

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**ДВНЗ «Приазовський державний технічний університет»**  
**Факультет інформаційних технологій**  
**Кафедра Біомедичної інженерії**

Методичні вказівки  
до виконання лабораторних робіт  
з дисципліни

**Обробка біомедичних цифрових сигналів**

напряму підготовки 163 «Біомедична інженерія»

Co-funded by the  
Erasmus+ Programme  
of the European Union



**Розроблено в рамках проекту «Erasmus+ (CBHE)  
BioArt: «Інноваційна мультидисциплінарна навчальна програма  
зі штучних імплантів для біоінженерії для рівнів бакалавр та  
магістр»**  
**Developed in the frame of project «Erasmus+ (CBHE)  
BioArt: Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial  
Implants for Bio-Engineering BSc/MSc Degrees» (586114-EPP- 1-  
2017- 1-ES- EPPKA2-CBHE- JP)**

2019– 2020 навчальний рік

Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт з дисципліни **Обробка біомедичних цифрових сигналів** для студентів за напрямом підготовки 163 «Біомедична інженерія».

Розробник: доц., к.т.н. Койфман О.О.

Робоча програма затверджена на засіданні кафедри «Біомедична інженерія», протокол від 24.06.2019 року № 21

Завідувач кафедри \_\_\_\_\_ (Азархов О.Ю.)  
(підпис) (прізвище та ініціали)

Схвалено методичною комісією факультету  
Протокол від 24.06.2019 року № 10

Голова \_\_\_\_\_ (Черевко О.О.)  
(підпис) (прізвище та ініціали)

© ДВНЗ «ПДТУ», 2019 рік

© Койфман О.О., 2019 рік

# ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 1. ТЕОРЕМА ВІДЛІКІВ І ЕФЕКТ НАКЛАДАННЯ

**Цілі роботи:** отримання первинних навичок роботи з системою MATLAB; дослідження теореми відліків і ефекту накладення.

## ОСНОВНІ ПОЛОЖЕННЯ

суть *теореми відліків (теореми Котельникова)* полягає в наступному: Справді безперервний сигнал зі спектром, обмеженим в смузі частот  $0 < f < f_{\text{н}}$ , Може бути відновлений за його дискретним відліках за умови, що частота дискретизації  $f_{\text{д}} > 2f_{\text{н}}$ .

Ефект накладення полягає в тому, що при порушенні теореми відліків (т. Е. При виборі недостатньо високої частоти дискретизації) деякі частотні складові стають невиразними.

## ЗАВДАННЯ

- Освоїти основи роботи в системі MATLAB в командному режимі і в режимі використання сценаріїв (М-файлів). Освоїти найпростіші способи розрахунку значень функцій і їх виведення в графічній формі.

- Виконати дослідження ефекту накладення на тестових синусоїдальних сигналах.

- Виконати дослідження ефекту накладення на фрагменті ЕКГ.

## ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

### Основи роботи в системі MATLAB.

1. Запустіть систему MATLAB.
2. У головному вікні (в поле Current Directory, Розташованому у верхньому правому куті) встановіть шлях до вашої робочої папки.

Команди в MATLAB можна вводити двома способами: безпосередньо в командному вікні (Command Window) Або в редакторі М-файлів (див. Далі). При роботі в командному рядку команди виконуються безпосередньо після їх введення. наприклад:


```
>> d = 1 + 2 □
```

```
d =  
3  
>> f = d + 50  
f =  
53
```

Якщо команда завершується крапкою з комою, то чисельні результати (якщо вони є) виводяться в командному вікні.

3. Виконайте найпростіші розрахунки за аналогією з показаними вище.

Робота в командному рядку ускладнюється, якщо потрібно вводити багато команд і часто їх змінювати. Найзручнішим способом виконання команд в MATLAB є використання так званих М-файлів (або програм), в яких можна набирати команди, виконувати їх все відразу або частинами, зберігати в файлі і використовувати в подальшому. Для роботи з М-файлами призначений редактор М-файлів. Він викликається з меню File основного вікна MATLAB (File□New□M-file).

У редакторі М-файлів програма набирається цілком, а потім запускається з меню Debug (Debug□Run) або за допомогою кнопки  на панелі інструментів. Якщо при наборі зроблена помилка і MATLAB не може розпізнати команду, то програма виконується до неправильної команди, а потім в командному вікні виводиться повідомлення про помилку.

**Розрахунок функцій і виведення графіків.** Нижче наведено текст найпростішої програми, яка розраховує і будує графік функції, що задається формулою:  $y = \sin(3x)$ .

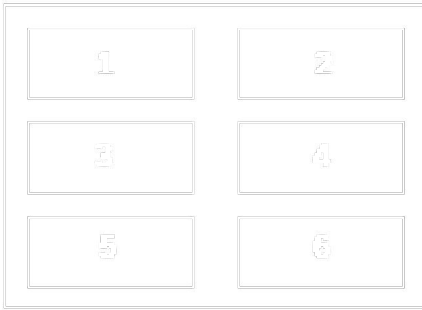


Рис. 1.1. Нумерація полів в графічному вікні

```

x = 0: 0.02: 2 * pi;%
Створення масиву
% (Вектора)
значень
% Аргументу «x
»в
% Діапазоні від 0
до 2π
% З кроком 0,02
y = sin (3 * x);%
Обчислення масиву%
значень функції
figure(1)%
Створення вікна для
% Виводу
графіків
plot (x, y)%

```

```

Висновок графіка кривої,% координати точок якої задані
% Масивами «x »i« y »

```


```

title ('Signal')% Тема графіка

```

Пояснення, розташовані правіше%, є коментарями, що не впливають на виконання програми.

4. У вікні редагування М-файлів наберіть текст цієї програми (без коментарів) і збережіть його у файлі з розширенням m.

5. натиснувши кнопку  на панелі інструментів, виконайте програму.

6. Додайте в програму рядок обчислення другого масиву за

$$y = 2 \cos(5x)$$

формулою.

7. Щоб вивести другу розраховану функцію на тому ж графіку, скористайтеся наступним зразком:

```

hold on % Збереження того, як на графіку

```

**plot (x, y2, 'r')% Графік масиву « y2 »червоним ( 'r')  
кольором**

8. Створіть заголовок графічного вікна, користуючись полем Window Name пункту меню Edit□Figure Properties (Не використовуйте російських букв!).

9. Збережіть графічне вікно в файлі з розширенням fig, користуючись пунктом меню цього вікна File□Save As.

В одному графічному вікні може бути розміщено кілька полів для виведення графіків. Наприклад, таке вікно створюється командами:

```
figure% Створення нового графічного вікна  
subplot(3,2,1)% Створення у вікні шести полів графіків  
% (Три ряди по два графіка в кожному)
```

Нумерація полів в графічному вікні ілюструється на рис. 1.1.

Графік в будь-якому з полів будується наступним чином:

```
subplot (3,2,4)% Зробити активним  
% Поле з номером 4  
plot (y)% Побудова графіка  
% Значень масиву «у»
```

10. Доповніть програму, створивши нове вікно з двома розташованими поруч полями, і виведіть в них графіки розрахованих перед цим функцій.

11. Створіть заголовок вікна, збережіть вікно і текст програми.

