

Министерство науки и высшего образования РФ
ФГБОУ ВО «Ульяновский государственный университет»
Факультет математики, информационных и авиационных технологий

Сутыркина Е.А.

**МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ К ЛАБОРАТОРНЫМ РАБОТАМ
ПО ДИСЦИПЛИНЕ**

«Вейвлет-анализ»

для студентов специальностей 10.05.01 «Компьютерная безопасность» и 10.05.03 «Информационная безопасность автоматизированных систем» очной формы обучения 2015-2017 годов поступления

Ульяновск, 2019

Методические указания к лабораторным работам по дисциплине «Вейвлет-анализ» для студентов специальностей 10.05.01 «Компьютерная безопасность» и 10.05.03 «Информационная безопасность автоматизированных систем» очной формы обучения 2015-2017 годов поступления / составитель: Е.А.Сутыркина. - Ульяновск: УлГУ, 2019. Настоящие методические указания предназначены для студентов специалитета по специальностям 10.05.01 и 10.05.03 очной формы обучения. В работе приведены литература по дисциплине, методические указания для самостоятельной работы студентов. Они будут полезны при подготовке к лабораторным работам и к зачету по данной дисциплине.

Методические указания рекомендованы к введению в образовательный процесс решением Ученого Совета ФМИиАТ УлГУ (протокол 2/19 от 19 марта 2019г.)

Оглавление

1. ЛИТЕРАТУРА ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ ДИСЦИПЛИНЫ.....	4
2. МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ	5
3. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ	14
4. ЗАДАЧИ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ	14

1. ЛИТЕРАТУРА ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ ДИСЦИПЛИНЫ

основная

1. Смоленцев Н.К., Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB [Электронный ресурс] / Смоленцев Н.К. - М. : ДМК Пресс, 2014. - 628 с. - ISBN 978-5-94074-955-4 - Режим доступа: <http://www.studentlibrary.ru/book/ISBN9785940749554.html>
2. Дьяконов В.П., Вейвлеты. От теории к практике [Электронный ресурс] / В.П. Дьяконов - М. : СОЛОН-ПРЕСС, 2008. - 400 с. - ISBN 5-98003-171-5 - Режим доступа: <http://www.studentlibrary.ru/book/ISBN5980031715.html>

дополнительная

1. Кравченко В.Ф., Алгебра логики, атомарные функции и вейвлеты в физических приложениях [Электронный ресурс] / Кравченко В. Ф., Рвачев В. Л. - М. : ФИЗМАТЛИТ, 2006. - 416 с. - ISBN 5-9221-0752-6 - Режим доступа: <http://www.studentlibrary.ru/book/ISBN5922107526.html>
2. Короновский А.А., Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения [Электронный ресурс] / Короновский А.А., Храмов А.Е. - М. : ФИЗМАТЛИТ, 2003. - 176 с. - ISBN -- - Режим доступа: <http://www.studentlibrary.ru/book/5-9221-0389-X.html>

учебно-методическая

1. Андреев А.С., Сутыркина Е.А., Математическое моделирование механических систем в среде Scilab: учебное пособие [Текстовое (символьное) электронное издание] / А.С. Андреев, Е.А. Сутыркина. - Ульяновск: ФГБОУ ВО "Ульяновский государственный университет", 2018. - URL^ <http://edu.ulsu.ru/courses/896/interface/>

2. МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ

Ниже приведены методические указания по самостоятельному выполнению лабораторных работ.

Лабораторная работа 1. Генерирование тестовых сигналов с заданными характеристиками, их визуализация в Scilab

Требуется получить синусоидальный сигнал с заданной амплитудой $A_1 = 3$, $A_2 = 1$, частотой $f_q = 0,2$ Гц и различными частотами дискретизации $fd_1 = 0.5$ Гц, $fd_2 = 10$ Гц. Длина сигнала $T = 20$ с.

Т.к. работа среда Scilab ориентирована на матричное представление сигналов, то зададим сначала три вектора времени t , которые будут соответствовать различным частотам снятия данных (частотам дискретизации).

