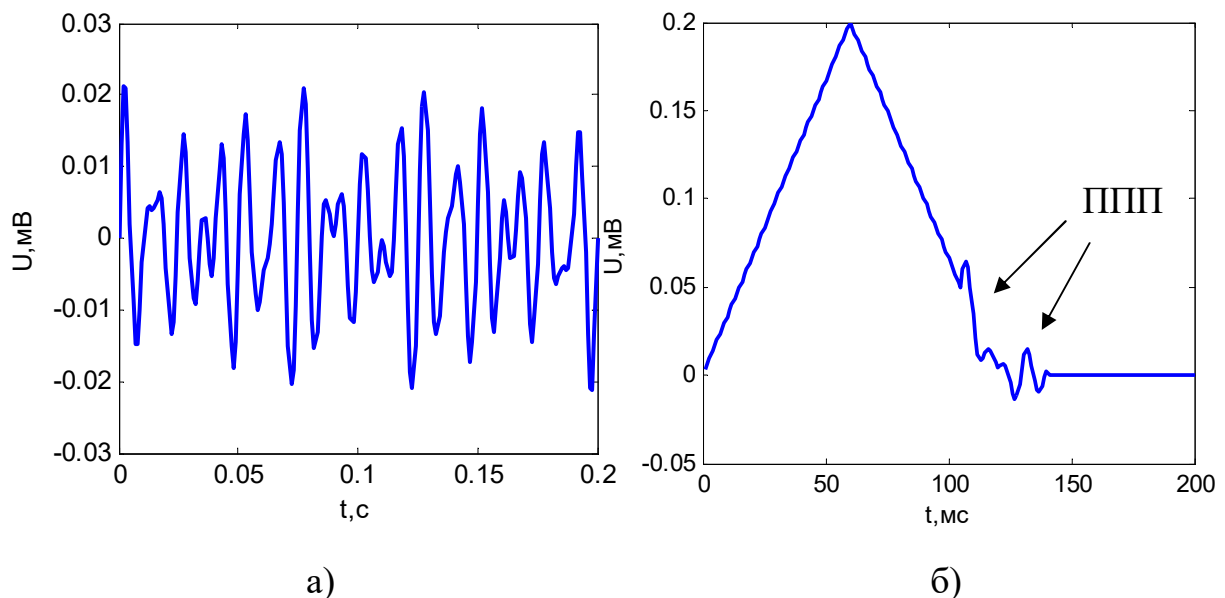


Рис.1.12. Моделювання ППП:

а) тестовий сигнал ППП, який є сумою 3 синусоїд; б) ППП у термінальній частині Р зубця

Аналіз спектрів біомедичних сигналів

4.1. Використовуючи зареєстровані у системі ЕКГ ВР кардіосигнали, для усередненого кардіоциклу та вибіркового кардіоциклу з шумом з матриці **Ms** отримати амплітудний спектр та спектр потужності.

4.2. Побудувати спектри для моделей ЕКГ сигналу у нормі, а також для модельного ЕКГ сигналу з наявністю патології. Порівняти результати.

4.3. Оцінити та порівняти співвідношення енергії сигналу в смузі високих частот до енергії сигналу у смузі нижніх частот у спектрах усередненого кардіоциклу та вибіркового кардіоциклу з ансамблю **Ms** для смуг:

- 0-70 Гц (смуга нижніх частот);
- 70-240 Гц (смуга високих частот).

4.4. Обрати таку ділянку модельного ЕКГ сигналу з наявністю патології, де спостерігається відхилення ЕКГ сигналу від норми (наприклад, кінцева частина *P* зубця). Побудувати спектр цієї ділянки для модельного ЕКГ сигналу у нормі, а також для модельного ЕКГ сигналу з наявністю патології. Порівняти результати.

4.5. Зі спектрів визначити смугу частот Δf_1 , у якій спостерігається відмінність результатів для сигналу у нормі та сигналу з відхиленням від норми. Обрати також смугу частот Δf_2 , у якій відмінність результатів спектрального аналізу є незначною. Оцінити співвідношення енергії сигналу в смузі частот Δf_1 до енергії сигналу в смузі частот Δf_2 у спектрах сигналу в нормі та сигналу з відхиленням від норми. Порівняти та пояснити результати.

5. Отримання суміші ЕКГ сигналу та шуму

5.1. Отримати суміш модельного ЕКГ сигналу, отриманого у п. 2.2, із шумовим сигналом для відношень сигнал/шум 10, 100 дБ.

5.2. Отримати суміш модельного ЕКГ сигналу з мережевою завадою 50 Гц.

5.3. Побудувати спектри цих зашумлених сигналів.

6. Дослідження можливостей спектрально-часового аналізу ЕКГ до задачі виявлення пізніх потенціалів

6.1. Для модельних сигналів ЕКГ у нормі та з наявністю патології у вигляді присутності пізніх потенціалів, а також цих сигналів з наявністю білого шуму, побудувати 2D та 3D спектрограми сигналу з використанням вікна, тривалість і перекриття якого підібрані оптимально для визначення наявності пізніх потенціалів. Спробувати декілька віконних функцій на свій вибір.

Наприклад, побудувати спектрограми:

- з вікном тривалості 10, 20 , 30 мс (без перекриття);
- з вікном тривалості 20 мс з перекриттям 50%.

Обґрунтувати свій вибір віконної функції, довжини вікна, відсотка перекриття вікон, та зробити висновки.

6.2. Побудувати функцію (з використанням `function`), яка будує 3D спектрограму, а також графік зміни у часі середньої спектральної густини потужності у заданому частотному діапазоні та часовому діапазоні для заданого ЕКГ сигналу. В якості параметрів функції передавати назву сигналу, час початку та закінчення часового проміжку з можливою наявністю пізніх потенціалів у секундах та границі частотного діапазону пізніх потенціалів, а також інші необхідні параметри. Застосувати функції `colormap` та `colorbar`.

7. Дослідження вейвлет аналізу ЕКГ до задачі виявлення пізніх потенціалів

7.1. Ознайомитися з сімейством вейвлет-функцій.

7.2. Ознайомитися з вейвлет-розкладом сигналів.

7.3. Виконати вейвлет-аналіз електрокардіографічних сигналів.

7.3.1. Виконати **неперервний вейвлет-аналіз (Continuous Wavelet 1D)** реального усередненого кардіоциклу, використовуючи різні вейвлет-функції.

3.2. Виконати неперервний вейвлет-аналіз початкового та інтерпольованого модельних сигналів ЕКГ, отриманих при виконанні п. 2.1, 2.2 (частина I), використовуючи різні вейвлет-функції.

7.3.3. Виконати неперервний вейвлет-аналіз початкового та інтерпольованого модельних сигналів ЕКГ з наявністю патології, отриманих під час виконання п. 3.1. Порівняти отримані результати з результатами вейвлет-аналізу ЕКГ сигналу у нормі. На вейвлет-скейлограмі знайти та виділити ділянку, на якій проявляється патологічне відхилення ЕКГ сигналу від норми.

7.3.4. Для модельних сигналів ЕКГ у нормі та з наявністю патології у вигляді присутності пізніх потенціалів, а також цих сигналів з наявністю білого шуму, побудувати 2D та 3D скейлограми (функція `cwt`). На основі аналізу скейлограм зробити висновки щодо відповідності властивостей сигналів у часі, їх відображення на скейлограмі. Порівняти відображення характеристик сигналів на скейлограмі та спектрограмі, зробити висновки.

7.3.5. Побудувати функцію (з використанням функції `function`), яка будує 3D скейлограму, а також графік зміни у часі суми модулів вейвлет-коефіцієнтів у заданому діапазоні масштабів, що відповідає пізнім потенціалам, для заданого модельного сигналу у нормі та за наявності пізніх потенціалів.

7.3.6. Виконати **дискретний вейвлет-аналіз (Wavelet 1D)** усередненого кардіоциклу та модельних ЕКГ сигналів у нормі та у разі наявності патології з використанням різних вейвлет-функцій та різної кількості рівнів розкладу. Знайти та виділити рівні вейвлет-розкладу, а також ділянку на часовій вісі, де проявляється патологічне відхилення ЕКГ сигналу від норми.

7.3.7. Провести порівняльний аналіз результатів вейвлет-розкладу. Визначити вейвлет-функції, використання яких найбільш доцільне для аналізу ЕКГ сигналу та виявлення патологічних змін у ньому.

8. Провести видалення шуму в ЕКГ сигналі за допомогою вейвлет-перетворення.

8.1. Отримати суміш усередненого кардіоциклу та модельних ЕКГ сигналів з мережевою завадою 50 Гц та з білим гаусівським шумом. Провести

знешумлення сигналів за допомогою “м’якої” та “жорсткої” порогової обробки коефіцієнтів вейвлет-розкладу. Порівняти ці підходи до знешумлення сигналів.

8.2. Для випадків “м’якої” та “жорсткої” порогової обробки коефіцієнтів вейвлет-розкладу отримати різницевий сигнал між зашумленою та знешумленою ЕКГ. Знайти його статистичні характеристики.

8.3. Провести стиснення ЕКГ сигналу за допомогою вейвлет-розкладу. Оцінити якість стиснення і відновлення ЕКГ сигналів за допомогою вейвлет-розкладу, використовуючи коефіцієнт стиснення даних та середньоквадратичну похибку відновлення даних.

8.4. Зробити висновки щодо доцільності використання вейвлет-розкладу для знешумлення, а також стиснення ЕКГ сигналів.

Контрольні запитання

1. Поясніть теоретичні та методичні аспекти застосування методу електрокардіографії високого розрізнення.

2. Генезис пізніх потенціалів передсердь та шлуночків.

3. Наведіть та поясніть структурну схему системи ЕКГ ВР.

4. Наведіть основні технічні характеристики системи ЕКГ ВР.

5. Що входить до складу інформаційно-алгоритмічного забезпечення системи ЕКГ ВР?

6. Які основні переваги методу часового усереднення біомедичних сигналів?

7. Для чого використовується спектральний аналіз кардіосигналів в системі ЕКГ ВР?

8. Наведіть приклади потенційних джерел інструментальних та фізіологічних артефактів, які виникають під час запису ЕКГ. Яким чином ці артефакти проявляють себе під час спектрального аналізу електрокардіосигналів? Які шляхи усунення цих перешкод або зменшення їх впливу?

9. Наведіть приклад типового електрокардіосигналу з зображенням стандартних зубців та впливу завад. Схематично намалюйте, як зміниться ЕКГ сигнал в процесі фільтрації:

а) фільтром нижніх частот з частотою зрізу 200 Гц?

б) фільтром верхніх частот з частотою зрізу 5 Гц?

10. У системі ЕКГ ВР зареєстровано електрокардіосигнал з частотою дискретизації 2000 Гц, який обмежено у полосі частот до 1000 Гц. Спектральні складові суттєвих компонент ЕКГ сигналу проявляються до 100 Гц. Цей сигнал спотворено періодичною завадою з базовою частотою 50 Гц і третьою, п'ятою та сьомою гармоніками цієї частоти. Наведіть схематично спектр електрокардіосигналу і покажіть компоненти, пов'язані з артефактами.

11. Які переваги та недоліки спектрального аналізу ЕКГ ВР?

12. Як залежить значення коефіцієнту кореляції між модельним сигналом та усередненим кардіоциклом від методу інтерполяції, що використовувався в процесі побудови моделі ЕКГ ВР?

13. Як співвідносяться енергії сигналу у смузі високих частот до енергії сигналу у смузі нижніх частот у спектрах усередненого, вибіркового, а також модельних кардіоциклів?

14. Особливості неперервного вейвлет-перетворення ЕКГ сигналів.

15. Особливості дискретного вейвлет-перетворення ЕКГ сигналів.

16. У чому полягають переваги та недоліки застосування вейвлет-перетворення для аналізу електрокардіосигналів?

17. За яким принципом обираються вейвлет-функції для вейвлет-аналізу біомедичних сигналів?

18. Як проводиться знешумлення біомедичних сигналів за допомогою вейвлет-розкладу? Поясніть особливості м'якої та жорсткої порогової обробки вейвлет-коефіцієнтів.

19. Як проводиться стиснення біомедичних сигналів за допомогою вейвлет-розкладу?

ПРАКТИЧНА РОБОТА № 2

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ ЦИФРОВОЇ ОБРОБКИ ЗОБРАЖЕНЬ В ЕЛЕКТРОННИХ МЕДИЧНИХ СИСТЕМАХ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ДІАГНОСТИКИ НА ПРИКЛАДІ ВИЯВЛЕННЯ ХРОМОСОМНИХ ПАТОЛОГІЙ ПЛОДУ

1. Мета роботи

Метою роботи є ознайомлення з засадами побудови біомедичних ультразвукових зображень, основними функціями їх цифрової обробки, а також отримання навичок дослідження ультразвукових біомедичних зображень на прикладі виявлення хромосомних патологій плоду.

2. Теоретичні відомості

2.1 Основні акустичні властивості досліджуваних середовищ

Інформацію про внутрішню структуру досліджуваного середовища несуть різні ефекти взаємодії ультразвуку з цим середовищем: відбиття, заломлення, розсіювання, поглинання, а також зміна швидкості поширення ультразвукових хвиль. У разі побудови ультразвукових діагностичних систем основоположною є здатність ультразвукових хвиль розповсюджуватися прямолінійно і з постійною швидкістю в однорідному середовищі та відбиватися у вигляді ехо від неоднорідностей або границь цього середовища, що характеризуються зміною акустичних характеристик (імпедансу, швидкості). Це дозволяє виявляти і візуалізувати неоднорідності досліджуваних середовищ, визначати їх місце розташування, лінійні розміри, властивості та інші фізичні характеристики [4, 6].

У біологічних середовищах, де зміни швидкості ультразвуку незначні, кут проходження практично збігається з кутом падіння ультразвукової хвилі, що і використовується для формування ехозображень. Для формування ехозображень в основному використовують тільки відбиті акустичні сигнали,

напрямок розповсюдження яких є оберненим до руху падаючої хвилі. Амплітуда цих ехосигналів визначається відношенням акустичних імпедансів межуючих середовищ, а також формою і розмірами структурних неоднорідностей.

Можна виділити три типи відбивачів, що визначаються співвідношенням їх розмірів з довжиною зондуючої ультразвукової хвилі:

- до *першого типу* відносяться поодинокі відбивачі, розміри яких значно менше довжини хвилі. Амплітуда ехосигналів від дифузних відбивачів дуже незначна.

- до *другого типу* відносяться відбивачі, розміри яких порівняні з довжиною ультразвукової хвилі. Амплітуда ехосигналів від таких відбивачів дещо підвищується, однак кутова ширина відбиття залишається великою.

- до *третього типу* відносяться відбивачі, розміри яких значно перевищують довжину ультразвукової хвилі, відбиття має значну спрямованість. Подібні плоскі відбивачі називаються дзеркальними. Амплітуда ехосигналів, отриманих від дзеркальних відбивачів, розташованих нормально до падаючої хвилі, значно перевищує амплітуду дифузних відображень.

У реальних біологічних середовищах зазвичай спостерігається поєднання всіх типів зазначених відбивачів. Наприклад, довгі границі органів і тканин, поверхні судин, порожнин переважно відносяться до дзеркальних відбивачів, що відрізняється один від одного силою відбиття в залежності від шорсткості поверхні. Внутрішні структури органів і тканин відносяться до дифузних відбивачів першого і другого типів.

Загальні принципи формування ехозображень внутрішньої структури об'єктів у системах імпульсної ультразвукової ехоскопії схожі з відомими у радіолокації і гідролокації принципами і алгоритмами отримання інформації. Досліджуване середовище опромінюється (зондується) коротким імпульсами акустичної енергії, сконцентрованої вздовж вузького променя. Відображена і розсіяна структурними неоднорідностями середовища енергія повертається до джерела зондування у вигляді ехосигналів, затриманих щодо випромінювання

на час, пропорційний глибині залягання неоднорідностей. В якості корисної інформації приймається тільки частина відбитої енергії, яка знаходиться в межах зондуючого ультразвукового променя. Переміщенням променя у досліджуваному просторі здійснюється послідовне ультразвукове сканування його об'єму. Одержана багатовимірна сукупність ехосигналів і становить еквівалент ультразвукового ехозображення, перетворюваного далі в електричний багатовимірний сигнал, який підлягає обробці, візуалізації і виміру радіотехнічними методами.

2.2. Ультразвуковий скринінг хромосомної патології плоду

Трисомія 21 — хромосомна патологія, за якої хромосомний набір представлено 47 хромосомами замість нормальних 46; хромосоми 21-ї пари, замість нормальних двох, представлені трьома копіями. Л. Даун вперше описав характерні особливості зовнішності пацієнта у разі трисомії 21, до яких він відніс недостатню еластичність шкіряних покривів, яка створює враження "надлишкової кількості шкіри для тіла", плоске широке обличчя, невеликий ніс. Така надмірність шкіряних покривів при синдромі Дауна може бути візуалізована під час ультразвукового дослідження плоду у вигляді збільшення товщини комірного простору вже наприкінці третього місяця внутрішньоутробного життя. Скринінг трисомії 21, заснований на визначенні товщини комірного простору плоду в період з 10-ї по 13-й тиждень вагітності та віку матері, дає можливість виявити 75% плодів з хромосомною патологією за частоти помилково-позитивних результатів тесту 5%. Якщо у протокол скринінгу ввести визначення концентрації пов'язаного з вагітністю протеїну плазми крові і вільної β -субодиниці гормону, що виділяється плацентою під час вагітності, у сироватці крові вагітної жінки у 10-13 тижнів вагітності, ефективність такого методу скринінгу досягне 85-90%. Також було виявлено, що у період з 10-го по 13-й тиждень вагітності у 60-70% плодів у разі трисомії 21 носові кістки не візуалізуються. Включення даного маркера у програму

комбінованого скринінгу у першому триместрі призводить до збільшення частоти виявлення трисомії 21 до 95% і більше.