**Дослідження ефекту накладення на тестових сигналах.**  
Нижче наведено текст програми, в якій в поле одного і того ж графіка будуються дві криві: синусоїда з частотою  $F = 30$  Гц і амплітудою  $A = 10$ , дискретизованного з частотою  $Fd1 = 500$  Гц (завідомо достатній по теоремі відліків), і така ж синусоїда, дискретизованного з частотою  $Fd2 = 100$  Гц. Діапазон зміни обох аргументів ( $t1$  і  $t2$ ) - від 0 до 0,1 с.

```
F= 30;% Частота коливань синусоїди (Гц)
```

```
A= 10;% Амплітуда синусоїди
```

```

tmax= 0.1;% Верхня межа зміни аргументу (с)
Fd1 = 500;% Перша частота дискретизації (Гц)
Fd2 = 100;% Друга частота дискретизації (Гц)
T1 = 1 / Fd1;% Інтервал дискретизації для частоти «
    Fd1 »
t1 = (0: T1: tmax);% Діапазон зміни аргументу 1-го графіка

T2 = 1 / Fd2;% Інтервал дискретизації для частоти «
    Fd2 »
t2 = (0: T2: tmax);% Діапазон зміни аргументу 2-го графіка

y1 = A * cos (2 * pi * F * t1);% Розрахунок синусоїди для 1-го
графіка
figure            % Створення вікна для відображення
графіків
plot (t1, y1)% Побудова 1-го графіка
hold on           % Збереження графічного вікна
y2 = A * cos (2 * pi * F * t2);% Розрахунок синусоїди для 2-го
графіка
plot (t2, y2, 'r')% Побудова 2-го графіка

```

12. Відкрийте новий М-файл і збережіть його під яким-небудь ім'ям.

13. Використовуючи в якості зразка наведений вище приклад, створіть програму, яка розраховує і відображає в трьох розташованих один під одним графічних полях одного вікна графіки синусоїд з амплітудою  $A$  і частотами  $F$ ,  $Fd2 + F$  і  $Fd2 - F$  (Відповідно - у верхньому, середньому і нижньому полях) для частот дискретизації  $Fd1$  і  $Fd2$ . значення величин  $F$ ,  $A$ ,  $tmax$ ,  $Fd1$  і  $Fd2$  для вашого варіанту візьміть з табл. П.1.

У разі правильного виконання останнього завдання на графіках має бути видно, що при більш низькій частоті дискретизації ( $Fd2$ )

Сигнали в точках взяття відліків однакові для всіх трьох випадків (т. Е. Не помітні між собою), що і ілюструє ефект накладення.

**14.** Створіть заголовок вікна, розгорніть вікно на весь екран, збережіть вікно і текст програми.

**Дослідження ефекту накладення на сигналі ЕКГ.** У файлах, імена яких вказані в табл. П.1, містяться фрагменти записів ЕКГ при штучної електрокардіостимуляції серця. Для всіх записів частота дискретизації  $F_d = 1200$  Гц.

**15.** У вашу робочу папку перепишіть файл із записом ЕКГ.

Нижче приведена команда читання фрагмента ЕКГ з файлу R1\_00.txt:

```
y = load ( 'R1_00.txt');% Читання значень з файлу в масив «  
y»
```

Частота відліків може бути знижена їх проріджування. Далі наведено фрагмент програми, де виконується проріджування вихідного сигналу і побудова графіка:

```
LY = length (y);% Визначення числа прочитаних відліків  
T = 1 / Fd;% Інтервал дискретизації для вихідної частоти
```

```
tmax = LY * T;% Розмір фрагмента сигналу (с)
```

```
K1 = 6;% Коефіцієнт проріджувати і я
```

```
Fd1 = Fd / K1;% Нижча частота (тут  $F_{d1} = 1200/6 = 200$  Гц)
```

```
T1 = 1 / Fd1;% Інтервал дискретизації для частоти «  
Fd1»
```

```
t1 = 0: T1: tmax-T1;% Діапазон зміни аргументу для «  
Fd1»
```

```
LY1 = LY / K1;% Розмір масиву для частоти «  
Fd1»
```

```
for i = 1: LY1% Цикл для « i» від 1 до « LY1 »,
```

**в**

```
y1 (i) = y ((i-1) * K1 + 1);% якому створюється масив  
проріджених
```



```
end
% В «К1 »раз відліків
plot (t1, y1)% Побудова графіка зріджені сигналу
```

16. Створіть програму, яка читає заданий для вашого варіанту файл і відображає в трьох розташованих один під одним графічних полях сигнал з початкової частотою 1200 гц і сигнали, зріджені в **К1** і **К2** раз (коефіцієнти проріджування візьміть з табл. П.1).

17. Розгорніть графічне вікно на весь екран. Якщо на отриманих графіках масштаби по осі у вийшли різними, приведіть їх до однакових значень, користуючись пунктом меню графічного вікна `Edit`  `Axes Properties`.

У разі правильного виконання даного завдання на графіках має бути видно, що при зниженні частоти дискретизації в сигналі починають пропадати високочастотні елементи (зокрема - імпульси електрокардіостимулятора), що свідчить про недостатньо високій частоті відліків (т. Е. Про порушення умов теореми Котельникова).

18. Створіть заголовок вікна, збережіть вікно і текст програми.

## ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 2. ЦИФРОВА ФІЛЬТРАЦІЯ ЕКГ

**Мета роботи:** ознайомлення з цифровою фільтрацією сигналів і її програмною реалізацією.

### ОСНОВНІ ПОЛОЖЕННЯ

*Цифровий фільтр (ЦФ)* - це математичний алгоритм обробки дискретних сигналів, який описується *різницевим рівнянням*:

$$y(n) = \sum_{i=0}^{M-1} c_i x(n-i) + \sum_{j=1}^N d_j y(n-j), \quad (2.1)$$

де  $x(n)$  і  $y(n)$  - відліки вхідного і вихідного сигналів,  $c_i$  і  $d_j$  - константи, звані коефіцієнтами фільтра, а  $M$  і  $N$  відповідають кількості коефіцієнтів для першої і другої сум.

ЦФ є *нерекурсивним*, коли всі коефіцієнти  $d_j$  дорівнюють нулю, або *рекурсивним* в іншому випадку. У даній роботі будуть розглядатися тільки *нерекурсивні* фільтри.

У таблиці варіантів вказані два набори коефіцієнтів  $c_i$ . Що визначають фільтри двох різних типів (званих далі а і б). Значення коефіцієнтів першого набору симетричні щодо центрального коефіцієнта, а другого - антисиметричного (т. Е. Мають симетрію зі знаком мінус). Амплітудно-частотні характеристики (АЧХ), що показують залежність коефіцієнта передачі фільтрів від частоти, для таких типів фільтрів визначаються відповідно виразами:

$$H(f) = c_{(M-1)/2} + 2 \sum_{k=1}^{(M-1)/2} c_{((M-1)/2-k)} \cos(2\pi f k T) \quad (2.2)$$

i

$$H(f) = c_{(M-1)/2} + 2 \sum_{k=1}^{(M-1)/2} c_{((M-1)/2-k)} \sin(2\pi f k T), \quad (2.3)$$

де  $f$  - частота в Гц, а  $T = 1/f_{\text{ä}}$  - інтервал дискретизації при частоті дискретизації рівний  $f_{\text{ä}}$ .

*Імпульсної* характеристикою фільтра називається його відгук на одиничний імпульс, а перехідною характеристикою - відгук на одиничне поетапне вплив.

### ЗАВДАННЯ

- Для двох заданих фільтрів (а і б) розрахувати і побудувати графіки їх основних характеристик (набір коефіцієнтів, АЧХ, імпульсна і амплітудна характеристики).

- Прочитати з файлу фрагмент ЕКГ, виконати його фільтрацію обома фільтрами і побудувати графіки сигналу до і після фільтрації.

#### Порядок виконання роботи

**Розрахунок характеристик фільтрів.** Набори коефіцієнтів для заданих в вашому варіанті фільтрів вказані в табл. П.2.

1. Запустіть систему MATLAB.
2. У головному вікні встановіть шлях до вашої робочої папки.
3. Виведіть вручну вираження для різницевих рівнянь і АЧХ фільтрів а і б, користуючись формулами (2.1) - (2.3).

Як приклад розглянемо фільтр типу а, заданий наступним набором коефіцієнтів:  $\tilde{n}_0 = 0,1$ ,  $\tilde{n}_1 = 0,2$ ,  $\tilde{n}_2 = 0,4$ ,  $\tilde{n}_3 = 0,2$ ,  $\tilde{n}_4 = 0,1$ .

З виразів (2.1) і (2.2) отримаємо:

$$y(n) = 0,1x(n) + 0,2x(n-1) + 0,4x(n-2) + 0,2x(n-3) + 0,1x$$

і

$$H(f) = 0,4 + 0,4 \cos(2\pi f T) + 0,2 \cos(4\pi f T).$$

4. Створіть новий М-файл і збережіть його під яким-небудь ім'ям.