$t_1 = 0:1/fd_1:T;$

$t_2 = 0:1/fd_2:T;$

Для генерации синусоидального сигнала вычисления функции \sin в заданных вектором t_i точках используется функция – \sin .

Далее зададим вектор сигналов:

$F_1 = A_1 * \sin(fq * t_1);$

Для визуализации сигналов воспользуемся функцией plot :

$\text{plot}(t_1, F_1, '-b');$; $\text{grid}();$ xtitle ('название графика', 'ось ординат', 'ось абсцис');

Дополнительное задание:

Необходимо добавить нормально распределённый шум к сигналу с помощью функции $\text{randn}(1, \# \text{точек дискретизации});$

Рекомендации:

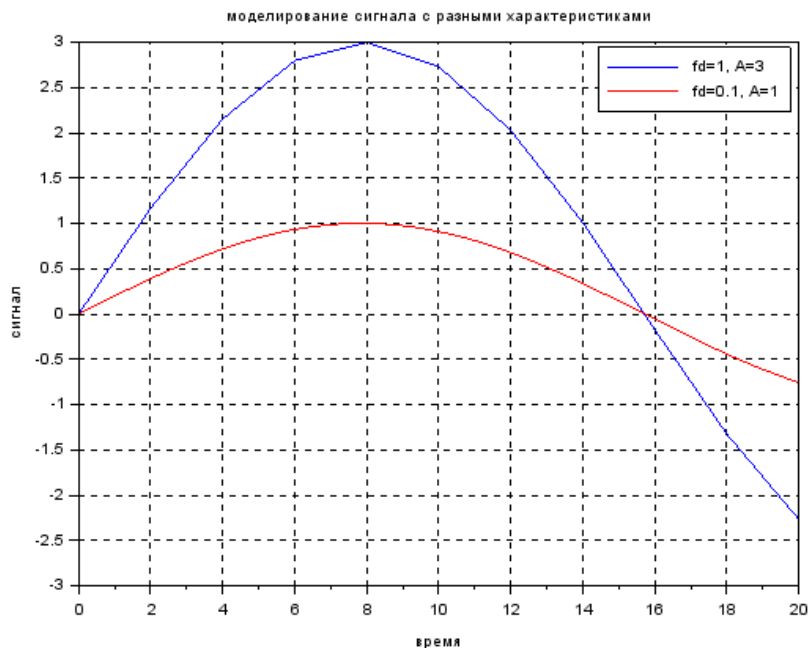
Воспользоваться функцией $\text{subplot}(x, y, n)$ вывести два графика на одной сетке координат и по одной синусоиде на отдельных сетках.

Использовать матрицы для формирования выходных данных и построения графиков.

Ниже приведен текст программы:

```
clc; clf;
fd1 = 0.5
fd2 = 10
T = 20
A1 = 3
A2 = 1
t1 = 0:1/fd1:T;
t2 = 0:1/fd2:T;
fq = 0.2
F1 = A1*sin(fq*t1);
F2 = A2*sin(fq*t2);
plot(t1, F1, '-b'); xgrid();
plot(t2, F2, '-r'); xgrid();
xtitle('моделирование сигнала с разными характеристиками', 'время', 'сигнал');
legend("fd=0.5, A=3", "fd=10, A=1")
```

Результат выполнения кода:



Лабораторная работа 2. Реализация свёртки двух синусоидальных сигналов на основе собственной реализации алгоритма и сравнительный анализ с результатом, полученным с использованием встроенных инструментов Scilab