Комірний простір є ультразвуковим проявом скупчення рідини під шкірою у тильній області шиї плоду. Збільшення показника товщини комірною простору (ТКП) у порівнянні з нормативними значеннями дозволяє виявляти значну частину плодів, у яких підвищений ризик інших хромосомних порушень, аномалій розвитку серця та його основних артерій, а також широкого спектру генних синдромів. Доведено існування взаємозв'язку між виявленням при ультразвуковому дослідженні у період з 10-ї по 13-й тиждень вагітності гіпоехогенної структури у комірцевій зоні плоду і наявністю у нього хромосомної патології. На сьогодні ультразвуковий скринінг хромосомної патології плоду у 11-13 тижнів вагітності є "золотим стандартом" і проводиться у більшості розвинутих країн світу.

Надлишкове скупчення рідини у задніх відділах шиї плоду у 75% плодів свідчить про наявність хромосомної патології (рис. 2.1-2.3). Набряк шиї плоду поєднується також з аномаліями серцево-судинної і дихальної систем, зі скелетними дисплазіями, вродженими інфекціями, порушеннями метаболізму і захворюваннями крові. Тому у разі набряку шиї навіть за відсутності у плода хромосомної патології прогноз залишається несприятливим. Збільшення товщини комірною простору у плоду поєднується з підвищенням ризику хромосомних захворювань, а також з наявністю багатьох вад розвитку та генетичних синдромів.

Для оцінки ТКП необхідні ультразвукові прилади, що забезпечують високу роздільну здатність, можливість вимірювання десятих часток міліметра. Товщина комірною простору повинна вимірюватися у своєму найширшому місці між внутрішніми кордонами ехопозитивних ліній, що представляють собою шкіру і м'які тканини плоду, які оточують хребет.

Ультразвукове зображення сагітального перетину плоду отримують за допомогою ультразвукового сканера, після чого зображення проходить попередню обробку з метою фільтрації спекл шуму, виділення зони інтересу.

Процес сегментації зони інтересу ультразвукового зображення проводиться з метою виділення безпосередньо зони комірнього простору. Далі проводиться виділення країв зони комірнього простору. Після цього обчислюється її товщина d . Отримане значення ТКП d разом з даними про вік матері і про концентрацію пов'язаного з вагітністю протеїну плазми крові і вільної β -субодиниці гормону, що виділяється плацентою під час вагітності, використовуються у процедурі розрахунку ризику генетичних відхилень.



Рис. 2.1. Скупчення рідини під шкірою в області задньої поверхні ший плода



Рис. 2.2. Ехограма плода при трисомії 21 у 12 тижнів вагітності: збільшення товщини комірнього простору і відсутність візуалізації носових кісток

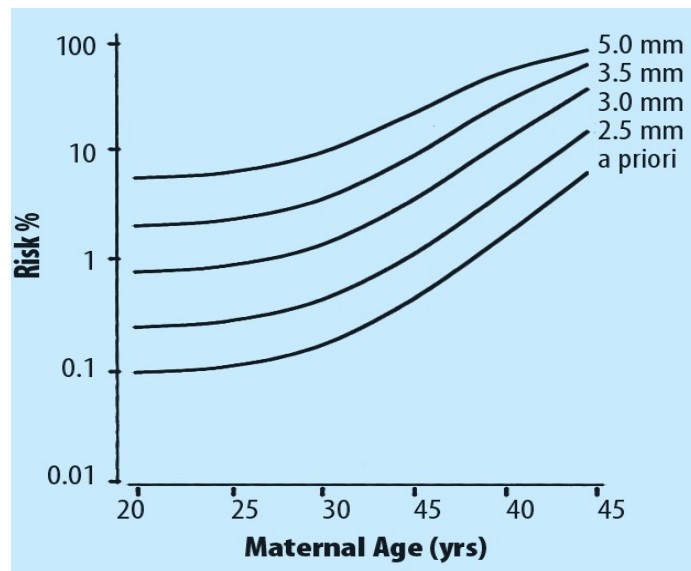


Рис. 2.3. Ризик трисомії 21 у плоду у 12 тижнів вагітності у залежності від віку пацієнтки і різних величин товщини комірного простору

Однією з головних проблем методу ультразвукової діагностики є **спекл-шум**, який значно впливає на сприйняття зображення і призводить до того, що воно виглядає «зернистим». Спекл-шуми ускладнюють впровадження алгоритмів автоматичної діагностики. Спекл-шум — мультиплікативний шум, який спотворює УЗ зображення, вносячи у нього різкі стрибки яскравості — білі і чорні точки). Спекл-шум в ультразвукових медичних сканерах викликаний енергетичними перешкодами безладно розподілених відбивачів, занадто малих для того, щоб їх могла відобразити система. Спекл-шум погіршує якість ультразвукових зображень, і, таким чином, знижує їх цінність для діагностики. Мета алгоритмів фільтрації — усунення шуму без зниження деталізації або, іншими словами, зменшення зернистості ультразвукових зображень, проте важливо не згладити зображення малорозмірних об'єктів.

У випадку, якщо дрібні деталі на темних ділянках ультразвукового зображення видно погано, а самі зображення характеризуються низьким контрастом, то з метою підвищення контрасту таких зображень використовують методи зміни **гістограми розподілу яскравостей зображення** [6]. Суть цих методів полягає у перетворенні яскравостей ультразвукового зображення так, щоб гістограма розподілу яскравостей придбала потрібну

форму. Гістограма розподілу яскравості цифрового зображення — це дискретна функція, що описує частоту появи (ймовірність) рівня сірого у зображенні і представляється у вигляді графіку. По осі абсцис відкладаються номери градацій рівнів сірого за зростанням (значення інтенсивності), а по осі ординат — кількість пікселів, що мають даний рівень сірого (частоту появи даної інтенсивності). Гістограма складається з n стовпців, для напівтонового зображення $n=256$. Гістограма може свідчити про загальну яскравість і контрастність зображень, тому є цінним методом як кількісної, так і якісної обробки зображення. Оптимальним з точки зору зорового сприйняття людиною є зображення, елементи якого мають рівномірний розподіл яскравостей. Покращене ультразвукове зображення можна отримати шляхом вирівнювання гістограми (еквалізації), тобто досягаючи рівномірності розподілу яскравостей обробленого зображення (рис. 2.4).

Сегментація ультразвукового зображення являє собою поділ зображення на області за подібністю властивостей (ознак) в їх точках. До основних видів сегментації зображень відноситься сегментація за яскравістю, контуром, формою. При пошуку перепадів яскравості на зображенні використовуються похідні першого і другого порядків. Основна ідея виявлення перепадів базується на пошуку місць зображення, де яскравість змінюється швидко.

Мета обробки зображення комірної зони полягає у побудові контуру цієї зони, що є найсуттєвішою деталлю на аналізованому зображенні. Контури несуттєвих деталей зображення, у даному випадку м'яких тканин, тільки заважають у разі визначення товщини комірцевої зони, тому їх необхідно видалити. Контур комірцевої зони повинен бути окреслений правильно, без розривів. Однак, присутність інформації про інші структури на зображенні утруднює визначення товщини комірцевої зони. Для покращення результатів перед етапом виділення країв комірцевої зони необхідно застосувати метод вирощування областей — групування пікселів або підобластей в більші області за заданим критерієм зростання.

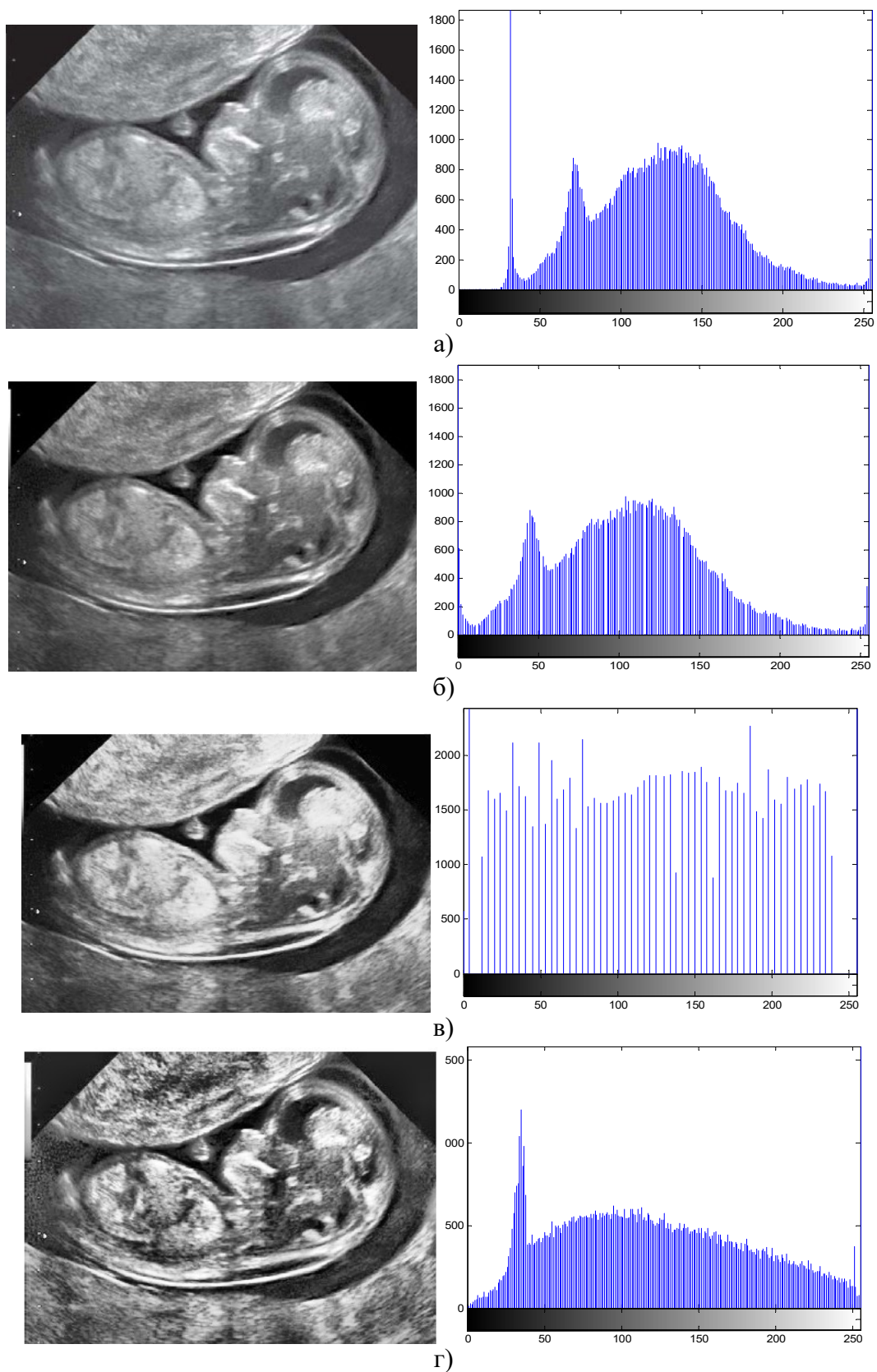


Рис. 2.4. Зміна гістограми розподілу яскравості зображення УЗД плоду:
а) початкове зображення та його гістограма; б-г) приклади зміни гістограми початкового зображення з іншим розподілом яскравостей

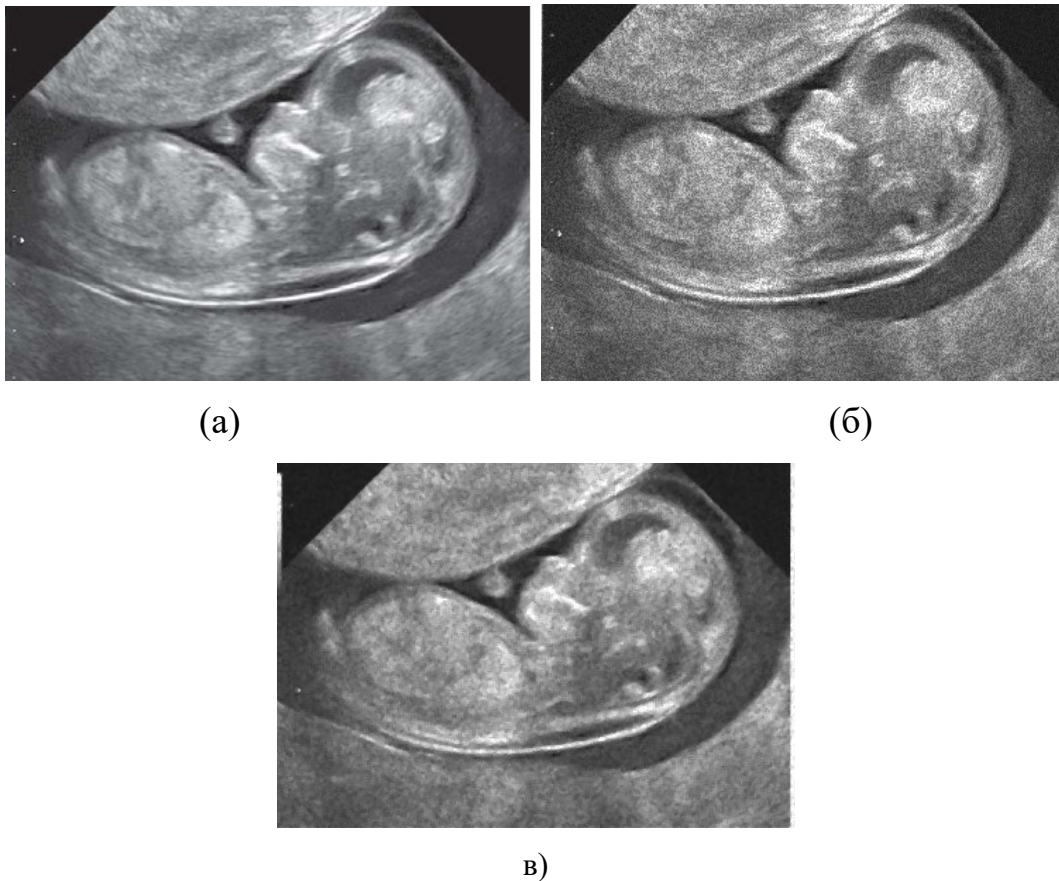


Рис. 2.5. Ультразвукове зображення плоду, необхідне для вимірювання товщини комірної простору: а) початкове напівтонове зображення; б) зображення з додаванням модельного спекл-шуму; в) результуюче зображення після медіанної фільтрації

Шляхом завдання рівня яскравості ультразвукового зображення, який відповідає комірної області, задається центр кристалізації, а потім на нього нарощуються області шляхом додавання до центру тих сусідніх пікселів, які за своїми властивостями близькі до центру кристалізації, тобто мають яскравість у заданому діапазоні.