5. Почніть вашу програму зі створення векторів коефіцієнтів заданих фільтрів. Наприклад, для запропонованого вище фільтра типу а:

**Ca = [1/10 2/10 4/10 2/10 1/10];% Вектор коефіцієнтів фільтра**

**Ma = length (Ca);% Число коефіцієнтів**

6. Створіть графічне вікно, що містить вісім полів графіків, розташованих в дві колонки по чотири ряди в кожній (лабораторна робота № 1).

У першій колонці повинні будуть виводитися графіки для фільтра а, а в другій - для фільтра b. Розташування графіків по рядах повинно бути наступним:

- коефіцієнти фільтрів;
- АЧХ;
- імпульсна характеристика;
- перехідна характеристика.

7. Побудуйте в полях першого ряду графіки коефіцієнтів фільтрів а і b за таким зразком:

**subplot (4,2,1)% Активізація поля з номером 1**

**stem (Ca)% Графік коефіцієнтів у вигляді вертикальних ліній**

**title ('Filter a')% Тема над графіком**

Для побудови АЧХ необхідно задати значення частоти дискретизації  $F_d$ . В даному випадку  $F_d = 250$  Гц. Тоді розрахувати і побудувати графік АЧХ можна наступним чином:

**Fd = 250;% Частота дискретизації (Гц)**

**T = 1 / Fd;% Інтервал дискретизації (с)**

**f = 0: Fd/ 2;% Діапазон зміни частоти для АЧХ**

**% (Від 1 Гц до Fd / 2 Гц з кроком 1 Гц)**

```

Ha = abs (2/5 + 2/5 * cos (2 * pi * f * T) + 1/5 * cos (4 * pi * f *
T));% Розрахунок АЧХ
subplot(4,2,3)% Активізація поля з номером 3
plot (f, Ha)          % Графік АЧХ

```

8. Отримайте і побудуйте імпульсні характеристики для фільтрів а і б.

Для отримання імпульсної характеристики необхідно сформулювати вхідну послідовність, всі значення якої, крім одного (рівного одиниці), дорівнюють нулю, і подати її на вхід різницевого рівняння цифрового фільтра. Для розглянутого фільтра ці дії можуть бути виконані в такий спосіб:

```

N = 20;% Число значень у вхідній послідовності
for n = 1: N;% Програмний цикл, в якому створюється
вхідний
x (n) = 0;% масив, що містить « N »нульових значень
end
x(10) = 1;% Присвоєння 10-му елементу значення 1
y = zeros (1, N);% Створення і заповнення нулями вих.
масиву
for n = Ma: N % Фільтрація вхідного масиву із записом
% Одержуваних значень у вихідний
масив
y (n) = 0.1 * x (n) + 0.2 * x (n-1) + 0.4 * x (n-2) + 0.2 * x (n-3) +
0.1 * x (n-4);
end
subplot(4,2,5)% Активізація поля з номером 5
stem (x, '.')% Графік вхідної послідовності
hold on
stem (y, 'r')% Графік вихідний послідовності
зауваження: Зверніть увагу, що вихідні значення можуть бути
розраховані тільки для елементів вихідного масиву, починаючи з у
(Ma).

```

9. За аналогією зі зразком з п. 8 розрахуйте і побудуйте перехідні характеристики для фільтрів а і b. Вхідна послідовність повинна містити нулі в початковій частині і одиниці, починаючи з деякого елемента і до кінця.

**10.** Розгорніть графічне вікно на весь екран, створіть заголовок вікна і збережіть вікно. Збережіть текст програми.

**Фільтрація фрагмента реального запису ЕКГ.** Імя файлу, що містить фрагмент ЕКГ для вашого варіанту, зазначено в табл. П.2.

11. Перепишіть в вашу робочу папку файл із записом ЕКГ.

12. Створіть новий М-файл і збережіть його під яким-небудь ім'ям.

13. Використовуючи в якості основи першу програму, підготуйте програму, яка буде виконувати наступні дії:

- читати фрагмент ЕКГ з файлу з заданим для вашого варіанту ім'ям (лабораторна робота № 1);
- створювати графічне вікно з трьома розташованими один під одним полями для виведення графіків;
- виконувати фільтрацію фрагмента ЕКГ за допомогою обох фільтрів;
- виводити один під одним графіки вихідного сигналу і сигналу після обробки фільтрами а і b.

14. Розгорніть графічне вікно на весь екран. Якщо на отриманих графіках масштаби по осі у вийшли різними, приведіть їх до однакових значень (пункт меню Edit  Axes Properties).

15. Розгорніть графічне вікно на весь екран, створіть заголовок вікна і збережіть вікно. Збережіть текст програми.

### **ЗМІСТ ЗВІТУ**

1. Назва, мета і завдання роботи.
2. Тексти програм і зображення графічних вікон, які потрібно зберігати в ході виконання роботи.
3. Пояснення отриманих результатів та висновки.

## ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 3. КОРЕЛЯЦІЙНИЙ АНАЛІЗ ЕЕГ

**Мета роботи:** ознайомлення з використанням кореляційних функцій для дослідження ЕЕГ.

### ОСНОВНІ ПОЛОЖЕННЯ

При аналізі медико-біологічних сигналів часто використовуються автокореляційна функція (АКФ) та взаємна кореляційна функція (ВКФ), які відповідно задаються виразами:

$$R_{xx}(m) = \frac{1}{N\sigma_x^2} \sum_{n=0}^{N-m-1} x(n+m)x(n) \quad (3.1)$$

і

$$R_{xy}(m) = \frac{1}{N\sigma_x\sigma_y} \sum_{n=0}^{N-m-1} x(n+m)y(n), \quad (3.2)$$

де  $x(n)$  і  $y(n)$  - відліки двох сигналів,  $N$  - число відліків для кожного з них,  $m$  - число зрушень, а  $\sigma_x$  і  $\sigma_y$  - середньоквадратичні відхилення.

Значення функцій, розрахованих за формулами (3.1) і (3.2), лежать в межах від -1 до +1. АКФ показує наявність внутрішніх періодичностей в сигналі. Вона завжди дорівнює одиниці при нульовому зсуві (т. Е. При  $m = 0$ ), симетрична щодо осі ординат і загасає зі збільшенням  $m$  тим повільніше, чим сильніше виражені періодичності в сигналі.

ВКФ дозволяє оцінити наявність подібних по частоті коливань в двох сигналах. Якщо при якихось величинах зсуву модуль значення ВКФ наближається до одиниці, то це є ознакою наявності в сигналах однотипних змін, що відбуваються з затримкою, рівною зрушення.

АКФ і ВКФ широко використовуються при аналізі електроенцефалограм (ЕЕГ). АКФ дозволяє виявити присутність ритмів в ЕЕГ, а ВКФ дає можливість оцінити взаємозв'язок

електроенцефалографічні подій в сигналах ЕЕГ, знятих в різних зонах на поверхні голови.

## ЗАВДАННЯ

● Дослідити характер зміни АКФ і ВКФ для трьох тестових сигналів: двох синусоїд з різними частотами і суми цих синусоїд. Побудувати графіки сигналів і всіх розрахованих функцій.

● Виконати розрахунок АКФ і ВКФ для трьох фрагментів реальної ЕЕГ. Побудувати графіки сигналів і всіх розрахованих функцій.

### Порядок виконання роботи

**Розрахунок АКФ і ВКФ для тестових сигналів.** Значення частоти дискретизації ( $F_d$ ), Тривалості ( $t_{max}$ ), Амплітуд ( $A_1$ ,  $A_2$ ) і частот ( $F_1$ ,  $F_2$ ) Тестових сигналів для вашого варіанту вказані в табл. П.3.

1. Запустіть систему MATLAB.
2. У головному вікні встановіть шлях до вашої робочої папки.
3. Створіть новий М-файл і збережіть його під яким-небудь ім'ям.