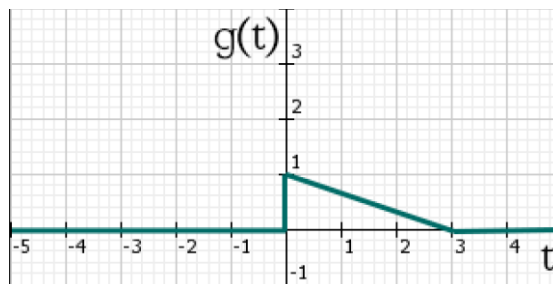
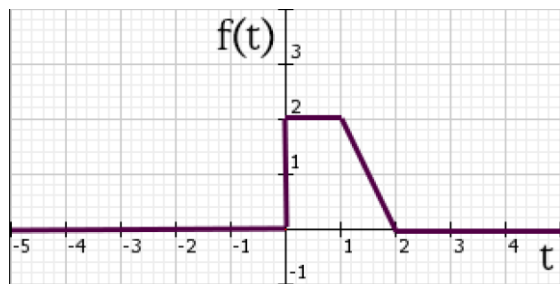
Свёртка – это математическая операция, применимая к $f(t)$ и $g(t)$, которая порождает третью функцию и определяется формулой:

$$y(t) = (f * g)(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\tau)g(t-\tau)d\tau \quad (1.6.1)$$

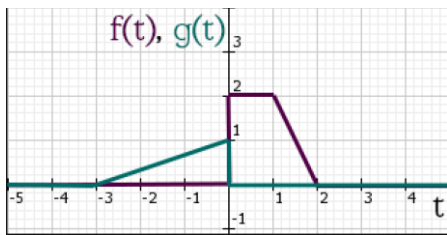
Рассмотрим реализацию свёртки двух сигналов на примере. Пусть сигналы $f(t)$ и $g(t)$ задаются в следующем виде:

$$f(t) = \begin{cases} 0, & t < 0 \text{ \& } t \geq 2 \\ 2, & 0 \leq t < 1 \\ -2t+4, & 1 \leq t < 2 \end{cases}, \quad g(t) = \begin{cases} 0, & t < 0 \text{ \& } t \geq 3 \\ 1, & t = 0 \\ -1/3t+1, & 0 < t < 3 \end{cases}$$

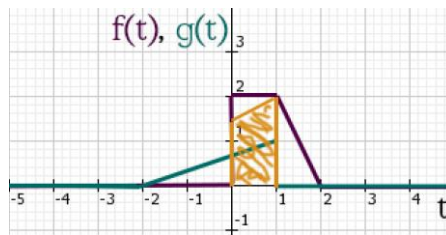
Их графики, соответственно будут представлять собой ломаные, как показано ниже:



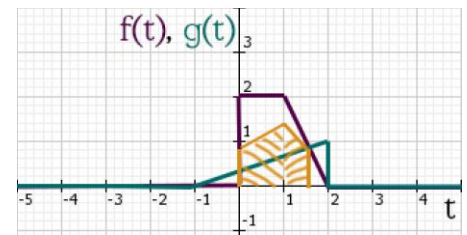
Ниже показано, какие случаи пересечений нам необходимо просчитать по мере движения графика $g(t)$ по оси t .



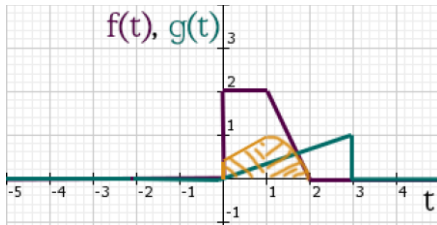
а) $t < 0$



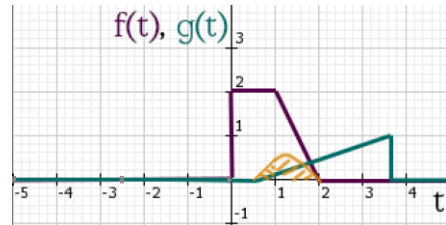
б) $0 \leq t < 1$



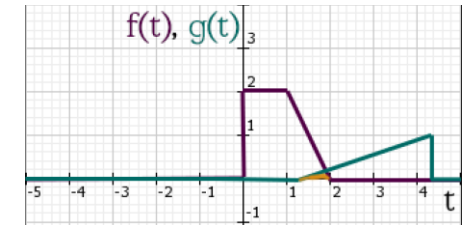
в) $1 \leq t < 2$



г) $2 \leq t < 3$



д) $3 \leq t < 4$



е) $4 \leq t < 5$

Графическая интерпретация свёртки сигналов $f(t)$ и $g(t)$

Для реализации в численных методах, рассматривается дискретный случай свёртки:

$$z(k) = \sum_{j=\max(1, k+1-L_B)}^{\min(k, L_A)} A(j) \cdot B(k+1-j)$$

Дополнительное задание:

Провести анимацию построения графика свёртки;

Провести сравнение результатов собственной программы со встроенным методом conv().

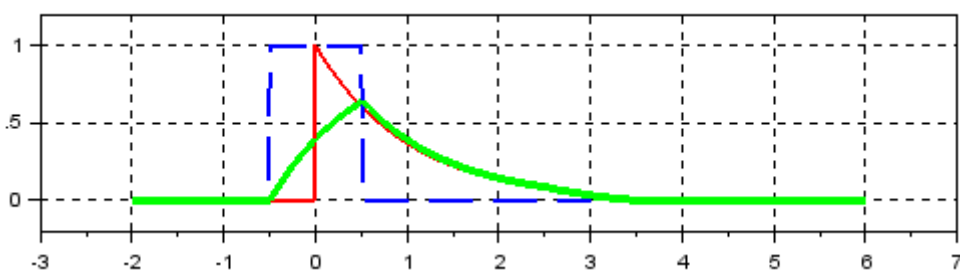
Рекомендации:

Использовать функции function(), функции subplot(x,y,z). Использовать матрицы для формирования выходных данных и построения графиков.

Ниже приведен фрагмент текста программы:

```
function cnv=myconv(f, g, slip)
Lf = length(f);
Lg = length(g);
L = Lf + Lg - 1;
cnv = zeros(2, L);
for k = 1:L
    //waitbar(k/L, progressBar);
    jmin = max(1, k + 1 - Lg);
    jmax = min(k, Lf);
    cnv(1,k) = k - slip;
    for j = jmin:jmax
        cnv(2,k) = cnv(2,k) + f(j) * g(k+1-j);
    end
end
endfunction
delta = 0.5;
d = 1e-2;
Tmin = -1; Tmax = 3;
t = Tmin:d:Tmax;
N = (2*abs(Tmin))/d;
myconv_scaled = d*myconv(f1, f2, N);
conv_sciLab = d*conv(f1, f2);
```

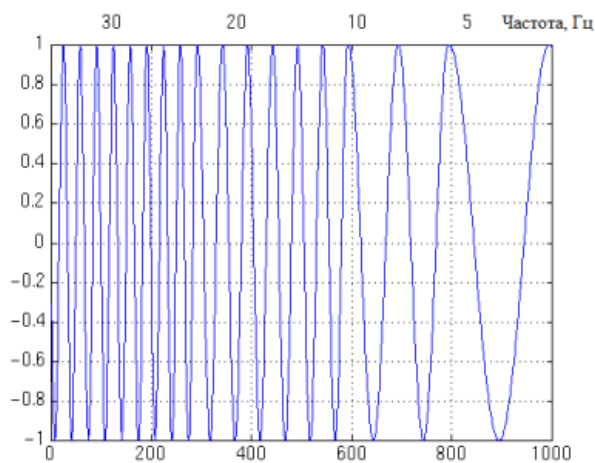
Результат выполнения кода:



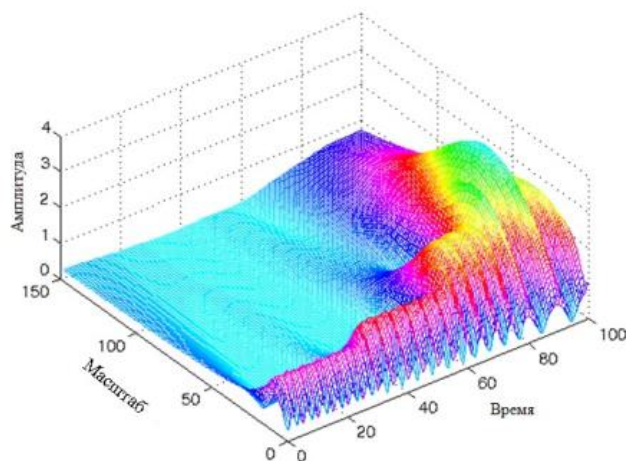
Лабораторная работа 3. Вейвлет - анализ сигналов в Scilab

Процедура преобразования начинается с масштаба и затем продолжается при увеличивающихся значениях . Таким образом, анализ проводится сначала с высоких частот, а затем проводится в сторону низких частот. Первое значение 'a' соответствует наиболее сжатому вейвлету. При увеличении значения 'a' вейвлет расширяется.

Ниже приведен пример модельного сигнала и спектра его непрерывного вейвлет-преобразования.



Пример сигнала



Спектр непрерывного вейвлет-преобразования

Рассмотрим сигнал, который состоит из двух функций «мексиканская шляпа», имеющих разный масштаб по времени. Вейвлет «мексиканская шляпа» задан формулой

$$\psi(t) = \frac{2}{\sqrt{3}} \pi^{-\frac{1}{4}} (1-t^2)^{-\frac{t^2}{2}}$$

Сигнал, который будет подвергнут анализу, задан как сумма этих функций:

$$x(t) = \psi(t-5) + \psi\left(\frac{t-25}{3}\right)$$

Ниже приведен текст программы:

```
clc, clf
//функция mexican hat
mh = @(t) (2/sqrt(3))*pi^(-1/4)*(1-t.^2).^(-t.^2/2);
dt = 0.1; % шаг по времени
```



```

t = 0:dt:40; % время
x = mh(t-5) + mh((t-25)/3); % сигнал
//вычисляем непрерывное вейвлет преобразование
cwt(x, 1:64, 'mexh', 'plot');
//вычисляем непрерывное вейвлет преобразование для двух масштабов
C = cwt(x, [1 3]/dt, 'mexh');
figure
//вейвлет 'mexh', сдвинутый на 5с вправо
subplot(5,1,1), plot(t,mh(t-5),'k')
xlabel('t'), title('\psi(t-5)')
//вейвлет 'mexh', сдвинутый на 25с вправо и растянутый в 3 раза
subplot(5,1,2), plot(t,mh((t-25)/3),'k')
xlabel('t'), title('\psi((t-25)/3)')
//сигнал из суммы двух импульсов
subplot(5,1,3), plot(t,x,'k')
xlabel('t'), title('x(t)')
//преобразование вейвлет на масштабе a = 1
subplot(5,1,4), plot(t,C(1,:),'k')
xlabel('b'), title('C(a=1, b)')
//преобразование вейвлет на масштабе a = 3
subplot(5,1,5), plot(t,C(2,:),'k')
xlabel('b'), title('C(a=3, b)')

```

В примере функция задана в явном виде и хранится в переменной `mh`, с помощью этой функции создаётся вектор с отсчётами сигнала. Сначала с помощью функции `cwt` выполняется непрерывное вейвлет преобразование.

Вторым аргументом указан вектор `1:64`, чтобы получить значения масштабов, значения вектора надо умножить на период квантования $dt = 0.1$.