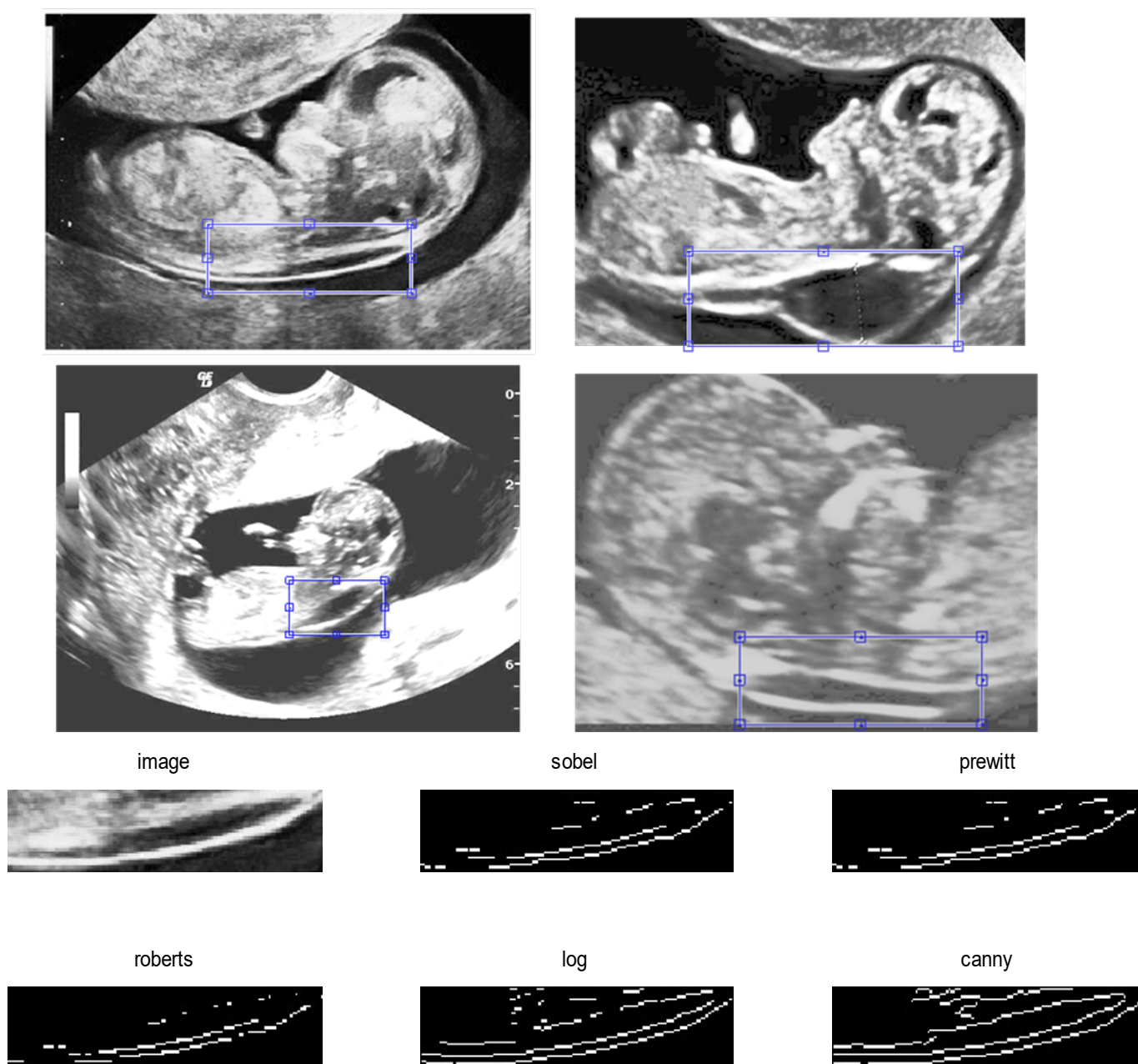


Рис. 2.6. Виділення країв за допомогою детекторів Собела, Превітта, Робертса, лапласіана гаусіана, Канні

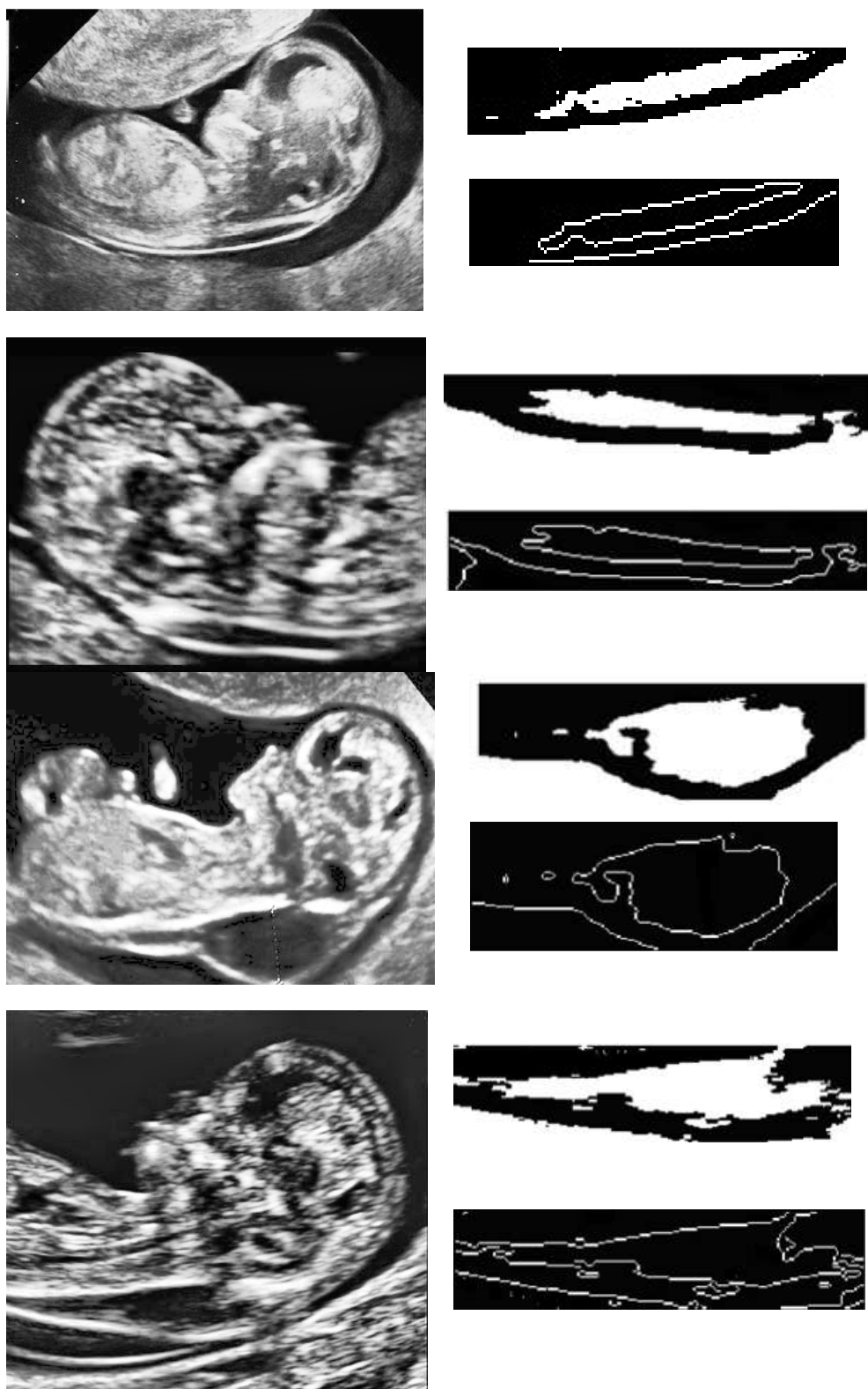


Рис. 2.7. Сегментація методом вирощування областей з подальшим виділенням країв за допомогою детектора Канні: а-б) норма; в-г) патологія — збільшення товщини комірної зони

3. Робоче завдання

1. Ознайомлення з елементарними функціями роботи з зображеннями

1.1. Ознайомитися з роботою та параметрами функцій відкривання зображень *imread*. Завантажити ультразвукове зображення плоду, номер якого відповідає варіанту. Визначити розмір матриці зображення, отримати інформацію про тип зображення за допомогою функції *imfinfo*.

1.2. Вивести на екран матрицю, що відповідає ультразвуковому зображенню плоду, скориставшись функцією *imshow* для випадків:

- 1) використання параметрів яскравості за замовчуванням;
- 2) використання трьох рівнів яскравості;
- 3) використання рівнів яскравості у вигляді порожнього масиву;
- 4) використання рівнів яскравості від 20 до 30;

5) використання рівнів яскравості від 0.4 до 0.6. Вивести у кожному вікні шкалу кольорів за допомогою функції *colorbar*.

1.3. Ознайомитися з функцією запису файлів зображень різних типів *imwrite*. Записати одне і те саме зображення у файл формату jpeg з параметрами якості $q=0, 5, 10, 20, 50, 75, 100$. Побудувати залежність ступеню стиснення зображення від параметру якості.

1.4. За допомогою функції *rgb2gray* отримати перетворення повнокольорового зображення у сірошкальне зображення, вивести його на екран.

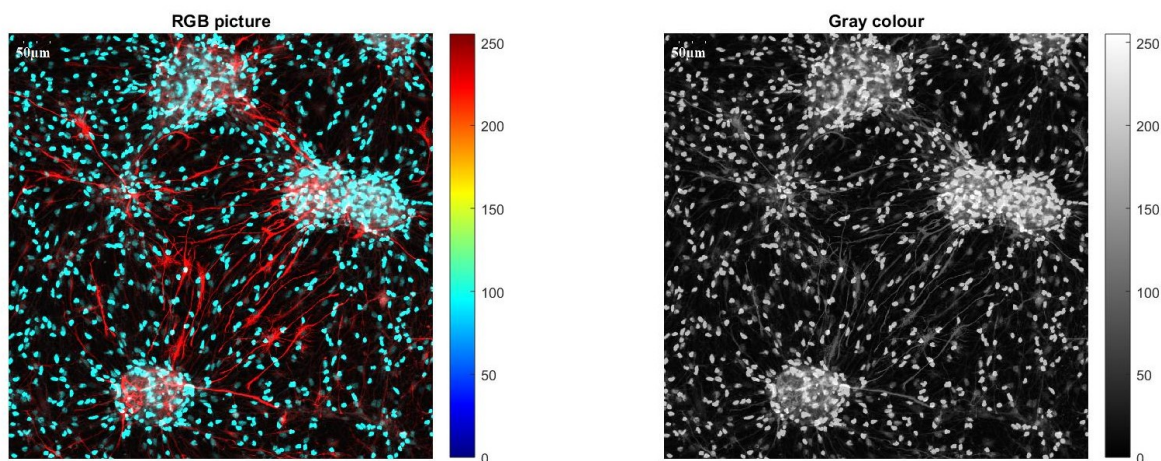


Рис. 2.8. Приклад перетворення повнокольорового зображення у сірошкальне зображення

2. Просторова фільтрація спекл-шуму ультразвукового зображення за допомогою медіанного фільтра

2.1. За допомогою функції *imnoise* виконати додавання змодельованого спекл-шуму (опція '*speckle*') до УЗ зображення плоду.

2.2. Виконати медіанну фільтрацію зображення з п.1.1 за допомогою функції *medfilt2* для розмірів околів 3x3 та 10x10 пікселів. Визначити відношення сигнал/шум до та після фільтрації для досліджуваного зображення. Отримати різницеве зображення між зашумленим та відфільтрованим зображеннями.

2.3. Виконати просторову фільтрацію зображення з п.1 з використанням ряду різних масок (функції *fspecial* для маски та *imfilter* для фільтрації)

2.4. Визначити відношення сигнал/шум до та після фільтрації для кожного випадку. Зробити висновки.

3. Частотна фільтрація ультразвукового зображення

3.1. Вивчити теоретичні основи двовимірного перетворення Фур'є. Побудувати центровані амплітудні спектри початкового зображення та зашумленого зображення.

Отримати відновлене зображення за наявним двовимірним Фур'є спектром. Зробити висновки щодо відображення властивостей зображень у частотній області. Необхідні функції *fft2*, *fftshift*, *ifft2*, *ifftshift*.

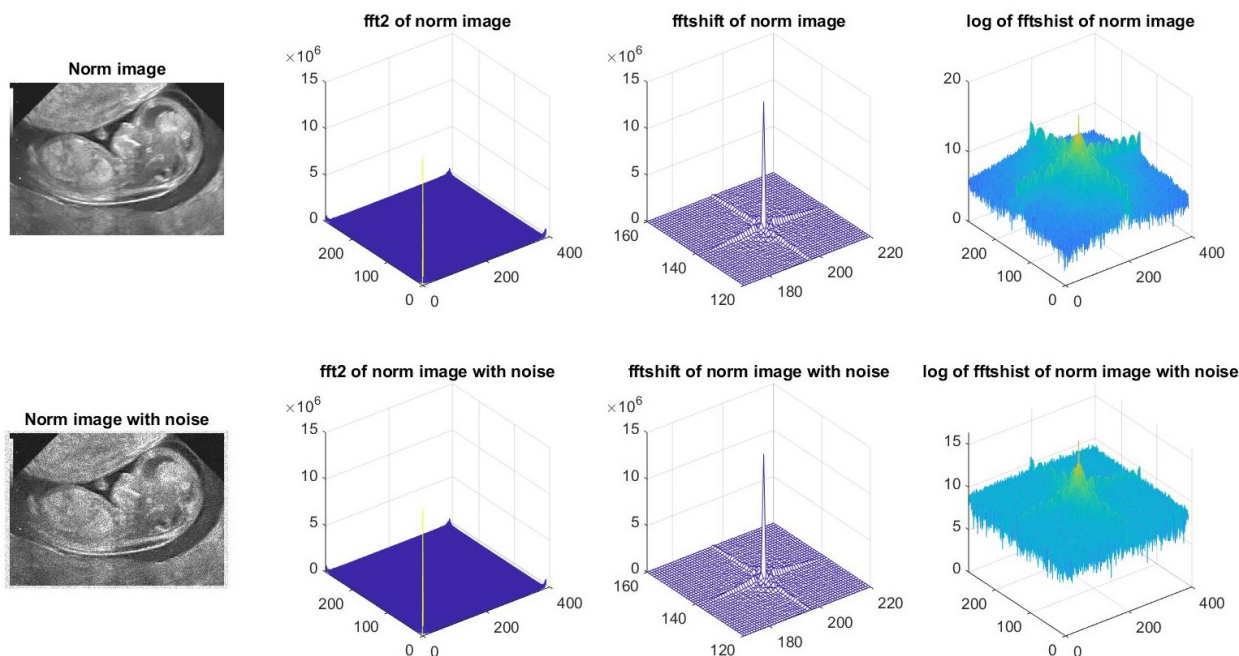


Рис. 2.9. Приклад застосування двовимірного Фур'є спектру

4. Обробка гістограми яскравості ультразвукового зображення

4.1. Побудувати гістограми сірошкальних зображень, прочитаних з файлу, за допомогою функцій *hist* та *imhist*. Вивести на екран зображення та шкалу кольорів.

4.2. За допомогою функцій *imadjust*, *histeq*, *adapthisteq* виконати еквалізацію гістограм, вивести на екран результуючі зображення та отримані після обробки гістограми.

5. Виділення зони інтересу

5.1. За допомогою функцій *imrect*, *imcrop* провести виділення прямокутної зони інтересу, а саме комірцевої зони, шляхом вирізання фрагменту з ультразвукового зображення при переміщенні курсору миші.

6. Провести сегментацію ультразвукового зображення методом нарощування областей.

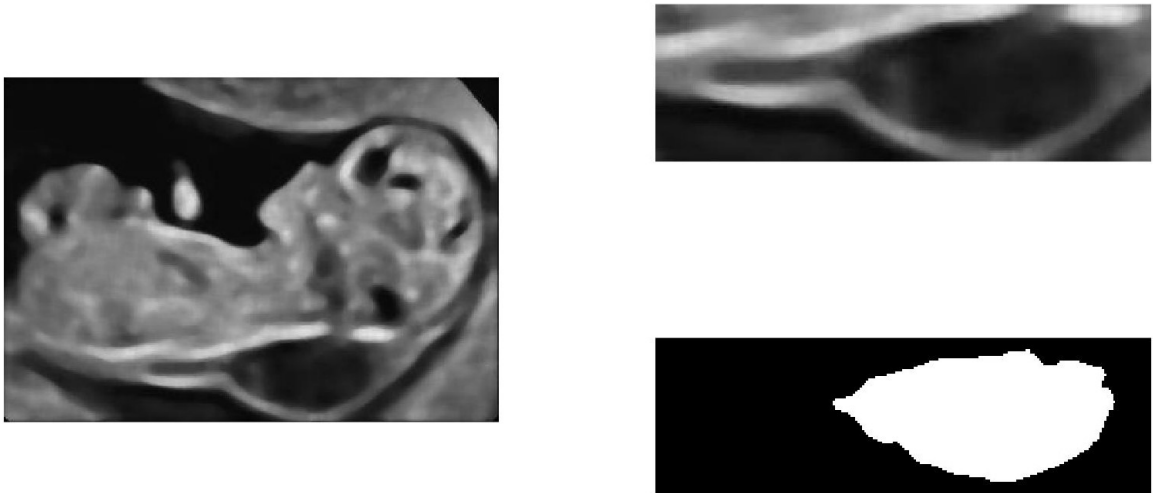


Рис. 2.10. Приклад сегментації УЗД зображення плоду з відокремленням комірної зони

7. Методи знаходження границь

7.1. Вивчити теоретичні основи основних методів знаходження границь на зображеннях. За допомогою функції *edge* знайти границі комірцевої зони на ультразвуковому зображенні плоду методами:

- Собеля (опція '*sobel*');
- Превітта (опція '*prewitt*');
- Робертса (опція '*roberts*');
- Канні (опція '*canny*');
- Гаусса;

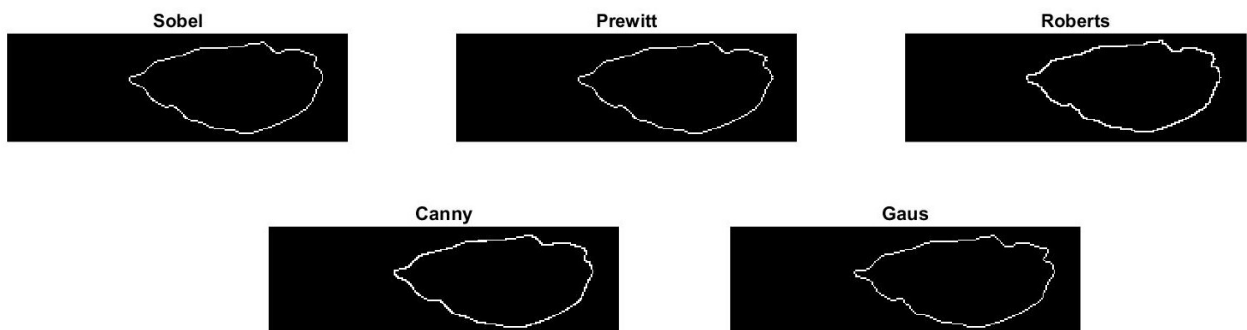


Рис. 2.11. Приклад знаходження границь комірної зони

8. Провести виділення границь елементів на декількох зображеннях з бази, наданої Інститутом фізіології.