У лабораторних роботах 1 і 2 демонструвалося використання функції `subplot` для створення декількох полів виведення графіків в одному графічному вікні. Однак цей метод не завжди зручний, тому що не дозволяє управляти розмірами створюваних полів. У даній роботі пропонується освоїти інший, більш гнучкий спосіб побудови графіків.

Екран монітора можна розглядати як прямокутну матрицю з розміром  $W_0 \times H_0$ , де  $W_0$  і  $H_0$  - ширина і висота екрана, виміряні в пікселях. Поточні значення цих величин для використовуваного вами комп'ютера вказані в системних установках монітора.

В системі MATLAB при створенні графічних об'єктів можна в явному вигляді задавати їх розміри і положення на екрані. наприклад:

**$X_0 = 100;$ % Координата « x »(на екрані) нижнього лівого кута вікна**



**Y0 = 100; % Координата « y »(на екрані) нижнього лівого кута вікна**

**W0 = 300;% Ширина вікна**

**H0 = 200;% Висота вікна**

**figure ('Position', [X0, Y0, W0, H0])% створення вікна**

Наступний фрагмент програми демонструє розміщення в створеному вікні двох однакових полів для виведення графіків.

**x1 = 30;% Координата « x »(у вікні) нижнього лівого**

**кута 1-го поля**

**dx= 50;% Відстань за « x »між 1-м і 2-м полями**

**y1 = 30;% Координата « y »(у вікні) нижнього лівого**

**кута 1-го поля**

**w= 100; % Ширина 1-го і 2-го полів виведення графіків**

**h= 150; % Висота 1-го і 2-го полів виведення графіків**

**% Створення 1-го поля:**

**hAxes1 = axes ('Units', 'pixels', 'Position', [x1, y1, w, h])**

**% Створення 2-го поля:**

**hAxes2 = axes ('Units', 'pixels', 'Position', [x1 + dx + w, y1, w,**

**h])**

На рис. 3.1 показаний результат виконання цих дій.

*зауваження:*Зверніть увагу, що розміри і позиції створюваних об'єктів задані змінними (а не вказані у вигляді чисел). Такий підхід дозволяє істотно спростити процес підбору параметрів вікон і полів.

При виконанні наведених вище команд були створені дві нові змінні (**hAxes1** і **hAxes2**), Які називаються вказівниками полів і можуть бути далі використані для активізації потрібних полів перед виведенням на них графіків. наприклад:

**axes (hAxes2)% Активізація 2-го поля вікна для виведення графіка**

4. Створіть графічне вікно, що займає приблизно 90% екрану і містить дев'ять полів для виведення графіків, розташованих в три колонки по три ряди в кожній. Призначення полів показано на рис. 3.2.

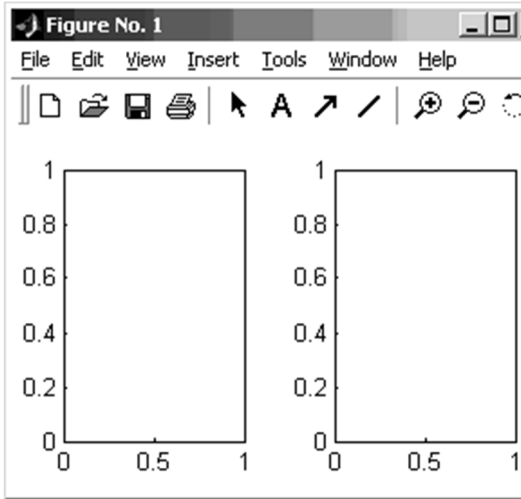


Рис. 3.1. Приклад створення вікна з двома полями виведення графіків

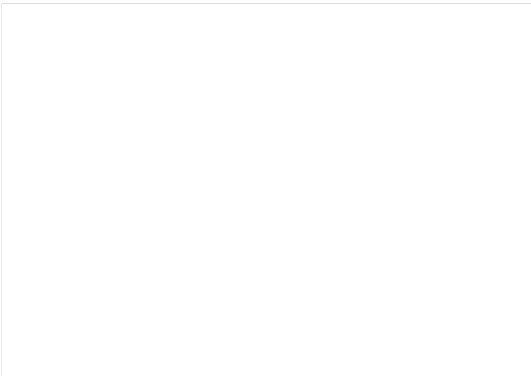


Рис. 3.2. Розподіл полів виведення графіків. тут  $EЕГ_i$  - сигнали,  $AKФ_i$  - їх автокореляційні функції, а  $BKФ_{i-j}$  - взаємні кореляційні функції відповідних сигналів

Так як при обчисленні АКФ і ВКФ виходить удвічі більше вихідних значень, ніж вхідних, то горизонтальні розміри графічних полів для цих функцій необхідно також вибрати вдвічі більшими. В іншому випадку сигнали і кореляційні функції будуть мати різні масштаби по осі абсцис, що утруднить їх візуальне зіставлення.

5. Розрахуйте три тестових сигналу (дві синусоїди з різними амплітудами і частотами, а також суму цих двох синусоїд) і побудуйте графіки для них в полях першої колонки графічного вікна.

Для отримання правильних масштабів по осі абсцис необхідно створити вектор значень аргументу, які наростають з кроком рівним інтервалу дискретизації. наприклад:

**T = 1 / Fd;% Розрахунок інтервалу дискретизації**

**t = 0: T: tmax-T;% Розрахунок вектора значень аргументу**

**s = A \* sin (2 \* pi \* F \* t);% Розрахунок вектора значень функції**

**plot (t, s)% Графік з правильним масштабом за часом**

Для отримання правильних масштабів по осі ординат необхідно оцінити максимальний можливий діапазон зміни розраховуються функцій і виставити для кожного з трьох графіків одні і ті ж значення меж, достатні для відображення будь-якої з функцій. Наприклад, межі по осі ординат можуть бути задані в такий спосіб:

**axes (hAxes2)% Активізація 2-го поля**

**Asum = A1 + A2;% Максимальний розмах**

**set (hAxes2, 'YLim', [- Asum + Asum])% Установка меж  $\pm$**

**Asum**

**hold on**

**% Фіксація**

**масштабу поля**

6. Розрахувати і побудувати графіки АКФ всіх трьох сигналів в полях другої колонки вікна.

АКФ для деякого сигналу можна розрахувати за допомогою функції `xcorr`. Так як розмір одержуваного в результаті вектора вдвічі більше, ніж розмір вектора сигналу, то для виведення графіка необхідно створити відповідний вектор значень аргументу, наприклад:

**tcf = -tmax + T: T: tmax-T;% Вектор аргументу для АКФ і**

**ВКФ**

```
acf2 = xcorr (s2, 'coeff');% Розрахунок АКФ сигналу «s2»
```

```
axes (hAxes2)% Активізація 2-го поля
```

```
set (hAxes2, 'YLim', [- 1 +1])% Установка меж графіка АКФ
```

(± 1)

```
hold on % Фіксація масштабу поля
```

```
plot (tcf, acf2)% Графік АКФ сигналу « s2
```

»

ВКФ для деякої пари сигналів можна розрахувати за допомогою тієї ж функції xcorr, наприклад:

```
ccf13 = xcorr (s1, s3, 'coeff');% ВКФ для сигналів «s1» і
```

«s3»

7. Розрахувати і побудувати графіки ВКФ в полях третьої колонки вікна для всіх трьох можливих поєднань тестових сигналів (рис. 3.2).

8. Збережіть графічне вікно і текст програми.

**Розрахунок АКФ і ВКФ для реальних записів ЕЕГ.** Імена файлів, що містять фрагменти багатоканальних ЕЕГ для всіх варіантів, вказані в табл. П.3. Дані сигнали ЕЕГ синхронно записані з різних точок на поверхні голови пацієнта. Частота дискретизації  $F_d = 185$  Гц.

9. Перепишіть в вашу робочу папку файл з реальними записами ЕЕГ.

10. Створіть копію програми, підготовленої за першою частиною роботи, і збережіть її під новим ім'ям.