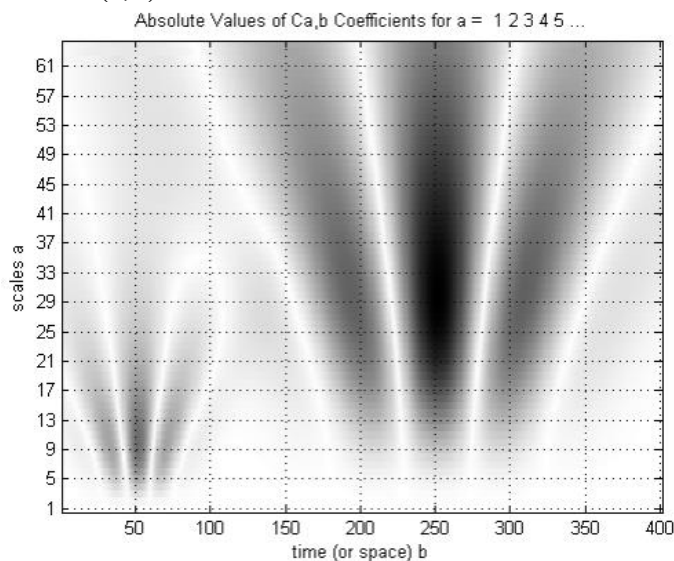
Третьим аргументом указано название вейвлета, используемого для анализа, в данном случае это `'mexh'`.

Чтобы построить график, последним аргументом указан `'plot'`.

Сигнал состоит из суммы двух функций, одна из которых сдвинута на 5с, а другая сдвинута на 25с и растянута во времени в 3 раза.

Второй раз вейвлет преобразование вычисляется для масштабов равных 1 и 3. В этом случае результат не выводится на график, а сохраняется в переменной `C`. Переменная `C` – это матрица, состоящая из двух строк, в первой строке результат преобразования для масштаба, равного 1, вторая строчка – для 3.

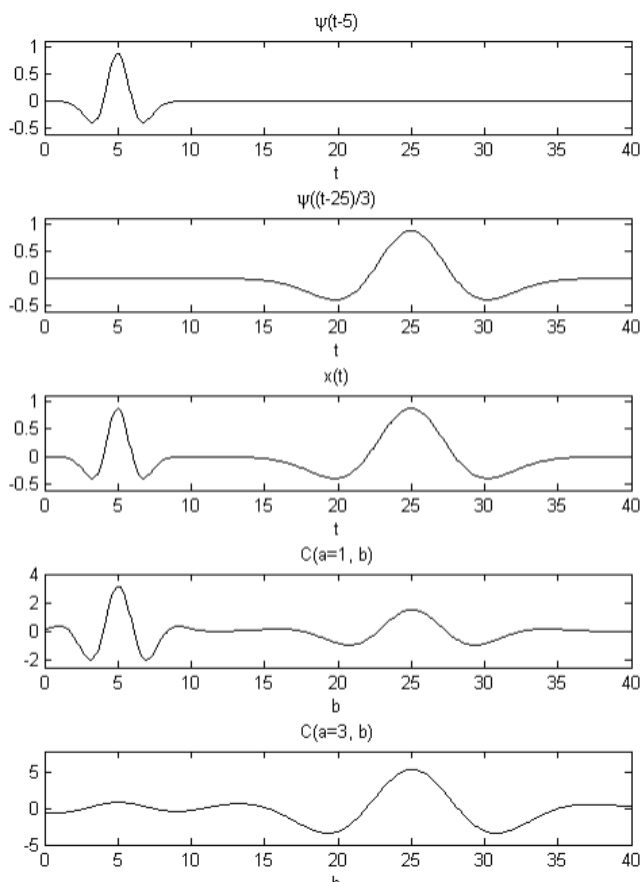
После выполнения первой команды `cwt` будет построен график на котором цветом обозначен модуль величины $C(a,b)$.



Максимальному значению соответствует чёрный цвет, минимальному – белый, а

промежуточным – оттенки серого.

Во втором окне строится пять графиков. На первом графике изображён вейвлет «мексиканская шляпа», сдвинутый на 5с. На втором графике вейвлет, сдвинутый на 25с и растянутый в 3 раза. На третьем графике сигнал, образованный их суммой. Четвёртый и пятый график это результат вейвлет преобразования для масштабов 1 и 3 соответственно.