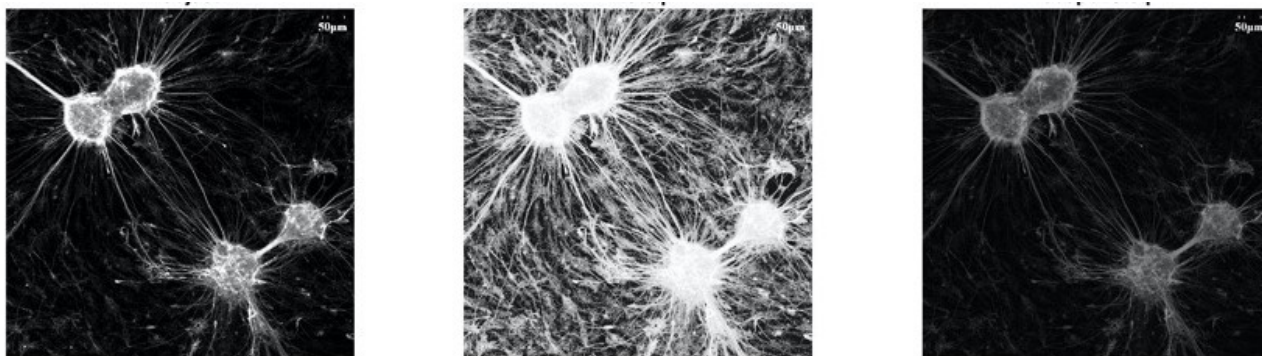


Рис.2.12. Приклад знаходження границь елементів

9. Розробити власний графічний інтерфейс користувача для обробки зображень за допомогою **App Designer** (команда **appdesigner**).

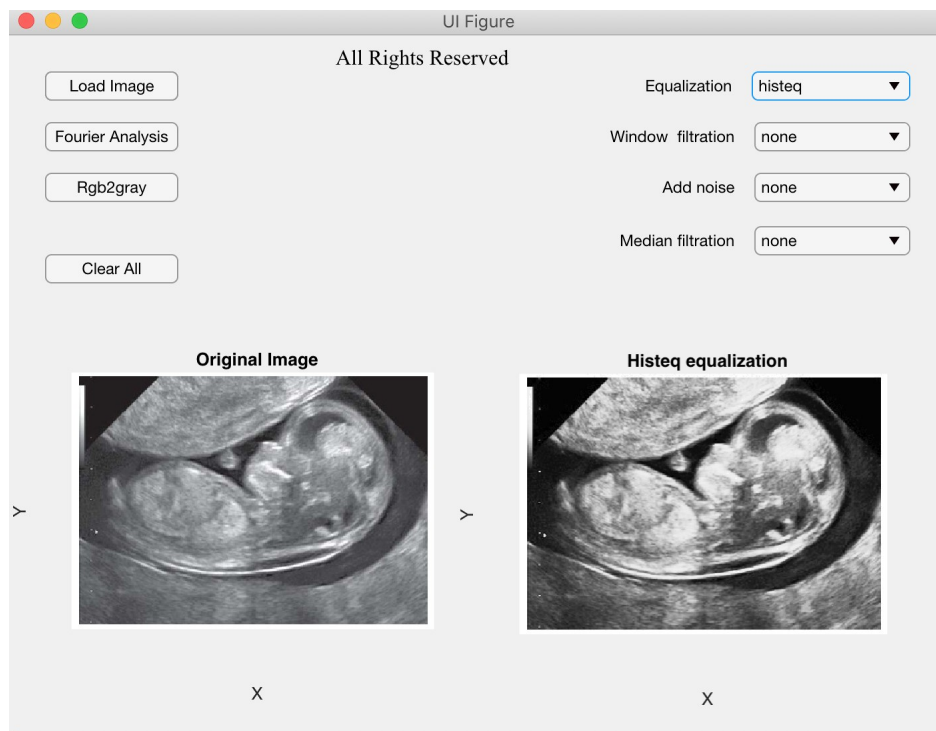


Рис. 2.13. Приклад реалізації графічного інтерфейса користувача для обробки зображень за допомогою App Designer

Контрольні питання

1. Дайте визначення поняттю цифрового зображення.
2. Що таке медіанна фільтрація зображень?
3. Що таке просторова фільтрація зображень?
4. Що таке еквалізація гістограми яскравості зображення?
5. Які ви знаєте детектори для виявлення країв об'єктів на зображенні?

ПРАКТИЧНА РОБОТА № 3
ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ РЕКОНСТРУКЦІЇ ТОМОГРАФІЧНИХ
ЗОБРАЖЕНЬ В ЕЛЕКТРОННИХ МЕДИЧНИХ СИСТЕМАХ
ІНТРОСКОПІЇ

1. Мета роботи

Метою роботи є ознайомлення з застосуванням прямого та оберненого перетворення Радона у комп'ютерних томографах. Дослідження та набуття навичок обробки зображень з використанням перетворення Радона.

2. Теоретичні відомості

Отримання зображення у рентгенівській томографії виконується в результаті просвічування пучком рентгенівських променів тонкого перерізу об'єкта, та визначення інтенсивності випромінювання, яке пройшло. Якщо просвічувати об'єкт під різними кутами, можна отримати достатньо проекційних даних, щоб відновити розподіл густини речовини по площині перерізу. Математичним еквівалентом отримання проекційних даних та відновлення зображення перерізу об'єкта є пряме та обернене перетворення Радона [4].

Перетворення Радона неперервної функції функції двох змінних (зображення) $f(x,y)$ обчислюється шляхом інтегрування значень f уздовж прямої лінії, як показано на рис. 3.1. Функція двох змінних $f(x,y)$ є математичною моделлю розподілу густини об'єкта у тонкому перерізі. Інтегрування ведеться для всіх можливих значень k та b з отриманням функції $R(k,b)$.

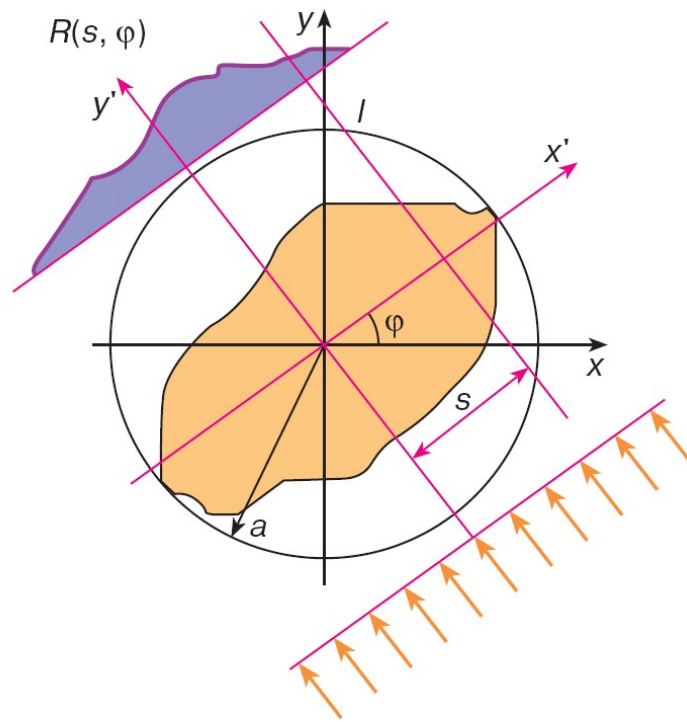


Рис. 3.1. Послаблення речовиною, що знаходиться всередині об'єкта, променів, які проходять крізь об'єкт

Вираз для інтеграла від функції вздовж прямої — прямого перетворення Радона:

$$R(k, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dx = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, kx + b) dx$$

З використанням дельта-функції Дірака для позначення інтегрування лише вздовж певної прямої це ж можна записати:

$$R(k, b) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(y - kx - b) dx dy$$

Знаючи функцію $R(k, b)$ можна відновити початкову функцію $f(x, y)$. Загальний вигляд оберненого перетворення Радона:

$$f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{d}{dy} H[R(k, y - kb)] dk,$$

де H — перетворення Гільберта.

Пряме перетворення Радона

Функція $R = \text{radon}(I, \text{theta})$ виконує перетворення Радона напівтонового зображення I і поміщає результат у матрицю проєкцій R . Перетворення Радона являє собою обчислення проєкцій зображення на осі, що задаються кутами в градусах щодо горизонталі проти годинникової стрілки. Ці кути передаються в параметрі theta . Якщо theta - скаляр, то R є вектор-стовпцем, що містить перетворення Радона для кута theta . Якщо theta є вектором, то R являє собою матрицю, в якій кожен стовпець є перетворенням Радона для одного з кутів, що містяться у векторі theta . Якщо у разі виклику функції параметр theta опущений, то в theta записуються значення кутів від 0 до 179 з кроком в 1° .

Функція $R = \text{radon}(I, \text{theta})$ виконує перетворення Радона напівтонового зображення I і поміщає результат в матрицю проєкцій R .

Якщо theta - скаляр, то R є вектор-стовпцем, що містить перетворення Радона для кута theta . Якщо theta є вектором, то R є матрицею, в якій кожен стовпець є перетворенням Радона для одного з кутів, що містяться у векторі theta . Якщо у разі виконання функції параметр theta опущений, то в theta записуються значення кутів від 0 до 179 з кроком в 1° .

Функція $R = \text{radon}(I, \text{theta}, n)$ виконує перетворення Радона напівтонового зображення I . Значення кожної проєкції обчислюються в n точках, і матриця R має n рядків.

Якщо додатково визначити вихідний параметр xp :

$[R, xp] = \text{radon}(\dots)$, то в нього поміщаються значення координат, в яких обчислювалися значення проєкції. Значення в k -му рядку R відповідають координаті $x(k)$.

Матриця проєкцій R може розглядатися як напівтонове або палітрове зображення. Початкове зображення I розглядається як двовимірна функція. Початок координат у системі $x'y'$ відповідає центральному пікселю зображення у піксельній системі координат. Перетворення Радона для великої кількості кутів найчастіше зображується у вигляді зображення — синограми. Наприклад,

перетворення Радона при зміні φ в залежності від кількості кутів має вигляд, представлений на рис. 3.2.

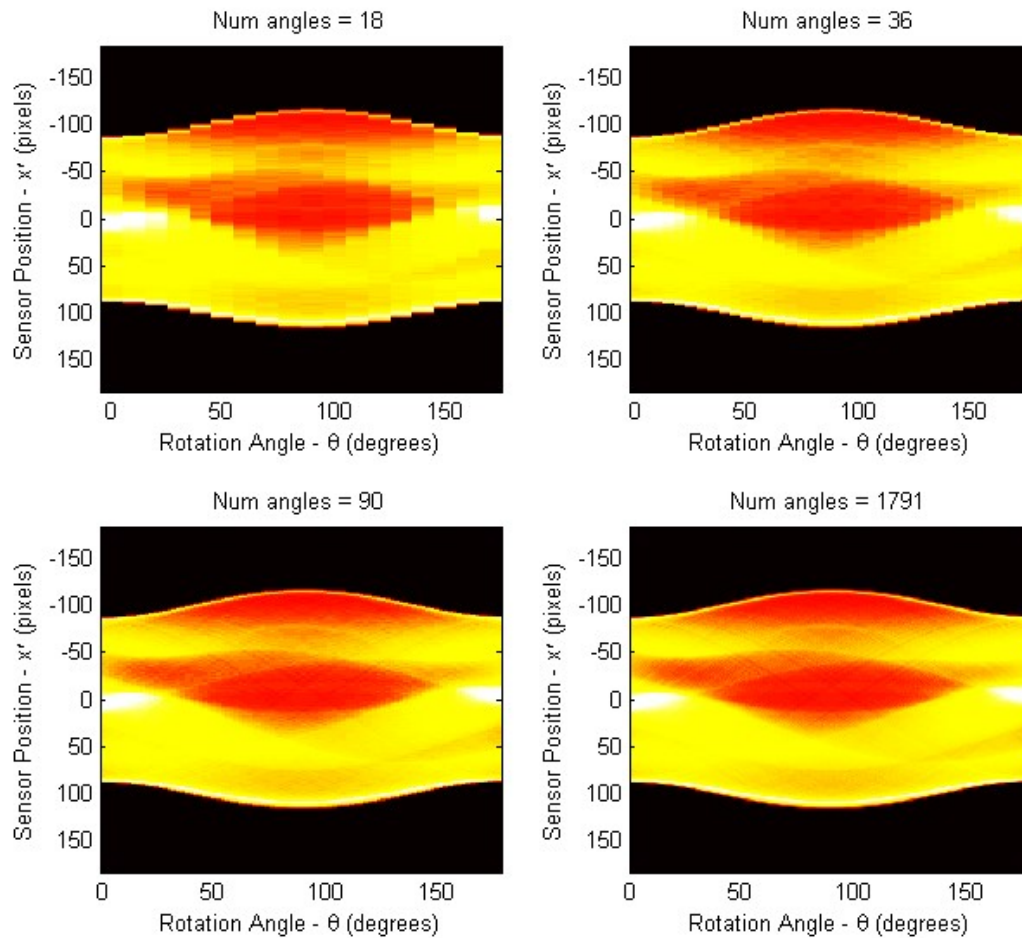


Рис. 3.2. Приклад синограм в залежності від кількості кутів

Обернене перетворення Радона

Функція $I = \text{iradon}(P, \text{theta})$ виконує реконструкцію зображення I за його проєкційними даними, які містяться у масиві P . Рядки P є даними проєкцій. Функція *iradon* використовує алгоритм фільтрації зворотних проєкцій для виконання оберненого перетворення Радона. Фільтр проєктується безпосередньо у частотній області і множиться на функцію перетворення Фур'є проєкцій. Для прискорення обчислень функції перетворення Фур'є проводяться спеціальні перетворення над проєкціями.

Функція **$I = \text{iradon}(P, \text{theta})$** виконує реконструкцію зображення I за його проєкційними даними, які містяться у масиві P .

Функція **I=iradon(P, theta, interp, filter, d, n)** містить опис параметрів, які використовуються у оберненому перетворенні.

Параметр **interp** визначає тип інтерполяції. Список доступних опцій: **'nearest'** - інтерполяція за найближчим оком; **'Linear'** - лінійна інтерполяція; **'Spline'** - сплайнова інтерполяція.

Параметр **filter** описує який тип фільтра, який використовується для частотної фільтрації: **'Ram-Lak'**, **'Shepp-Logan'**, **'Cosine'**, **'Hamming'**, **'Hann'**.

Параметр **d** являє собою скаляр в діапазоні (0, 1] і служить для модифікації фільтра у плані масштабування по осі частот. За замовчуванням він дорівнює 1. Коли **d** менше 1, тоді фільтр стискає частотний діапазон до [0, **d**], нормує частоти; всі частоти, які більше значення **d**, прирівнюються до 0.

Параметр **n** являє собою скаляр, що описує число рядків і стовпців у відновленому зображенні. Коли параметр **n** не описаний, тоді розміри визначаються виходячи з довжини проєкцій.