11. Модернізуйте цю програму так, щоб вона читала аналізовані сигнали (фрагменти ЕЕГ) з файлу. Для зручності подальших розрахунків рознесіть сигнали з окремих масивів. наприклад:

```
S = load ( 'R3_00.txt');% Читання всіх трьох сигналів з файлу
```

```
N = length (S);% Число відліків в кожному сигналі
```

$s1 = S(1: N, 1);$  % Массив відліків 1-го каналу ЕЕГ  
 $s2 = S(1: N, 2);$  % Массив відліків 2-го каналу ЕЕГ  
 $s3 = S(1: N, 3);$  % Массив відліків 3-го каналу ЕЕГ

12. Розрахуйте аргумент, необхідний для побудови графіків в правильному масштабі по осі абсцис:

$tmax = N / Fd;$  % Тривалість фрагмента в секундах

$T = 1 / Fd;$  % Інтервал дискретизації

$t = 0: T: tmax-T;$  % Розрахунок вектора значень аргументу

13. Визначте необхідні межі графіків сигналів по осі ординат, користуючись наступним зразком:

$Amax(1) = \max(s1); Amin(1) = \min(s1);$  % Створення масивів «  $Amax$  » і

$Amax(2) = \max(s2); Amin(2) = \min(s2);$  % «  $Amin$  », що містять максимуми

$Amax(3) = \max(s3); Amin(3) = \min(s3);$  % і мінімуми сигналів

% «S1», «S2» і «S3»

% Установка меж по ординате для поля «hAxes1»:

$set(hAxes1, 'YLim', [min(Amin) max(Amax)])$

14. Виконайте програму. Збережіть графічне вікно і текст програми.

### ЗМІСТ ЗВІТУ

1. Назва, мета і завдання роботи.
2. Тексти програм і зображення графічних вікон, які потрібно зберігати в ході виконання роботи.
3. Пояснення отриманих результатів та висновки.

## ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 4. СПЕКТРАЛЬНИЙ АНАЛІЗ ЕКГ

**Мета роботи:** дослідження розкладання сигналу по методу швидкого перетворення Фур'є (ШПФ), вивчення спектрів сигналів ЕКГ в нормі і при різних патологіях.

### ОСНОВНІ ПОЛОЖЕННЯ

При дослідженні медико-біологічних сигналів часто використовуються методи спектрального аналізу, що дозволяють отримати чисельні оцінки частотного складу сигналу. Найбільш поширений спектральний аналіз, заснований на дискретному перетворенні Фур'є:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)e^{-jnK 2\pi/N},$$

де  $x(n)$  - відліки дискретного сигналу,  $N$  - число відліків, а  $k = 0, 1, \dots, N-1$  -номера частотних складових розкладання. Для прискорення розрахунку застосовують алгоритми швидкого перетворення Фур'є (ШПФ).

У даній роботі пропонується скористатися цим методом для дослідження ЕКГ при трьох різних видах серцевого ритму (рис. 4.1): нормальному ритмі, шлуночкової тахікардії і фібриляції шлуночків.

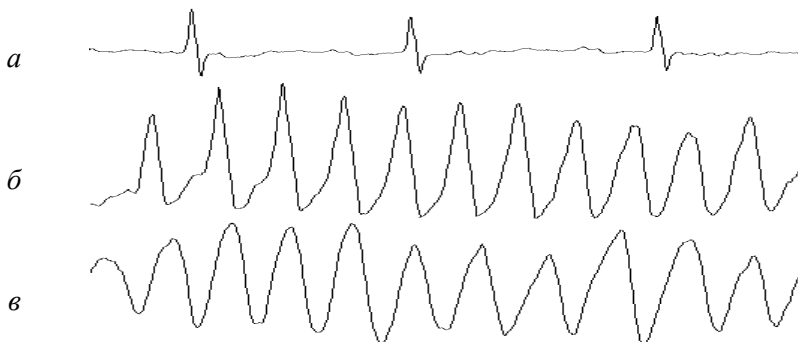


Рис. 4.1. Вид ЕКГ: а - при нормальному ритмі, б - при шлуночкової тахікардії та в - при фібриляції шлуночків

При нормальному ритмі в сигналі спостерігаються короткочасні імпульси (QRS-комплекси), при шлуночкової тахікардії частота коливань значно вище і QRS-комплекси розширені, при фібриляції шлуночків сигнал близький за формою до синусоїди.

### ЗАВДАННЯ

● Розрахувати і досліджувати спектральні оцінки тестового сигналу. Побудувати графіки сигналу, а також амплітудного спектра і спектральної щільності потужності (СПМ).

● Розрахувати спектральні оцінки для фрагментів ЕКГ, відповідних трьом різним видам серцевого ритму.

### ПОРЯДОК ВИКОНАННЯ РОБОТИ

**Розрахунок спектральних оцінок для тестового сигналу.** Значення частоти дискретизації (**Fd**), Тривалості (**tmax**), Амплітуд (**A1**, **A2**) І частот (**F1**, **F2**) Синусоїд, а також постійної складової (**c**) Для тестового сигналу вказані в табл. П.4.

1. Запустіть систему MATLAB.
2. У головному вікні встановіть шлях до вашої робочої папки.
3. Створіть новий М-файл і збережіть його під яким-небудь ім'ям.

4. Створіть графічне вікно, що містить 9 полів виведення графіків, розташованих в 3 колонки по 3 ряди в кожній (лабораторна робота № 3). Першу колонку необхідно зробити вдвічі ширше, ніж дві інші.

5. Розрахуйте і виведіть в верхньому полі першої колонки тестовий сигнал (сума двох синусоїд і константи, див. Табл. П.4). Нанесіть на графік координатну сітку, користуючись командою:

**grid on%** Нанесення координатної сітки на графік

6. Отримайте розкладання тестового сигналу, користуючись функцією `fft`, Що дозволяє обчислити БПФ:

**ft = fft (s);%** Розрахунок БПФ для сигналу «s»

7. Розрахуйте амплітудний спектр:

$N = t_{\max} * F_d$ ; % Число відліків в тестовому сигналі

**for j = 1: N** % Цикл перебору всіх елементів розкладання

**if (j == 1)** % Випадок нульової частоти:

**as (j) = sqrt (real (ft (j)) ^ 2 + imag (ft (j)) ^ 2) / N;**

**else** % Для всіх частот, крім нульовий:

**as (j) = sqrt (real (ft (j)) ^ 2 + imag (ft (j)) ^ 2) / N \* 2;**

**end**

**end**

8. Побудуйте в верхньому полі другий колонки графік амплітудного спектра для частот від 0 Гц до  $0,5 F_d$ :

**df = F\_d / N;** % Крок по осі частот

**for j = 1: (N / 2)**

**f (j) = df \* (j-1);** % Розрахунок аргументу для побудови

графіка

**end**

**stem (f, as (1: (N/2), '.'))** % Графік амплітудного спектра

9. Переконайтеся, що лінії спектра збігаються за значеннями з заданими для відповідних частот амплітудами синусоїд (постійної складової відповідає частота 0 Гц).

10. Розрахуйте СПМ і побудуйте її графік у правому верхньому полі:

**for j = 1: N** % Цикл для перебору всіх елементів розкладання

**if (j == 1)** % Випадок нульової частоти:

**psd (j) = 1 / N \* (real (ft (j)) ^ 2 + imag (ft (j)) ^ 2) / F\_d;**

**else** % Для всіх частот, крім нульовий:



```

psd (j) = 2 / N * (real (ft (j)) ^ 2 + imag (ft (j)) ^ 2) / Fd;
end;
end;

```

**axes (hAxes3)% Активізація 3-го поля для виведення графіка**

```

plot (f, psd (1: (N / 2)))% Графік СПМ

```

Розраховані з використанням ШПФ спектральні оцінки мають два суттєвих недоліки: в них може бути присутнім сильна складова на нульовій частоті і через необхідність припущення про періодичність сигналу можуть виникнути помилкові високочастотні складові, викликані стрибками на краях аналізованого фрагмента. Для усунення цих небажаних ефектів з сигналу перед БПФ віднімають середнє значення і далі множать сигнал на так звану «віконну» функцію, переважно скачки на краях.