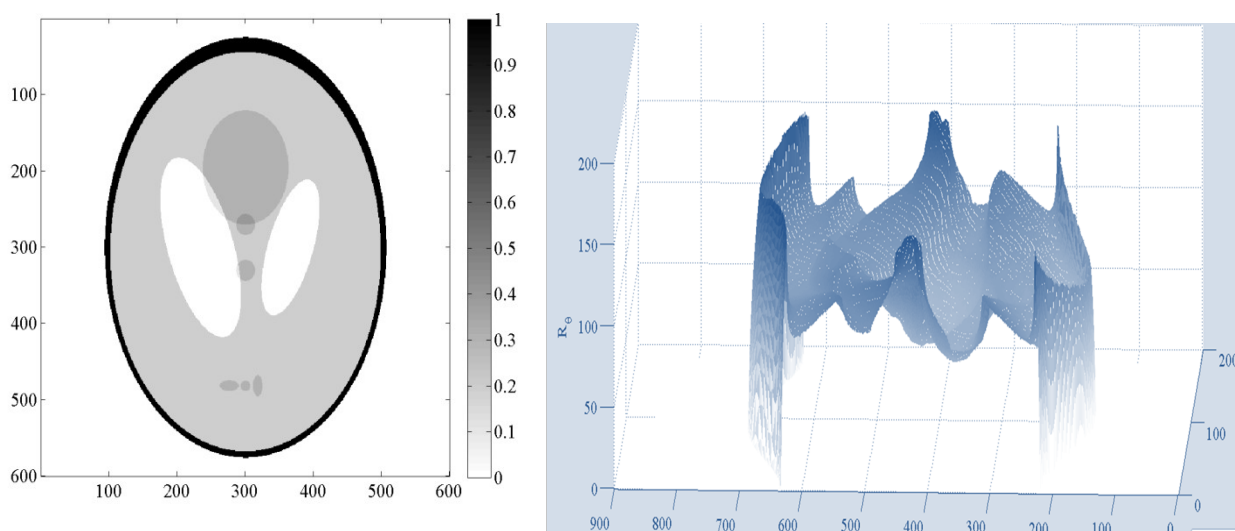


Рис. 3.3. Модель томографічного зрізу головного мозку та її синогограма

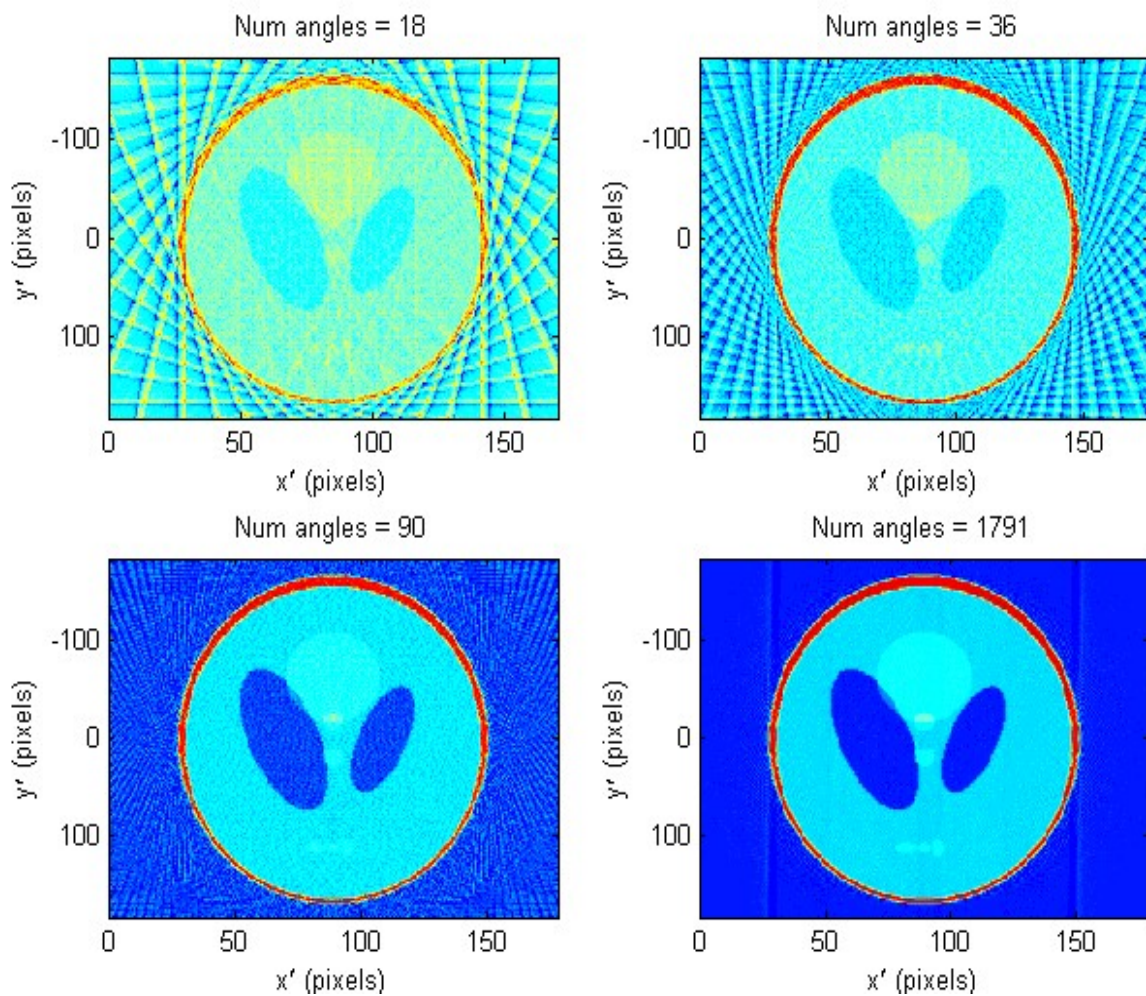


Рис. 3.4. Обернене перетворення Радона у залежності від кількості кутів

Корисні функції: `radon`, `iradon`, `imshow`, `colorbar`, `colormap`, `imagesc`, `imread`, `imwrite`, `phantom`, `etime`, `clock`, `tic`, `toc`

3. Робоче завдання

1. Дослідження перетворень Радона на моделі томографічного зрізу головного мозку.

1.1. Виконати пряме перетворення Радона моделі томографічного зрізу (рис. 3.3), вибравши кути проекцій від 0 до 180 градусів.

1.2. Відновити зображення за допомогою оберненого перетворення Радона за всіма значеннями проекцій. Порівняти отримане зображення з початковим. Зробити висновки.

1.3. Побудувати залежність часу відновлення зображення від кількості використаних проекцій. Побудувати зображення, відновлені за різної кількості проекцій. Зробити висновки.

1.4. Дослідити вплив параметрів оберненого перетворення Радона на схожість відновленого зображення з оригіналом для п'яти комбінацій виду інтерполяції і типу фільтра. Для цього визначити середньоквадратичну похибку, та побудувати графік її залежності від кількості проекцій, що використовуються. Побудувати зображення, отримані з використанням різних фільтрів. Зробити висновки

2. Виконати пп. 1.1 – 1.4. для зображення реального зрізу головного мозку. Зробити висновки.

Контрольні питання

1. Який принцип отримання зображення в КТ?
2. Записати вирази для прямого та оберненого перетворень Радона, пояснити їх фізичний зміст для випадку КТ.
3. Що таке синограма?
4. Як кількість використаних проекцій впливає на реконструкцію зображень?

ПРАКТИЧНА РОБОТА №4

ПРОЄКТУВАННЯ ЗАСОБІВ СИСТЕМ МОНІТОРИНГУ ПАЦІЄНТА У РЕАЛЬНОМУ ЧАСІ

1. Мета роботи

Метою роботи є ознайомлення з основами проєктування розподілених систем моніторингу пацієнта у реальному часі на основі веб-технологій; отримати практичні навички реалізації основних компонентів архітектури систем моніторингу пацієнта, прототипування основних компонентів на основі веб-технологій.

2. Теоретичні відомості

2.1 Спрощена високорівнева архітектура системи моніторингу

На рис. 4.1 наведено спрощену високорівневу архітектуру системи моніторингу пацієнта.

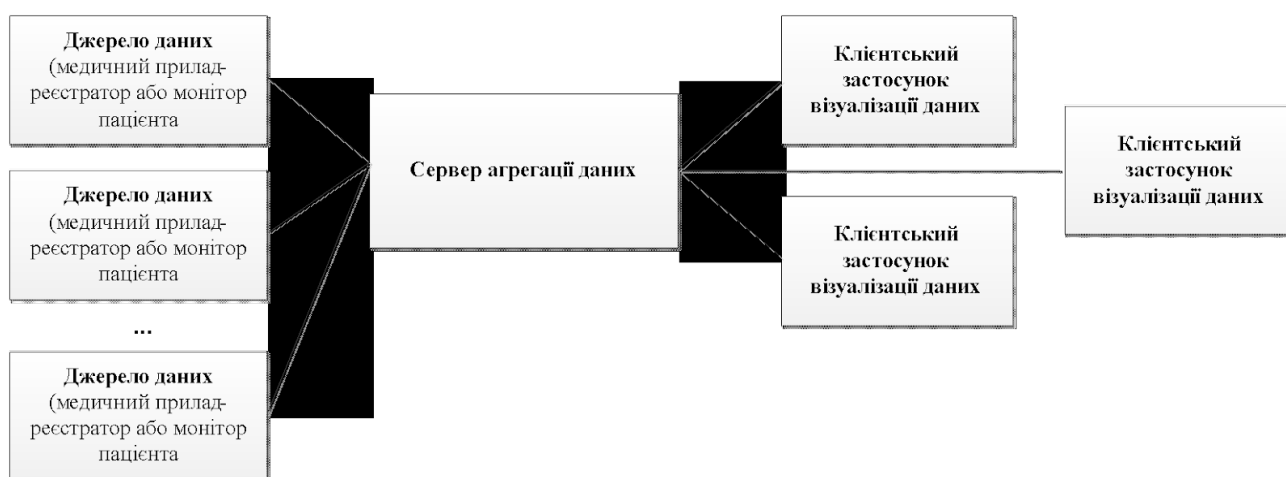


Рис. 4.1. Спрощена високорівнева архітектура системи моніторингу пацієнта

Будь-яка розподілена система моніторингу містить в собі принаймні компоненти трьох типів: джерело даних (медичний прилад-реєстратор або монітор пацієнта), сервер агрегації даних, застосунки візуалізації даних [1, 3].

З точки зору клієнт серверної моделі джерело даних та клієнтські застосунки виступають клієнтами сервера агрегації даних.

Окрім цих двох типів клієнтів можливі додаткові компоненти, що забезпечують сервіси обробки та аналітики, логування даних, інтеграцію з іншими системами, ієрархічну інтеграцію у системи більш високого порядку.

Медичний прилад-реєстратор виконує функції збору й обробки даних (розрахунок параметрів, детектування аритмій тощо), а також містить певну локальну логіку для генерації системи тривоги, ведення записів, трендів і т.д.

Використовуючи підключення до серверу агрегації даних кожний клієнт-джерело даних асинхронно надсилає реально-часову інформацію моніторингу пацієнта (графіки, онлайн-параметри, статуси та іншу службова інформацію) та надає засоби синхронізації узагальнених записів (трендів, записів, журналу подій і ін.).

Клієнтські застосунки забезпечують взаємодію користувача із системою, надають засоби візуалізації даних та контролю системи з боку користувача. Важливо забезпечити отримання реально-часових даних із сервером агрегації даних та можливість керування медичними пристроями-реєстраторами.

У даній практичній роботі пропонується розробити прототипи трьох основних компонентів системи та дослідити їх взаємодію та шляхи розширення базових функцій.

Node.js

Node.js® — це JavaScript-оточення побудоване на JavaScript-рушієві Chrome V8. Node.js використовує подієву, неблокуючу I/O модель, що робить його легким та ефективним. Пакетна екосистема Node.js, npm, є найбільшою у світі екосистемою бібліотек з відкритим кодом.

Як асинхронне подієве JavaScript-оточення, Node спроектований для побудови масштабованих мережових додатків. Нижче наведено приклад "hello world", який може одночасно обробляти багато з'єднань. Для кожного

з'єднання викликається функція зворотного виклику, проте коли з'єднань немає Node засинає.

```
const http = require('http');

const hostname = '127.0.0.1';
const port = 3000;

const server = http.createServer((req, res) => {
  res.statusCode = 200;
  res.setHeader('Content-Type', 'text/plain');
  res.end('Hello World\n');
});

server.listen(port, hostname, () => {
  console.log(`Server running at http://${hostname}:${port}/`);
});
```

Це контрастує з більш загальною моделлю в якій використовуються паралельні OS потоки. Такий підхід є відносно неефективним та дуже важким у використанні. Більше того, користувачі Node можуть не турбуватись про блокування процесів, оскільки немає жодних блокувань. Майже жодна з функцій у Node не працює напряду з I/O, тому процес не блокується ніколи. Оскільки нічого не блокується на Node легко розробляти масштабовані системи.

Якщо щось у цьому підході є незрозумілим для вас, то можете переглянути повну статтю [Blocking vs Non-Blocking](#).

Node створений під впливом таких систем як Event Machine в Ruby або Twisted в Python. Node використовує подієву модель значно ширше, цикл подій (event loop) приймає за основу оточення, замість того, щоб використовувати його в якості бібліотеки. В інших системах завжди стається блокування виклику, щоб запустити цикл подій.

Зазвичай поведінка визначається через функції зворотного виклику на початку скрипта і у кінці запускає сервер через блокуючий виклик, як от `EventMachine::run()`. В Node немає нічого подібного на виклик початку циклу подій. Node просто входить у подієвий цикл після запуску скрипта на виконання. Node виходить з подієвого циклу тоді, коли не залишається

zareestrovanih funktsiy zворотного виклику. Така поведінка схожа на поведінку браузерного JavaScript: подієвий цикл прихований від користувача.

HTTP є об'єктом першого роду в Node, розробленим з потоковістю та малою затримкою. Це робить Node хорошою основою для веб-бібліотеки або фреймворку.

Те що Node спроектований без багатопоточності, не означає, що ви не можете використовувати можливості кількох ядер у вашому середовищі. Ви можете створювати дочірні процеси, якими легко керувати з допомогою API `child_process.fork()`. Модуль `cluster` побудований на цьому інтерфейсі і дозволяє вам ділитись сокетами між процесами та розподіляти навантаження між ядрами.

WebSockets

WebSocket — це протокол, що призначений для обміну інформацією між браузером та веб-сервером у режимі реального часу. Він забезпечує двонаправлений повнодуплексний канал зв'язку через один TCP-сокет. WebSocket спроектовано для втілення у веб-браузерах та веб-серверах, але може також використовуватись будь-яким клієнт-серверним застосунком. Прикладний програмний інтерфейс WebSocket був стандартизований W3C, крім того протокол WebSocket стандартизований IETF як RFC 6455

Щоб встановити WebSocket-з'єднання, клієнт надсилає handshake-запит, а сервер відповідає, наприклад:

```
GET /ws HTTP/1.1
Host: pmx
Upgrade: websocket
Connection: Upgrade
Sec-WebSocket-Version: 6
Sec-WebSocket-Origin: http://pmx
Sec-WebSocket-Extensions: deflate-stream
Sec-WebSocket-Key: x3JJHMbDL1EzLkh9GBhXDw==
```

Відповідь сервера

```
HTTP/1.1 101 Switching Protocols
Upgrade: websocket
Connection: Upgrade
```

Sec-WebSocket-Accept: HSmrc0sMlYUkAGmm5OPpG2HaGWk=

Клієнт надсилає ключ Sec-WebSocket-Key, що є випадковим значенням, закодованим з використанням base64. Щоб сформувати відповідь, до закодованого ключа додають рядок GUID 258EAF5E-E914-47DA-95CA-C5AB0DC85B11, а потім хешують через SHA1 та base64. І на завершення, результуючу відповідь вкладають у заголовок Sec-WebSocket-Accept.

Для встановлення з'єднання клієнтський скрипт створює об'єкт WebSocket, до конструктора якого передає параметр WebSocket URI, і визначає функції зворотного виклику у разі з'єднання, отримання повідомлення і розриву з'єднання.

```
<html>
  <head>
    <script>
      var websocket = new WebSocket('ws://localhost/echo');

      websocket.onopen = function(event) {
        alert('onopen');
        websocket.send("Hello Web Socket!");
      };

      websocket.onmessage = function(event) {
        alert('onmessage, ' + event.data);
        websocket.close();
      };

      websocket.onclose = function(event) {
        alert('onclose');
      };
    </script>
  </head>
  <body>
  </body>
</html>
```

WebSocket підтримують такі браузерери:

- Google Chrome (починаючи з версії 4.0.249.0);
- Apple Safari (починаючи з версії 5.0.7533.16);
- Mozilla Firefox (починаючи з версії 4);
- Opera (починаючи з версії 10.70 9067);
- мобільна версія Safari в iOS 4.2

- BlackBerry Browser в OS7

WebSocket Implementation for Node.JS (Draft -08 through the final RFC 6455)- бібліотека для роботи із WebSockets із середовища Node.js

Приклад реалізації сервера у Node.js:

```
var WebSocketServer = require('websocket').server;
var http = require('http');

var server = http.createServer(function(request, response) {
    console.log((new Date()) + ' Received request for ' + request.url);
    response.writeHead(404);
    response.end();
});
server.listen(8080, function() {
    console.log((new Date()) + ' Server is listening on port 8080');
});

wsServer = new WebSocketServer({
    httpServer: server,
    // You should not use autoAcceptConnections for production
    // applications, as it defeats all standard cross-origin protection
    // facilities built into the protocol and the browser. You should
    // *always* verify the connection's origin and decide whether or not
    // to accept it.
    autoAcceptConnections: false
});

function originIsAllowed(origin) {
    // put logic here to detect whether the specified origin is allowed.
    return true;
}

wsServer.on('request', function(request) {
    if (!originIsAllowed(request.origin)) {
        // Make sure we only accept requests from an allowed origin
        request.reject();
        console.log((new Date()) + ' Connection from origin ' + request.origin + ' rejected.');
```

```
        return;
    }

    var connection = request.accept('echo-protocol', request.origin);
    console.log((new Date()) + ' Connection accepted.');
```

```
    connection.on('message', function(message) {
        if (message.type === 'utf8') {
            console.log('Received Message: ' + message.utf8Data);
            connection.sendUTF(message.utf8Data);
        }
        else if (message.type === 'binary') {
            console.log('Received Binary Message of ' + message.binaryData.length + ' bytes');
```

```
        connection.sendBytes(message.binaryData);
        }
    });
    connection.on('close', function(reasonCode, description) {
        console.log((new Date()) + ' Peer ' + connection.remoteAddress + ' disconnected.');
```

```
});  
});
```