**11.** Відніміть з сигналу його середнє значення:

```

m = mean (s);% Обчислення середнього значення для сигналу «s»

```

```

s0 = sm;% Видалення з сигналу середнього значення

```

12. У полях другого ряду побудуйте графіки отриманого сигналу (з нанесенням координатної сітки), а також амплітудного спектра і СПМ, розрахованих для цього сигналу.

У разі правильного виконання останнього пункту, спектральна складова на нульовій частоті повинна бути дорівнює нулю.

**13.** Помножте сигнал з віддаленим середнім на віконну функцію, звану «вікном Хеммінга»:

```

w = hamming (N);% Створення масиву значень віконної функції «w»

```

```

for j = 1: N% Множення сигналу на віконну функцію:

```

```

sw (j) = s0 (j) * w (j);

```

```

end

```

14. Побудуйте в лівому нижньому вікні одночасно два графіка: сигналу, помноженого на віконну функцію, і самої цієї функції. Нанесіть на графік координатну сітку.

15. В інших полях третього ряду побудуйте графіки розрахованих для отриманого сигналу амплітудного спектра і СПМ.

16. Збережіть графічне вікно і текст програми.

17. Встановіть дробове значення частоти для однієї з синусоїд.

На двох верхніх спектрах повинен спостерігатися ефект «витоку» потужності. На нижньому спектрі цей ефект повинен бути менш помітним.

18. Збережіть графічне вікно.

**Розрахунок спектральних оцінок для фрагментів ЕКГ.** Файл ЕКГ зазначено в табл. П.4. Частота дискретизації  $F_d = 250$  Гц.

19. Перепишіть в вашу робочу папку файл з реальною записом ЕКГ.

З запропонованої записи ЕКГ тривалістю кілька хвилин необхідно вибрати три фрагмента тривалістю по 4 з кожного (див. Далі) і виконати для них розрахунок спектральних оцінок.

20. Створіть новий М-файл і збережіть його під яким-небудь ім'ям.

21. Наберіть в тексті програми команду читання заданого файлу ЕКГ і виконайте вийшла програму.

В результаті останньої дії в робочому просторі MATLAB (Workspace) Утворюється змінна, яка містить прочитані значення сигналу. За допомогою спеціального компонента MATLAB - програми SPTool можна переглянути цей сигнал і вибрати ділянки для аналізу.

22. Через кнопку Start, розташовану в нижньому лівому кутку головного вікна MATLAB викличте програму SPTool (Start →

Toolboxes → Signal Processing → SPTool). У вікні SPTool виберіть пункт меню File → Import.

23. В полі Workspace Contents вікна Import to SPTool відзначте змінну, в яку програма прочитала вміст файлу, і кнопкою «>» перенесіть її в поле Data. натисніть ОК для закриття вікна Import.

В результаті останньої дії в лівому полі вікна SPTool з'явиться ім'я масиву для перегляду сигналу.

24. Натисніть кнопку View для виклику вікна перегляду Signal Browser.

25. За допомогою кнопки  розтягніть зображення сигналу так, щоб на екрані містилося кілька циклів серцевих скорочень.

26. Перегляньте запис сигналу, користуючись лінійкою прокрутки, розташованої в нижній частині вікна. Виберіть три ділянки тривалістю по 4 с, які з вигляду підходять під визначення трьох описаних порушень ритму. Для кожної ділянки за допомогою маркерної лінії (яка не започатковано кнопкою «1» над правим верхнім кутом поля перегляду сигналу) відзначте початок ділянки і запишіть номер відповідного індексу, який відображається в полі Marker 1.

27. Після виконання останнього пункту скористайтеся значеннями певних вами індексів для перезапису обраних фрагментів сигналу в окремій масиві. наприклад:

**ECG = load ( 'R4\_00.txt');% Читання сигналу в змінну «ECG»**

**Fd = 250;% Частота дискретизації**

**tmax = 4;% Тривалість фрагмента**

**T = 1 / Fd;% Інтервал дискретизації**

**t = 0: T: tmax-T;% Аргумент для осі часу**

**N = tmax \* Fd;% Число відліків в фрагменті ЕКГ**

**ind= 13500;% Индекс, певний за допомогою  
SPTool**

**Norma = ECG (ind: ind + N-1);% Читання фрагмента в  
окремий масив**

**plot (t, Norma)% Контрольний висновок графіка**

28. Як заготовки використовуйте програму, підготовлену в першій частині роботи, зберігши її під іншим ім'ям. Переробіть цю програму так, щоб в лівих полях вона виводила по два графіка для кожного з трьох фрагментів ЕКГ: в початковому вигляді, а також після видалення середнього і множення на вікно. У середніх і правих полях повинні виводитися графіки відповідних амплітудних спектрів і СПМ для частот від 0 до 20 Гц, т. Е. Перші 80 значень.

29. Збережіть графічне вікно і текст програми.

### **ЗМІСТ ЗВІТУ**

1. Назва, мета і завдання роботи.
2. Тексти програм і зображення графічних вікон, які потрібно зберігати в ході виконання роботи.
3. Пояснення отриманих результатів та висновки.

## ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 5. АДАПТИВНИЙ ФІЛЬТР СЕТЕВОЙ НАВОДКИ

**Мета роботи:** дослідження адаптивного цифрового фільтра мережевий наводкуі 50 Гц.

### ОСНОВНІ ПОЛОЖЕННЯ

мережева наводка з частотою 50 Гцє однією з найбільш поширених перешкод, характерних для біомедичних сигналів. У даній роботі пропонується дослідити *адаптивний цифровий режсекторний фільтр*, Призначений для усунення цієї перешкоди.

Принцип дії даного фільтра заснований на використанні відомого тригонометричного співвідношення:

$$\sin(\theta + \delta) = 2 \cos \delta \cdot \sin \theta - \sin(\theta - \delta).$$

Якщо інтерпретувати величину  $\theta$  як поточний час, а величину  $\delta$  - як інтервал між відліками дискретного сигналу, то можна перетворити наведене вище вираз до виду:

$$a_{i+1} = C \cdot a_i - a_{i-1},$$

де  $a_{i-1}$ ,  $a_i$  і  $a_{i+1}$  - послідовні відліки синусоїдального сигналу, а  $C = 2 \cos \delta$ - константа. Іншими словами, ця формула дозволяє передбачити чергове значення синусоїди ( $a_{i+1}$ ) По двох попередніх ( $a_{i-1}$  і  $a_i$ ).

Алгоритм адаптивної фільтрації, постійно аналізуючи сигнал, поступово налаштовується на наявну в ньому синусоїдальную складову і віднімає її з сигналу. Одним з найважливіших параметрів алгоритму є крок адаптації, що визначає швидкість настройки фільтра і якість фільтрації.

### ЗАВДАННЯ

- Підготувати програму, що реалізовує алгоритм адаптивної фільтрації і досліджувати його роботу на тестовому сигналі.

● Виконати фільтрацію фрагмента ЕКГ, що містить мережне наведення, і підібрати оптимальне значення кроку адаптації.

### Порядок виконання роботи

Дослідження адаптивного фільтра на тестовому сигналі. У табл. П.5 вказані частота дискретизації (**Fd**), Амплітуда перешкоди (**A**) і тривалість тестового сигналу (**tmax**) Для вашого варіанту.