Приклад реалізації клієнта у Node.js:

```
var WebSocketClient = require('websocket').client;  
  
var client = new WebSocketClient();  
  
client.on('connectFailed', function(error) {  
    console.log('Connect Error: ' + error.toString());  
});  
  
client.on('connect', function(connection) {  
    console.log('WebSocket Client Connected');  
    connection.on('error', function(error) {  
        console.log("Connection Error: " + error.toString());  
    });  
    connection.on('close', function() {  
        console.log('echo-protocol Connection Closed');  
    });  
    connection.on('message', function(message) {  
        if (message.type === 'utf8') {  
            console.log("Received: '" + message.utf8Data + "'");  
        }  
    });  
  
    function sendNumber() {  
        if (connection.connected) {  
            var number = Math.round(Math.random() * 0xFFFFFFFF);  
            connection.sendUTF(number.toString());  
            setTimeout(sendNumber, 1000);  
        }  
    }  
    sendNumber();  
});  
  
client.connect('ws://localhost:8080/', 'echo-protocol');
```

Приклад реалізації веб-клієнта:

```
var client = new WebSocket('ws://localhost:8080/', 'echo-protocol');  
  
client.onerror = function() {  
    console.log('Connection Error');  
};  
  
client.onopen = function() {  
    console.log('WebSocket Client Connected');  
  
    function sendNumber() {  
        if (client.readyState === client.OPEN) {  
            var number = Math.round(Math.random() * 0xFFFFFFFF);  
            client.send(number.toString());  
            setTimeout(sendNumber, 1000);  
        }  
    }  
    sendNumber();  
};
```

```

client.onclose = function() {
    console.log('echo-protocol Client Closed');
};

client.onmessage = function(e) {
    if (typeof e.data === 'string') {
        console.log("Received: '" + e.data + "'");
    }
};

```

3. Робоче завдання

1. Ознайомитися з стислими теоретичними відомостями та запропонованою високорівневою архітектурою розподіленої системи моніторинга пацієнта.
2. Встановити Node.js версії 6.10 чи вище.
3. Розробити прототип компоненту серверної частини агрегації даних (node.js веб-сервер на основі express)
4. Розробити прототип компоненту джерела даних (node.js сервіс для передачі сигналу у реальному часі та моніторуємих параметрів)
5. Розробити прототип компоненту для візуалізації даних у реальному часі – веб-застосунок (фронт-енд для візуалізації сигналу і параметрів)
6. Розширити функціональність системи для можливості передачі декількох кривих (одночасних потоків даних).
7. Розширити функціональність системи для можливості моніторингу декількох пацієнтів (за умови запуску декількох джерел даних)
8. Розширити функціональність системи для зберігання даних на стороні серверу та можливості імпорту цих даних.
9. Зробити висновки

За бажанням провести стрес-тестування системи збільшуючи кількість одночасно запущених процесів джерел даних із варіацією кількості сигналів і частоти дискретизації, програмних застосунків візуалізації.

Контрольні питання:

1. Які основні компоненти архітектури системи моніторингу пацієнта?
2. Які вимоги висуваються до компонентів системи для передачі даних у реальному часі?
3. Які технології використовуються для передачі поточкових даних із джерела сигналу на сервер агрегації даних?
4. Які технології використовуються для асинхронного отримання даних у веб-застосунку?
5. Оцініть пропускну необхідну здатність каналів зв'язку виходячи із частоти дискретизації та кількості потоків.
6. Яким чином відбувається передача поточкових даних?
7. Які формати передачі даних використовуються?
8. Які основні функції сервера агрегації даних.
9. Яким чином можна обмежити доступ до даних моніторингу пацієнта?

ПРАКТИЧНА РОБОТА №5

КОМУНІКАЦІЙНЕ ТА ІНФОРМАЦІЙНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТЕЛЕДІАГНОСТИКИ ПАЦІЄНТА ЗА ДАНИМИ КОРОНАРОГРАФІЇ

1. Мета роботи

Метою роботи є практичне вивчення призначення, змісту, технологій виконання розповсюджених операцій телекомунікаційного та інформаційного забезпечення підготовки та проведення телемедичної процедури телеконсультування абонентів консультацій з питань діагностики пацієнтів з наявністю проблем з кардіології за даними коронарографії.

2. Теоретичні відомості

Практична робота побудована як ділова гра. У такій грі виконавці роботи отримують (у навчальному режимі) ролі реальних суб'єктів проведення телемедичної процедури конкретного виду, – з розподілом між собою ряду обов'язків (функцій) та вирішеннями необхідних питань за ходом дій, які передбачаються в процедурі та відпрацьовується в роботі. Кожний виконавець відповідає за свою частку роботи та отримує оцінку за одержані ним результати.

У цій роботі головна увага приділяється практичному відпрацюванню завдань інформаційного, технічного, організаційного та деяких інших видів забезпечення телемедичної консультацій. У даному разі розуміється відкладене планове заочне телеконсультування на етапах його підготовки та проведення. Мета телеконсультації – вирішення питань діагностики пацієнтів з серцево-судинними проблемами та вибору стратегії і тактики їх подальшого лікування (наприклад, стентування чи шунтування) [7].

Вихідними даними для цього є результати коронарографічного обстеження пацієнтів – реально часові записи рентгенографічних зображень (знімків) серця пацієнта у процесі визначення прохідності артерій, які живлять серцеві м'язи,

шляхом періодичного введення у русло досліджуваного кровотоку контрастуючої речовини спеціальним зондом, що проштовхується цим руслом лікарем під час обстеження.

Діагностично цінними тут є особливості топології, форми, розмірів артерій, які розташовані на поверхні міокарду, – коронарних артерій. Увага звертається на ширину їх просвіту, можливі звуження і перекриття (оклюзії), на порушення ламінарного потоку крові, на локацію застійних явищ як передумов до тромбоутворення та ін.

Подібні проблемні ділянки визначаються шляхом візуального аналізу зображень оператором телемедичної процедури на моніторі комп'ютера з використанням відповідних програмних засобів їх перегляду і засобів метрології. Така роль як раз і покладається на виконавців практичної роботи з використанням реальної коронарографічної інформації пацієнтів.

Робота передбачає отримання згаданих даних з коронарограм про проблемні ділянки коронарних артерій і відповідне оформлення отриманих результатів у запропонованому форматі. Дані такого аналізу утворюють об'єктивну інформаційну основу для прийнятих рішень щодо лікування пацієнтів, важливу компоненту вихідної інформації для подальшого планування і реалізації доцільних лікувальних втручань.

В організаційному розділі цих рекомендацій визначені склад і структура груп забезпечення телеконсультації, рольові функції та розподіл відповідальності суб'єктів в їх складі, порядок взаємодії та координації дій груп і окремих виконавців.

Змістовна сторона виконуваної роботи, включаючи питання документування її результатів та їх захист, розкривається у наступних розділах цих рекомендацій. Представлені ілюстрації доповнюють роз'яснення до змісту роботи і задають, у той же час, формати даних і документів, які відпрацьовуються під час проведення досліджень.

Технологічні процеси технічного та інформаційного забезпечення телемедичної процедури телеконсультування на етапах підготовки та

проведення телеконсультації при виконанні практичної роботи у формі ділової гри будуються як послідовність узгоджених дій робочих груп, що формуються зі складу студентів, на які покладається здійснення певних функцій на підготовчому та основному етапах проведення телемедичної процедури. Мінімальний склад будь-якої робочої групи – 2 людини.

Першим зі складу студентів призначається координатор телемедичної процедури, який обирає собі групу підтримки і готує пропозиції керівнику занять щодо складу інших функціональних груп. Вся навчальна група розподіляється за такими групами підтримки дій основних суб'єктів підготовки та проведення телемедичної процедури.

Особливість цієї роботи полягає у тому, що вона здійснюється у зв'язку з діагностикою двох різних пацієнтів з однією і тією ж метою. Формування робочих груп забезпечення, яке пропонується нижче, відповідає варіанту роздільної роботи з даними різних пацієнтів, – як з боку абонента, так і з боку консультанта. Функції пар таких груп сторін-учасниць аналогічні. У разі доцільності пари аналогічних груп можуть бути об'єднані. На такі об'єднані групи забезпечення буде покладено завдання забезпечення роботи з даними обох пацієнтів. Вибір варіанту організації роботи пропонує навчальна група керівнику заняття.

Робота розглядається як ділова гра і у зв'язку з цим на етапі планування занять доцільно сформувати такі групи виконавців (рис. 5.1) для її проведення у відповідності з типовим складом підсистем телемедичної системи консультування [1, 4], – з наведеним нижче розподілом функцій між ними:

- **група 1** – інформаційного забезпечення абонента 1 – для аналізу первинних даних коронарографії пацієнта 1, формування даних про проблемні ділянки коронарних артерій пацієнта 1;

- **група 2** – інформаційного забезпечення абонента 2 – для аналізу первинних даних коронарографії пацієнта 2, формування даних про проблемні ділянки коронарних артерій пацієнта 2;

- **група 3** – комунікаційного та інформаційного забезпечення координатора телеконсультації – для забезпечення планування і координації дій робочих груп, організації узагальнення результатів аналізу первинних даних коронарографії пацієнтів, організації підготовки підсумкових даних телеконсультації про проблемні ділянки коронарних артерій пацієнтів, організації формування комплексного протоколу практичної роботи, організації комплексного захисту протоколу практичної роботи;

- **група 4** – інформаційного забезпечення консультанта – для аналізу первинних даних коронарографії пацієнта 1, формування даних про проблемні ділянки коронарних артерій пацієнта 1;

- **група 5** – інформаційного забезпечення консультанта – для аналізу первинних даних коронарографії пацієнта 2, формування даних про проблемні ділянки коронарних артерій пацієнта 2;

Склад робочих груп пропонується керівником групи 3 за погодженням з виконавцями і викладачем та розкривається у звіті практичної роботи, – за формою рис. 5.1 шляхом заміщення наведених на ньому функцій виконавців їх П. І. Б. (повністю) та підписами.

За необхідності склад робочих груп та їх кількість може змінюватися за пропозиціями виконавців через координатора робіт. Функціонально один і той же виконавець у відповідності зі своєю кваліфікацією може одночасно входити до складу різних робочих груп. Запропонований для виконання роботи комплекс функцій має бути розподілений повністю між виконавцями.

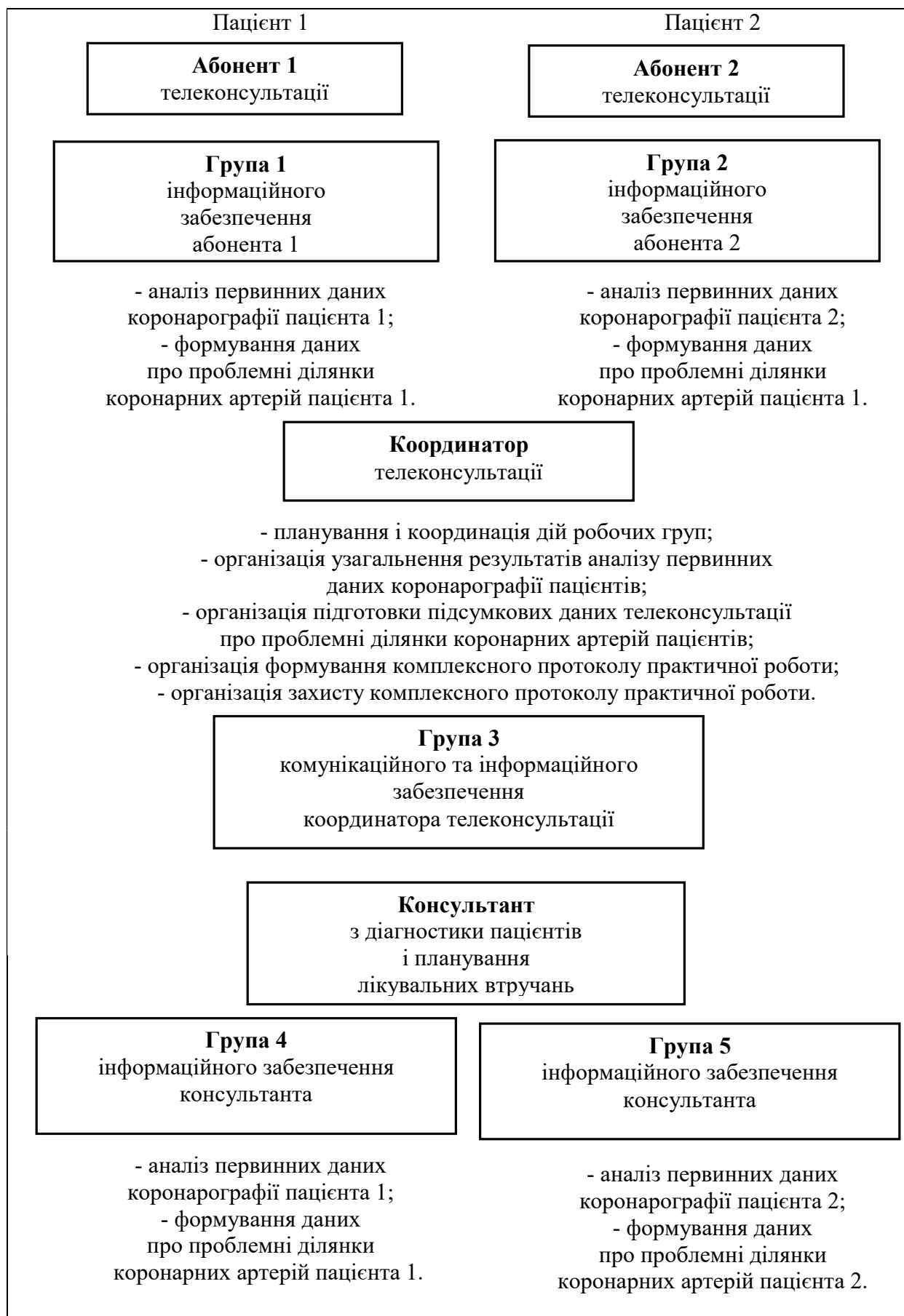


Рис. 5.1. Склад робочих груп для практичної роботи і функції виконавців

Інформаційне та технічне забезпечення для проведення роботи складають такі необхідні ресурси.

1. Вихідний інформаційний ресурс – коронарограми двох пацієнтів (пацієнта 1, пацієнта 2) в електронній формі – записи, що отримані під час функціонального обстеження пацієнтів.

2. Форма бланку протоколу для узагальнення результатів аналізу даних коронарографічного обстеження пацієнтів (рис. 5.2, 5.3).

3. Зразок заповнення бланку протоколу результатів аналізу даних коронарографічного обстеження пацієнтів (рис. 5.4).

4. Результати коронарографічного обстеження пацієнтів на бланках згаданої форми, отримані фахівцями в клініках, (використовується керівником практичної роботи для контролю якості її виконання при захисті результатів, отриманих робочими групами).

5. Засоби оброблення і представлення даних – стаціонарні комп'ютери робочих станцій навчальної лабораторії і персональні ноутбуки, система MatLab.

6. Засоби комунікацій – мережні комунікаційні сервіси локальних мереж навчальної лабораторії, комунікаційні сервіси Internet, мобільні телефони виконавців.

Доступ виконавців робочих груп до коронарограм пацієнтів в електронній формі забезпечується керівником заняття через координатора медичної телеконсультації і (або) через групу комунікаційного та інформаційного забезпечення координатора за його вказівкою. У процесі роботи з зазначеними даними забезпечується виконання вимог конфіденційності.

Копії бланк-протоколу для узагальнення результатів аналізу даних коронарографічного обстеження пацієнтів, зняті з рис. 5.2 цих методичних рекомендацій, використовується виконавцями як робочі бланки для нанесення на них вручну (або іншим способом) одержуваних даних аналізу коронарограм. Заповнені бланк-протоколи перевіряються і включаються до підсумкового протоколу практичної роботи.

Зразок заповнення бланк-протоколу результатів аналізу даних коронарографічного обстеження пацієнтів, а також рисунки з фіксацією зображень проблемних ділянок досліджуваних артерій із зазначенням ступеня їх звуження наводяться нижче (рис. 5.4).

На коронарограмах, що аналізуються, крім зображень міокарда і артерій, які його живлять, є зображення зонда системи коронарографії, який використовується для дослідження кровотоку в зазначених судинах. Його діаметр становить приблизно 8 мм, що може бути враховано під час використання програмних засобів метрології для оцінки реальної ширини просвіту артерій і ступеня їх перекриття на виявлених проблемних ділянках. У той же час, вираз ступеня перекриття просвіту кровоносних судин може бути отримано з допомогою зазначених програмних засобів метрології в процентному виразі незалежно від прив'язки до значення діаметра зонда.