1. Запустіть систему MATLAB.
2. У головному вікні встановіть шлях до вашої робочої папки.
3. Наберіть і збережіть у файлі з ім'ям fs50.m наведений нижче текст програми адаптивної фільтрації (крім коментарів):

```
function y = fs50 (x, Fd, da)% Оголошення функції «  
fs50 »
```

```
a= 0;% Початкове значення компенсуючого сигналу ( ai)
```

```
a1 = 0;% Початкове значення компенсуючого сигналу ( ai-
```

1)

```
ax= 0;% Допоміжна змінна
```

```
C = 2 * cos (2 * pi / (Fd/ 50));% Розрахунок константи
```

```
N = length (x);% Розмір вектора вхідного сигналу
```

```
x1 = x(1);% Допоміжна змінна
```

```
for i = 1: N % Цикл перебору вхідних
```

значень

```
dy = (x (i) -a) - (x1-a1);% Оцінка відхилення вихідного
```

сигналу

```
if dy ~ = 0% Перевірка знака відхилення
```

```
if dy> 0
```

```
a = a + da;% Корекція в позитивному напрямку
```

```
else
```

```
a = a-da;% Корекція в негативному напрямку
```

```
end
```

```
end
```

```
y (i) = x (i) -a;% Компенсація перешкоди (вихідний сигнал)
```

```
ax = a;  
a = a * C-a1;% Передбачення наступного відліку перешкоди
```

```
a1 = ax;  
x1 = x (i);  
end
```

4. Створіть новий М-файл для головної програми даної роботи (далі - програми П1) і збережіть його під яким-небудь ім'ям.

5. Створіть графічне вікно, що містить три розташованих один під одним поля для виведення графіків (лабораторна робота № 3), а також невелике вільний простір праворуч.

6. Створіть і розмістіть правіше за поля графіків елементи управління, що дозволяють в ході роботи програми вводити значення кроку адаптації:

```
% Текстовий елемент з написом 'da =':
```

```
hTxta = uicontrol ( 'Style', 'text', 'String', 'da =', ...
```

```
'Position', [x1, y1, w1, h1], 'Backgroundcolor', [1 1 + 1]);
```

```
% Поле редагування для введення значення кроку адаптації
```

«da»:

```
hEda = uicontrol ( 'Style', 'edit', 'Position', [x2, y2, w2, h2], ...
```

```
'Backgroundcolor', [1 1 + 1], 'HorizontalAlignment', 'left');
```

```
% Кнопка з написом 'Filter' для запуску процедури  
фільтрації:
```

```
hBtn = uicontrol ( 'Style', 'pushbutton', 'String', 'Filter', ...
```

```
'Position', [x3, y3, w3, h3], 'Callback', 'filt_prog');
```

Тут після ключового слова **'Position'** в квадратних дужках вказані параметри, що визначають положення і розміри створюваних елементів. Літерами *x* і *y* позначені координати нижнього лівого кута відповідного елемента, а буквами *w* і *h* - горизонтальні і вертикальні розміри. Рекомендується розташувати напис **'Da ='** лівіше поля введення кроку адаптації, а кнопку **'Filter'** - нижче цих двох елементів.

7. На самому початку програми помістіть рядки, в яких покажчики на створені поля виведення графіків і на поле редагування оголошуються глобальними іменами. Це потрібно для того, щоб зробити ці імена доступними іншим програмам (див. Далі). наприклад:

**global hAxes1 hAxes2 hAxes3 hEda% Оголошення  
глобальних імен**

8. Створіть новий М-файл і збережіть його під ім'ям, що збігається з зазначеним після ключового слова '**Callback**' в останньому рядку наведеного в п. 6 тексту програми. Файл не обов'язково має бути таким же, як в даному прикладі. У файлі буде міститися програма, яка викликається при натисканні кнопки '**Filter**' (Далі - програма П2) і виконує наступні функції:

- розрахунок тестового сигналу;
- читання з поля редагування значення кроку адаптації **da**;
- фільтрація сигналу з використанням заданого значення **da**;
- графічне відображення вихідного сигналу, а також фільтрованої і компенсуючого сигналів, розрахованих адаптивним фільтром.

9. На початку програми П2 помістіть точно таку ж рядок оголошення глобальних імен, що і в програмі П1.

10. Розрахуйте по заданих параметрах фрагмент тестової синусоїди з частотою 50 Гц (лабораторна робота № 3).

11. Виведіть у верхньому полі графік тестового сигналу.

12. Додайте в програму команди отримання значення з поля редагування. наприклад:

```
str = get (hEda, 'String');% Отримання рядки з поля «  
hEda »  
da = str2num (str);% Перетворення рядка в число « da  
»
```



13. Запишіть команду виклику фільтра:

$y = fs50(x, Fd, da);$  % Фільтрація сигналу «x» з частотою

% Дискретизації «Fd » і кроком

адаптації « da »

14. Побудуйте в середньому полі вікна графік сигналу після фільтрації.

15. Розрахуйте і побудуйте в нижньому полі вікна графік компенсуючого сигналу, рівного різниці між вхідним і вихідним сигналами.

*зауваження:* використовуйте для виконання цього пункту цикл for.

В результаті виконання попередніх пунктів ви повинні були створити три програми: головний програму (П1), програму, що викликається по кнопці '**Filter**' (П2), і програму адаптивної фільтрації (fs50.m). Запускати на виконання можна тільки програму П1. Далі, вводячи значення параметра **da** і натискаючи кнопку '**Filter**', Можна багаторазово формувати програму П2 (і спричинюється нею програму fs50.m) для фільтрації і відображення сигналу при поточному значенні кроку адаптації.

16. Підберіть значення кроку адаптації, при якому повне придушення перешкоди досягається за час, відповідне 25%, 50% і 75% від довжини фрагмента сигналу, і збережіть графічне вікно для всіх трьох випадків.

17. Збережіть тексти всіх трьох програм.

**Адаптивна фільтрація мережного наведення в ЕКГ.** У табл. П.5 вказано ім'я файлу ЕКГ для вашого варіанту. Частота дискретизації  $Fd = 250$  Гц.

18. Перепишіть в вашу робочу папку файл з реальною записом ЕКГ.

19. Створіть копії програм П1 і П2 під іншими іменами.

20. У програмі П1 змініть ім'я файлу, вказане після ключового слова 'Callback', На те, що тепер відповідає імені програми П2.

21. Запустіть новий варіант програми П1 і переконайтеся, що вона працює.

22. Модернізуйте новий варіант програми П2 так, щоб сигнал не розраховувати програмою, а читався з заданого файлу (лабораторна робота № 3).

23. підберіть параметр **da** так, щоб повне придушення перешкоди досягалось за час, що не перевищує 0,25 с.

24. Збережіть графічне вікно і тексти програм П1 і П2.

### **ЗМІСТ ЗВІТУ**

1. Назва, мета і завдання роботи.
2. Тексти програм і зображення графічних вікон, які потрібно зберігати в ході виконання роботи.
3. Пояснення отриманих результатів та висновки.

## ЛАБОРАТОРНА РОБОТА № 6. АНАЛІЗ ПУЛЬСОКСІМЕТРИЧНОГО СИГНАЛУ

**Цілі роботи:** вивчення методу розрахунку рівня насичення артеріальної крові киснем за пульсоксиметричеському сигналу.

### ОСНОВНІ ПОЛОЖЕННЯ

*Рівень насичення артеріальної крові киснем (SaO<sub>2</sub>)* Є одним з найважливіших фізіологічних показників. Зазвичай його визначають, аналізуючи пульсоксиметричеській сигнал, одержуваний за допомогою фотодетекторів, що реагують на світло, що випромінюється фотодіодами і проходить через тканини організму, багаті кровоносними судинами. Найчастіше датчики і випромінювачі поміщають на палець або на мочку вуха.

Для просвічування використовують два джерела світла:

1. З довжиною хвилі 600 ... 700 нм (в області червоного кольору). У цьому діапазоні спостерігається найбільша різниця між оптичними щільностями окисленої крові і крові зі зниженим вмістом гемоглобіну.

2. З довжиною хвилі 810 ... 960 нм (в інфрачервоній області). У цьому діапазоні спостерігається зворотний ефект: оптична щільність крові при її насиченні киснем збільшується.

параметр SaO<sub>2</sub> може бути розрахований за такою формулою:

$$SaO_2 = \frac{0,872 - 0,16\alpha}{0,14\alpha + 0,754} \cdot 100\%, \quad (6.1)$$

де  $\alpha = \Delta I_{\lambda} / \Delta I_{\lambda_0}$  ( $\Delta I_{\lambda}$  і  $\Delta I_{\lambda_0}$  - середні значення розмаху коливань сигналів, отриманих при довжинах хвиль 650 нм і 940 нм відповідно).