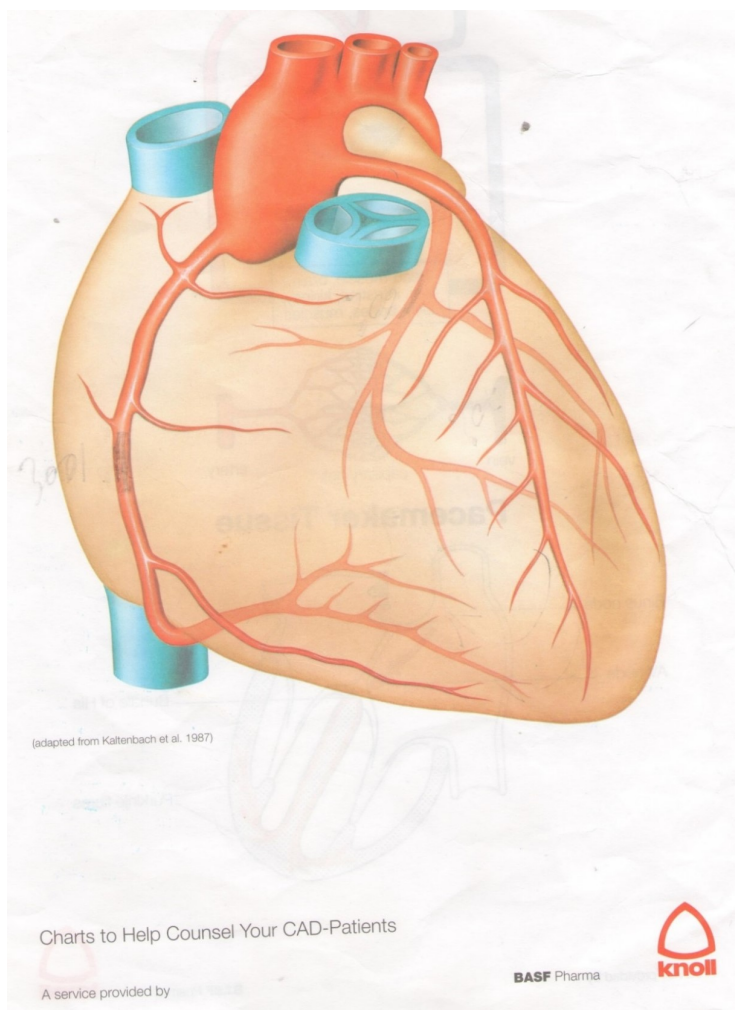
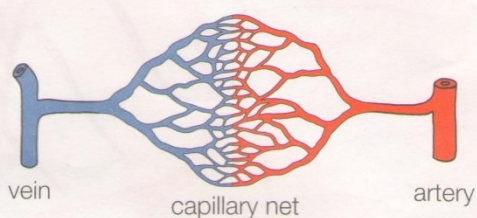
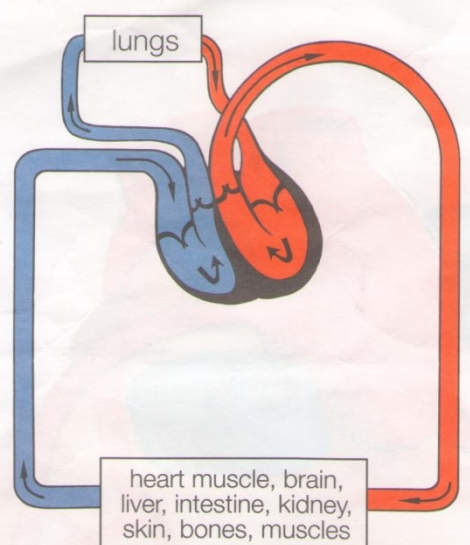
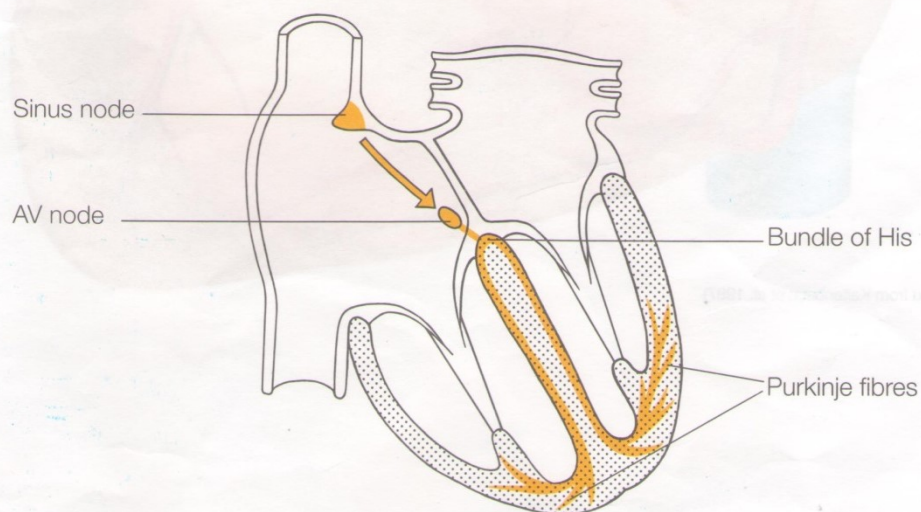


Рис. 5.2. Бланк результатів коронарографічного обстеження

Diagram of the Circulatory System



Pacemaker Tissue



A service provided by

BASF Pharma

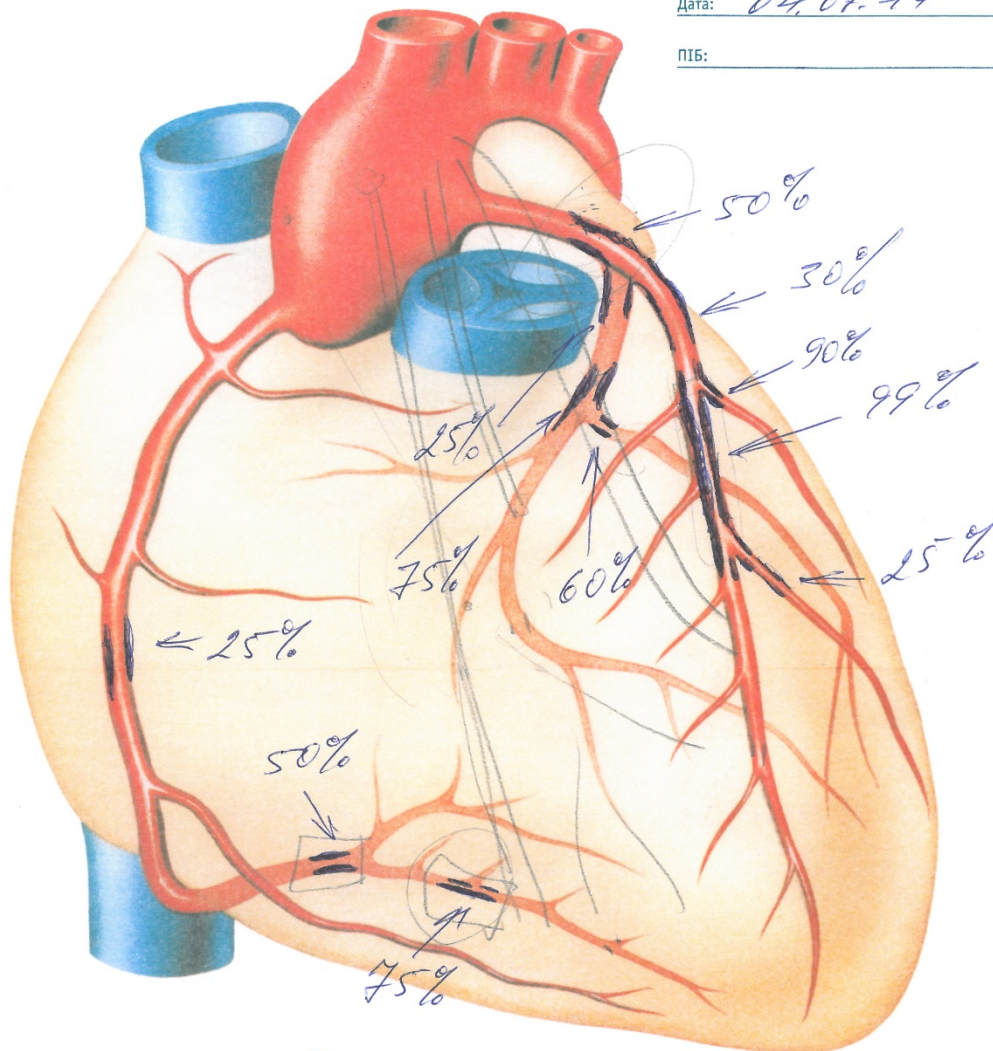


Рис. 5.3. Бланк результатів коронарографічного обстеження (продовження – зворотний бік бланка)

Схематичне зображення серця та судин
для допомоги при консультуванні пацієнтів з ішемічною хворобою серця

Дата: 04.07.19

ПІБ: _____



Рекомендовано:

☐ **TAXUS™ Liberté™**

☐ **Liberté™**



Амаркорд

ТОВ «АМАРКОРД»
Офіційний дистриб'ютор
корпорації "Boston Scientific
Corporation" (США) в Україні
Київ, вул. Червоноармійська, 72-А,
1 під'їзд, 10 поверх,
тел. (044) 502-65-11,
502-65-10, 502-65-12
e-mail: alexm@amarcord.kiev.ua,
www.amarcord.kiev.ua

Рис. 5.4. Приклад оформлення бланку протоколу результатів візуального аналізу коронарограми пацієнта

Кінцевим завданням цієї практичної роботи є отримання консультативного висновку з діагностики двох пацієнтів (пацієнта 1 і пацієнта 2) у вигляді оформлених бланк-протоколів аналізу їх коронарограм як результату узгодженої спільної роботи абонентів консультації, які представляють сторону пацієнтів, що діагностуються, і телеконсультанта, його груп інформаційного забезпечення консультування.

Робота суб'єктів телеконсультації будується у два основних етапи.

Перший етап – автономна роздільна робота груп забезпечення абонентів та консультанта з даними кожного пацієнта. Групи працюють незалежно одна від одної під контролем координатора телеконсультації та групи його забезпечення.

Коронарограма пацієнта 1 обробляється групою 1 інформаційного забезпечення абонента 1.

Коронарограма пацієнта 2 обробляється групою 2 інформаційного забезпечення абонента 2.

Групи 4, 5 інформаційного забезпечення дублюють роботу, відповідно, груп 1, 2, самостійно аналізуючи первинні дані коронарографії пацієнтів з позначенням і оцінкою проблемних ділянок коронарних артерій пацієнтів і з відображенням одержуваних результатів на бланк-протоколах необхідної форми (рис. 3.4).

Група 4 обробляє коронарограму пацієнта 1.

Група 5 обробляє коронарограму пацієнта 2.

Результатами цього етапу роботи є отримані цими групами забезпечення бланк-протоколи аналізу первинних даних коронарографії пацієнтів з позначенням та характеристикою проблемних ділянок досліджуваних коронарних артерій двох пацієнтів.

Другий етап роботи – спільна робота груп забезпечення абонентів та консультанта за даними окремих пацієнтів, – з зіставленням, узгодженням та узагальненням отриманих незалежно один від одного результатів аналізу одних

і тих же коронарограм з позначенням та характеристикою проблемних ділянок досліджуваних коронарних артерій кожного пацієнта.

Група 1 працює спільно з групою 4.

Група 2 працює спільно з групою 5.

Комунікацію і координацію роботи груп організовує група 3.

Під час спільної роботи груп встановлюються всі різночитання у бланках-протоколах, перевіряються і узгоджуються дані щодо проблемних ділянок кровоносних судин.

За необхідності проводяться додаткові перевірки коронарограм. У спірних випадках за тими ж самими досліджуваними ділянками, включаючи випадки непозначених ділянок, такі додаткові перевірки і узгодження отриманих результатів є обов'язковими.

Узгоджені між групами дані аналізу коронарограм по кожному пацієнту наносяться на підсумкові бланк-протоколи телеконсультації і вносяться в протокол практичної роботи як результат здійсненого забезпечення діагностичних досліджень.

Найдоцільнішу технологію вирішення поставлених завдань надає варіант реалізації потрібних дій з забезпечення телеконсультування, який розкривається нижче.

Дії, що виконуються під час проведення роботи, доцільно організувати у такій послідовності.

1. Кожна робоча група через координатора телемедичної консультації отримує доступ до необхідних коронарограм пацієнтів. Для групи 3 – це коронарограми обох пацієнтів, для груп 1, 4 – коронарограми пацієнта 1. Для груп 2, 5 – коронарограми пацієнта 2.

2. Кожна коронарограма піддається візуальному перегляду з використанням і дослідженням можливостей програмних засобів такого перегляду, з ідентифікацією зображень дослідницького зонда, коронарних артерій, проблемних ділянок русла кровообігу, як показано, наприклад, на рис. 5.5.

3. Для кожної проблемної ділянки засобами перегляду коронарограми вибирається і фіксується зручний ракурс («стоп-кадр») для спостереження і застосування програмних засобів вимірювання просвіту кровоносних судин, як ілюструє, наприклад, рис 5.6.

4. Кожна проблемна ділянка фрагментується із зручним масштабом. Оцінюються розміри ділянок, що становлять інтерес. Наносяться числові характеристики звужень русла кровотоку (рис. 5.7), включаючи констатацію оклюзій судин – у разі виявлення таких, як наприклад, на рис.5.8.

5. Формується добірка зазначених зображень (для протоколу практичної роботи).

6. Дані з вказаної збірки зображень переносяться вручну або в електронному вигляді на бланк-протокол як основний отриманий результат забезпечення діагностичних досліджень (рис. 5.4).

7. Узгодження бланк-протоколів, узагальнення результатів роботи груп на підсумковому бланк-протоколі для кожного пацієнта полягають у нанесенні на цей бланк підтверджених двома групами (абонента і консультанта) даних, перевірених у разі виникнення окремих різночитань.

8. Всі розраховані результати робочих груп на першому і другому етапах виконання практичної роботи вносяться до загального протоколу її проведення.

9. Захист протоколу організовується координатором телемедичної процедури у вигляді презентації з необхідними коментарями виконавців.

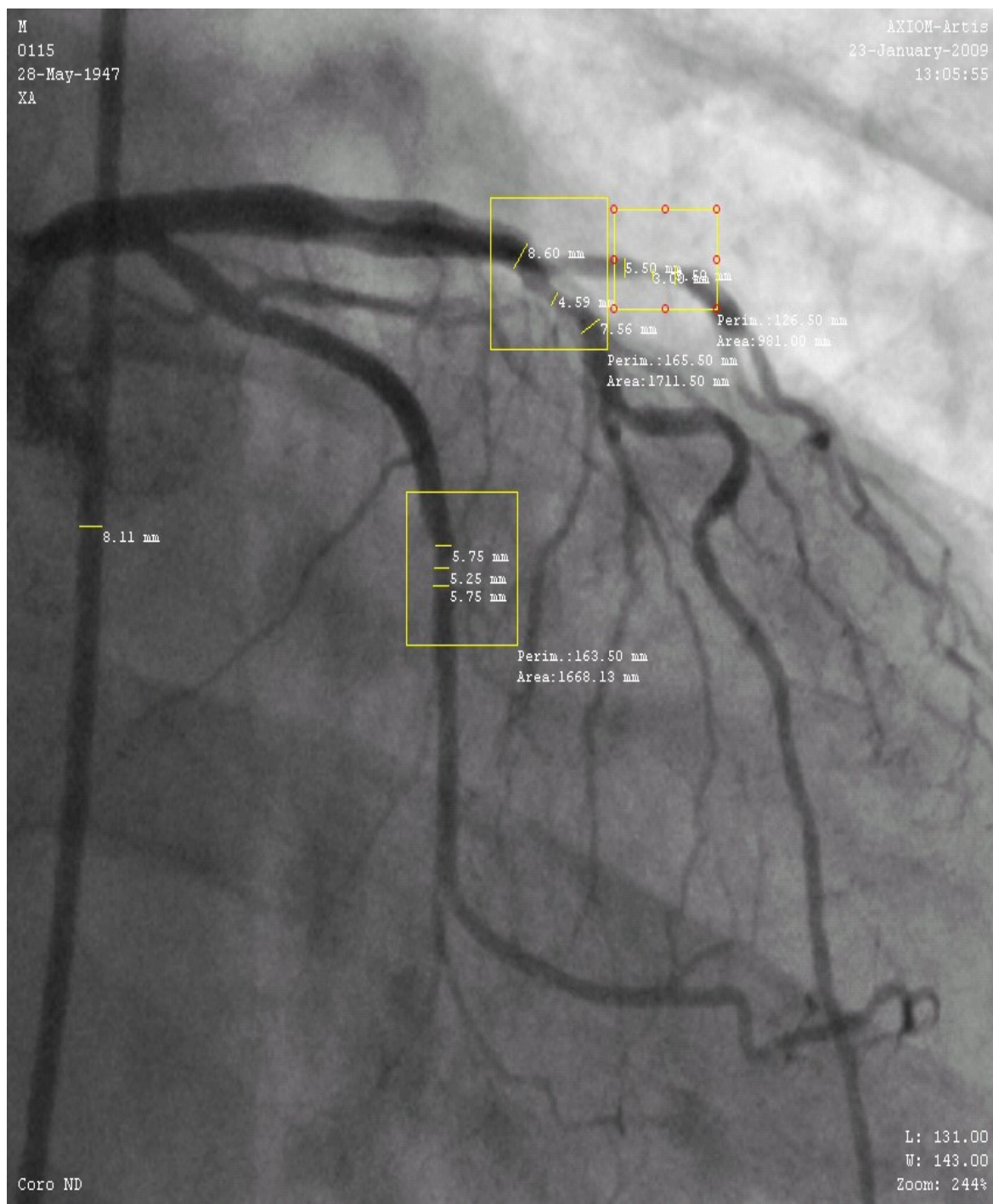


Рис. 5.5. Приклад визначення на коронарограмі під час її огляду розташування проблемних ділянок артерій

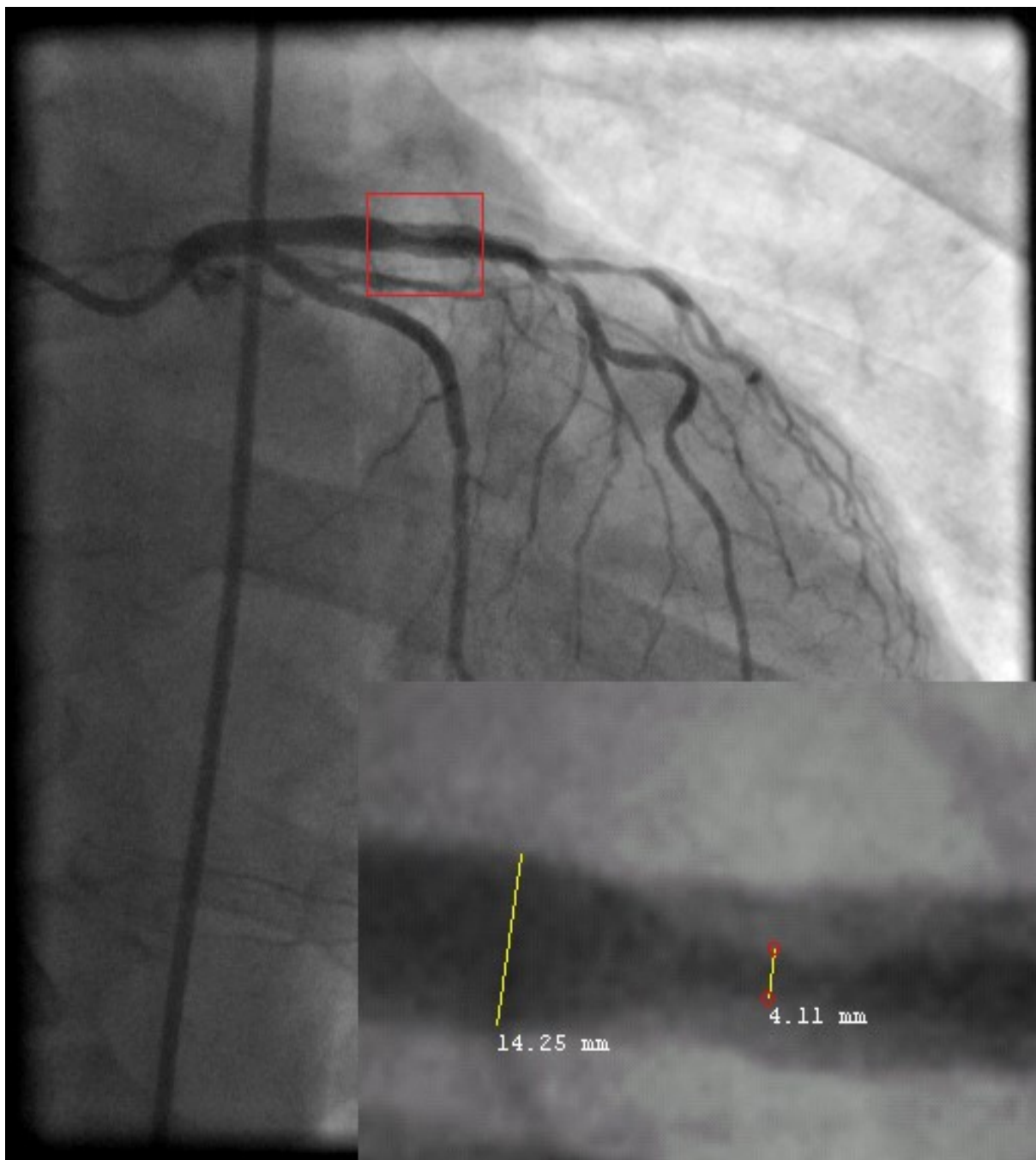


Рис. 5.6. Приклад фіксації при огляді коронарограми на коронарографічному зображенні (на "стоп-кадрі") проблемної ділянки артерії із звуженням просвіту судини приблизно на 70%

Протокол повинен мати загально прийнятий титульний аркуш та лист-показчик виконавців – за формою, відображеної на рис. 5.1, з урахуванням рекомендацій її наповнення (у коментарі до рис. 5.1, у розділі «Загальні питання організації проведення практичної роботи (ділової гри)»). Протокол містить підписи всіх учасників робочих груп.

Остаточний оформлений протокол роботи надається керівнику практичної роботи як документ до захисту результатів її виконання.

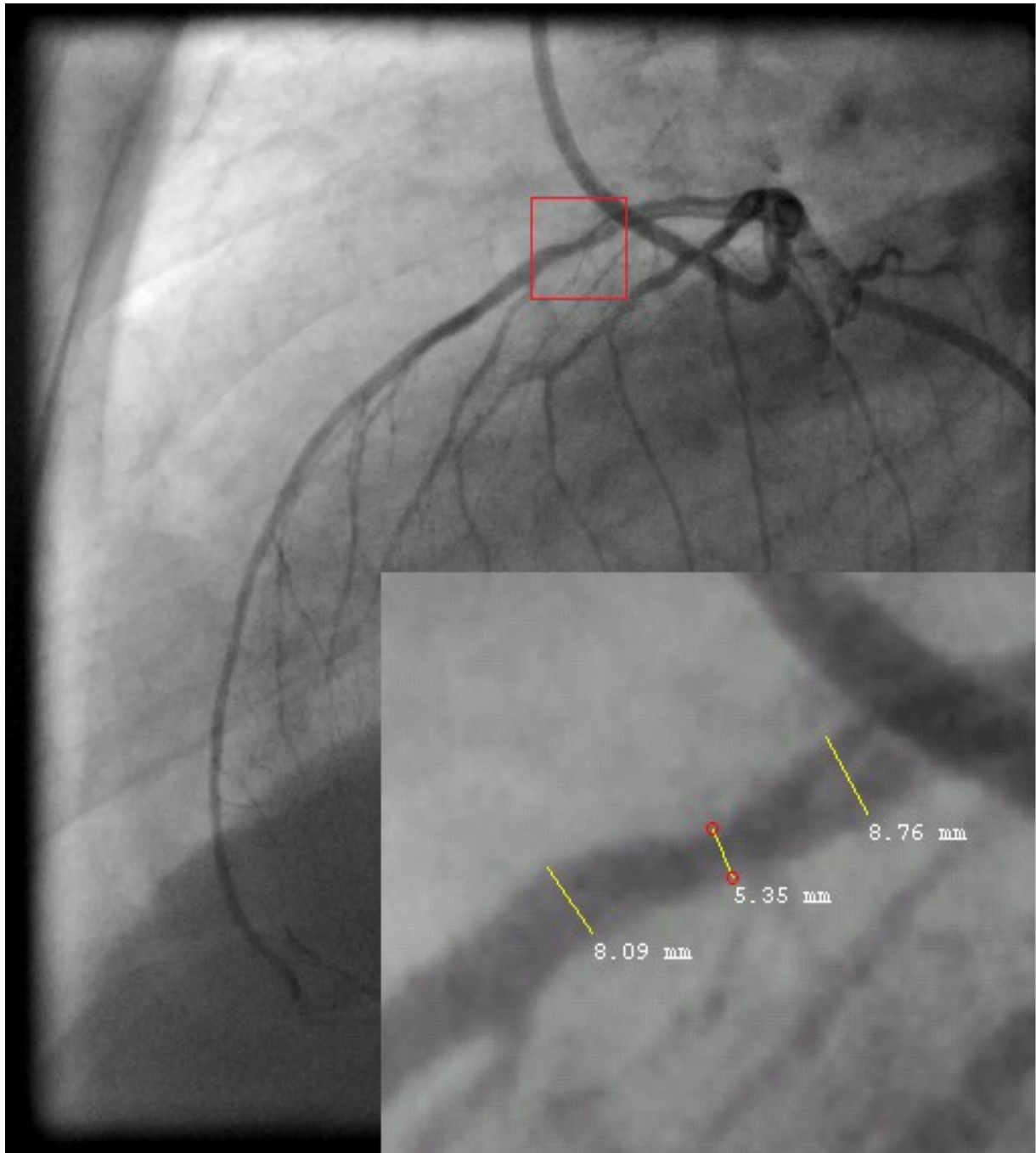


Рис. 5.7. Приклад фіксації під час перегляду коронарограми коронарографічного зображення проблемної ділянки артерії із звуженням просвіту судини приблизно на 40%

3. Робоче завдання

1. Визначте положення коронарних артерій та їх найменування.
2. Відзначте на бланку-схемі локалізацію звуження передньої низхідної гілки лівої вінцевої артерії за результатами коронарографії для описаного клінічного випадку.

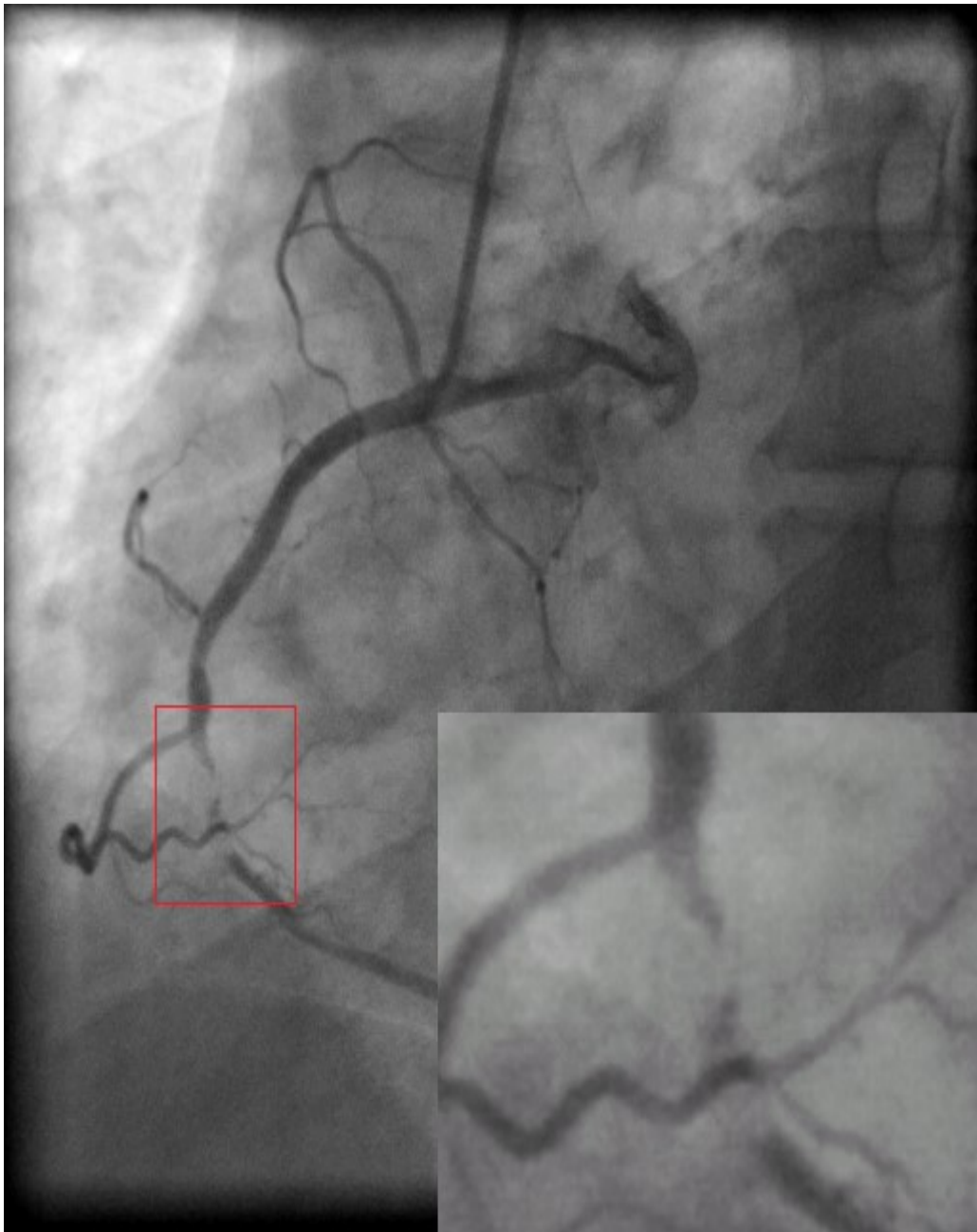


Рис. 5.8. Приклад фіксації під час перегляду коронарограми коронарографічного зображення проблемної ділянки артерії з повним перекриттям кровотоку (з її оклюзією)

Контрольні питання:

1. Яким чином Ви будете вводити вихідні дані коронарографії в персональний ноутбук для передачі даних у центр теледіагностики?
2. Яким чином Ви плануєте передати первинні дані коронарографії телеконсультанту для теледіагностики?

3. Як Ви будете виділяти з первинних даних коронарографії "стоп-кадри" з зображеннями, які відображають виражене ураження коронарних судин?

4. Як у процесі роботи Ви будете фіксувати локалізацію уражень коронарних судин і давати приблизну оцінку ступеня звуження їх просвіту?

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Біомедичні електронні системи. Конспект лекцій [Електронний ресурс]: навч. посіб. для студ. спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка», освітньої програми «Електронні мікро- і наносистеми та технології» / КПІ ім. Ігоря Сікорського; уклад.: Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько, А.О. Попов, Є.С.Карплюк, О.П.Шуляк. – Електронні текстові дані (1 файл: 10 406 Кбайт). – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – 113 с.
2. Біомедичні електронні системи. Лабораторний практикум [Електронний ресурс]: навч. посіб. для студ. спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка», освітньої програми «Електронні мікро- і наносистеми та технології» / КПІ ім. Ігоря Сікорського; уклад.: Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько, А.О. Попов, Є.С. Карплюк.– Електронні текстові дані (1 файл: 7 898 Кбайт). – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – 60 с.
3. Біомедичні електронні системи: конспект лекцій з Розділу 1 «Біомедичні електронні системи функціональної діагностики» для студ. спец. 8.05080102 – фізична та біомедична електроніка / Уклад.: Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько, А.О. Попов, Є.С. Карплюк. – К., 2015. – 133 с.
4. Біомедичні електронні системи: конспект лекцій з Розділу 2 «Біомедичні електронні системи інтроскопії» для студ. спец. 8.05080102 – фізична та біомедична електроніка / Уклад.: А.О. Попов, Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько, Є.С. Карплюк. – К., КПІ, 2015. – 84 с.
5. Біомедичні електронні системи: конспект лекцій з Розділу 4 «Експертні системи» для студ. спец. 8.05080102 – фізична та біомедична електроніка / Уклад.: К.О. Іванько, Н.Г. Іванушкіна, А.О. Попов, Є.С. Карплюк. – К., 2016. – 94 с.
6. Біомедичні електронні системи: конспект лекцій з Розділу 3 «Інформаційне забезпечення функціонування та виробництва біомедичних електронних систем» для студ. спец. 8.05080102 – фізична та біомедична

електроніка / Уклад.: А.О. Попов, О.С. Коваленко, Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько, Є.С. Карплюк. – К., КПІ, 2015. – 50 с.

7. Телемедичні системи: Комунікаційне та інформаційне забезпечення телемедичних процедур. Лабораторний практикум (ділові ігри) та розрахункова робота до нього [Електронний ресурс] : навч. посіб. для студ. спеціальності 153 «Мікро- та наносистемна техніка» за освітньо-науковою програмою магістерської підготовки «Електронні мікро- і наносистеми та технології»/ КПІ ім. Ігоря Сікорського ; уклад.: О. П. Шуляк. – Електронні текстові дані (1 файл: 7,23 Мбайт). – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2020. – 73 с.

8. Іванушкіна Н.Г., Іванько К.О. Цифрова обробка низькоамплітудних компонент електрокардіосигналів. – К.: НТУУ “КПІ”, 2014.-184 с.

9. Ivanko K., Ivanushkina N. Extraction and Assessment of Low-Amplitude Components of Electrocardiosignals (Електронне видання), 2019. - 197 с.

10. Biomedical Signal Analysis – A Case–Study Approach. R.M. Rangayyan, 2nd Edition, John Wiley & Sons Inc , 2015.- 720 p.

11. Medical Devices and Human Engineering, Joseph D. Bronzino, Donald R. Peterson. 1st Edition, CRC Press, Taylor&Francis Group, 2017.- 891 p.

12. Biomedical Signals, Imaging, and Informatics, Joseph D. Bronzino, Donald R. Peterson. 1st Edition, CRC Press, Taylor&Francis Group, 2014.- 1468 p.