Розмах коливань пульсоксиметричеського сигналу оцінюється в інтервалі між двома сусідніми скороченнями серця. Для обчислення SaO<sub>2</sub> використовуються величини розмаху, усереднені по декількох послідовним серцевим циклам. Межі кожного кардіоцикла можуть

бути знайдені шляхом виявлення QRS-комплексів в сигналі ЕКГ. Найпростішим методом виявлення QRS-комплексів є застосування порогового правила до диференційованого і взятому по модулю сигналу.

## ЗАВДАННЯ

- Підготувати програму, що реалізує алгоритм виявлення QRS-комплексів ЕКГ.

- Використовуючи інформацію про стан виявлених QRS-комплексів, розрахувати по пульсоксиметричним сигналам параметр  $SaO_2$ .

### Порядок виконання роботи

**Алгоритм виявлення QRS-комплексів ЕКГ.** У табл. П.6 для кожного варіанта вказано ім'я файлу, що містить три синхронно записаних сигналу: ЕКГ і два пульсоксиметричних сигналу (для червоної і інфрачервоної областей). Частота дискретизації  $F_d = 500$  Гц.

1. Перепишіть в вашу робочу папку файл із записом сигналів.
2. Запустіть систему MATLAB.
3. У головному вікні встановіть шлях до вашої робочої папки.
4. Створіть новий М-файл і збережіть його під яким-небудь ім'ям.
5. Створіть графічне вікно, що містить чотири розташованих один під одним поля для виведення графіків (лабораторна робота № 3), а також невелике вільний простір праворуч для виведення результату. Нижнє поле необхідно зробити вдвічі більшим за висотою, ніж кожне з інших.

6. Прочитайте з файлу сигнали і для зручності подальших розрахунків рознесіть сигнали з окремих масивів. наприклад:

**S = load ( 'R6\_00.txt');**% Читання сигналів з файлу


**N = length (S);**% Число відкликів в кожному сигналі

**ECG = S (1: N, 1);% Массив (вектор) відкликів ЕКГ**  
**Puls\_R = S (1: N, 2);% Массив «червоного» сигналу**  
**Puls\_IR = S (1: N, 3); % Массив «інфрачервоного» сигналу**

7. Виведіть у верхньому полі сигнал ЕКГ, дотримуючись масштабу за часом.

8. Виведіть в нижньому полі графіки обох пульсоксиметричних сигналів. Для наочності розмістіть другий сигнал нижче першого шляхом вираховування з неї підходящою за значенням константи. наприклад:

**C = 500;% Константа для зміщення графіка вниз**  
**plot (t, Puls\_IR-C)% Графік «інфрачервоного» сигналу**

9. Виконайте диференціювання ЕКГ, використовуючи фільтр, заданий різницеvim рівнянням  (Лабораторна робота № 2).

10. Виведіть графік диференційованого сигналу в другому полі.

11. Розрахуйте масив модулів відкликів диференційованого сигналу, використовуючи функцію abs, і виведіть графік сигналу в третьому вікні.

Отриманий сигнал повинен містити добре виражені сплески в тих позиціях, де в сигналі ЕКГ розташовані QRS-комплекси. Тому для виявлення QRS-комплексів досить виставити деякий амплітудний поріг, величина якого повинна бути обрана з таким розрахунком, щоб сигнал перевищував поріг тільки в області QRS-комплексів.

12. Візуально оцініть по третьому графіку відповідну величину порога.

13. Проведіть на графіку горизонтальну лінію на рівні порога:

**Limit= 20;% Значення порога**

**XLimit(1) = 0;% Перша координата лінії по осі « x »**

**XLimit (2) = tmax-T;% Друга координата лінії по осі « x »**

**YLimit (1: 2) = Limit;% Координати лінії по осі « y »**

**line (XLimit, YLimit)% Лінія на рівні « Limit »**

тут змінні **tmax** і **T** відповідають довжині фрагмента сигналу і інтервалу дискретизації.

Для виявлення QRS-комплексів можна скористатися наступним алгоритмом: послідовні відклики сигналу порівнюються із значенням порога; якщо для якогось відліку поріг перевищено, то комплекс вважається виявленим і індекс поточного відліку запам'ятовується в спеціальному масиві (тут - в масиві**Ref**); наступні 100 відліків (т. е. 200 мс при **Fd** = 500 Гц) пропускаються (це відповідає зоні нечутливості алгоритму) і далі процедура повторюється до кінця масиву.

**14.** Напишіть фрагмент програми для виявлення QRS-комплексів за таким зразком:

**Jmax = 100;% Ширина зони нечутливості**

**k= 0;% Початкове значення лічильника QRS-комплексів**

**j = Jmax;**

**for i = 1: N % Послідовний перебір відліків сигналу**

**j = j+1;% Лічильник зони нечутливості**

**if (ECG\_Dif (i)> Limit) && (j> Jmax)% Порівняння сигналу**

**з порогом**

**k = k+1;% Лічильник QRS-комплексів**

**QRS (k) = i;% Позиція QRS-комплексу**

**j= 0;% Скидання лічильника зони нечутливості**

**end**

**end**

У наведеному вище тексті програми **ECG\_Dif** - це ім'я масиву модулів відліків диференційованого і взятого по модулю сигналу.

**Розрахунок рівня насичення крові киснем.**

**15.** В поле графіків пульсоксиметричних сигналів проведіть вертикальні пунктирні лінії, що відзначають точки виявлення QRS-комплексів ЕКГ:

```
axes (hAxes4)% Активізація поля з покажчиком «hAxes4»
```

```
YLimits = get (hAxes4, 'YLim');% Межі графіків по осі «у»
```

```
for i = 1: k% Перебір позицій QRS-комплексів
```

```
XLimits (1: 2) = QRS (i) * T; % Координати лінії по осі « x »
```

```
HLine = line (XLimits, YLimits);% Вертикальна лінія
```

```
set (HLine, 'LineStyle', '-')% Стиль лінії - пунктир
```

```
end
```

**16.** Розрахуйте середній розмах обох пульсоксиметричних сигналів, користуючись наступним зразком:

```
D1 = 0;% Початкове значення розмаху сигналу «Puls_R»
```

```
for i = 1: (k-1)% Перебір QRS-комплексів
```

```
clear m1% Попереднє видалення масиву « m1 »
```

```
m1 = Puls_R (QRS (i): QRS (i + 1));% Один серцевий
```

```
цикл
```

```
D1 = D1 + (max (m1) -min (m1));% Сума значень розмаху
```

```
end
```

```
D1 = D1 / (k-1);% Середній розмах
```

**17.** Розрахуйте показник SaO<sub>2</sub> за формулою (6.1) і виведіть результат правіше графіків пульсоксиметричних сигналів за таким зразком:

```
% Текстовий елемент з написом 'SaO2 =':
```

```
hTxt1 = uicontrol ('Style', 'text', 'String', 'SaO2 =', ...
```

```
'Position', [x1, y1, w1, h1], 'BackgroundColor', [1 1 + 1]);
```

**% Поле для виведення значення «SaO2»:**

```
hEd = uicontrol ( 'Style', 'edit', 'Position', [x2, y2, w2, h2], ...  
'BackgroundColor', [1 1 + 1], 'HorizontalAlignment', 'left');  
set (hEd, 'String', num2str (SaO2))% Висновок
```

**значення «SaO2»**

Тут після ключового слова '**Position**'вказані параметри, що визначають положення і розміри створюваних елементів. Літерами x і y позначені координати нижнього лівого кута відповідного елемента, а буквами w і h - горизонтальні і вертикальні розміри.

18. Збережіть графічне вікно і програму.

### **ЗМІСТ ЗВІТУ**

1. Назва, мета і завдання роботи.
2. Тексти програм і зображення графічних вікон, які потрібно зберігати в ході виконання роботи.
3. Пояснення отриманих результатів та висновки.