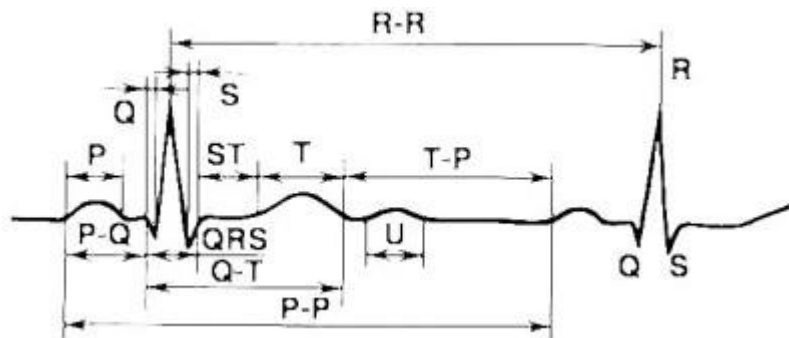


Лабораторная работа 4. Многоуровневый анализ кардиосигнала в Scilab

Электрокардиография является неинвазивным методом регистрации электрической активности миокарда и используется в клинической практике уже не одно десятилетие. Стремительное развитие информационных технологий позволяет расширить границы традиционных подходов к анализу электрокардиосигналов.

Для удобства анализа электрокардиограммы в медицине принято обозначать зубцы ЭКГ латинскими буквами. Если амплитуда зубца составляет больше 20% от размаха электрокардиосигнала, то этот зубец обозначают прописной (заглавной буквой).

Если же амплитуда зубца меньше 20%, то для его названия используют строчную (малую) букву. Главным зубцам на ЭКГ присвоены обозначения P, Q, R, S, T, U.



Математическая модель кардиосигнала имеет вид:

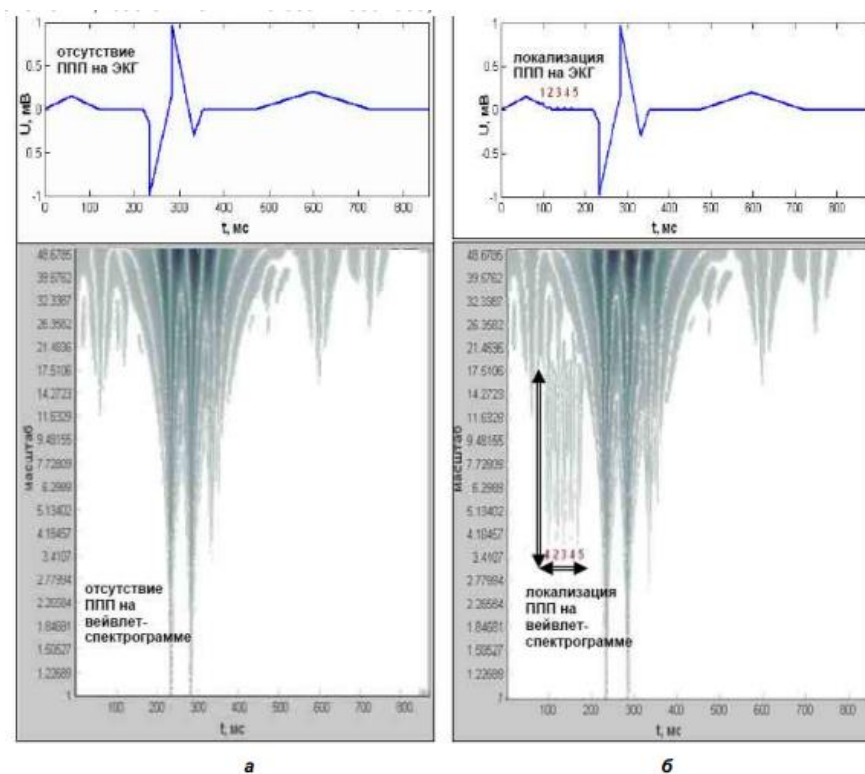
$$U = \sum_{i=1}^N U_i \quad U_i = a_{1i} t^{a_{2i}} \exp(-a_{3i} x^{a_{4i}}) \cos(\pi / (a_{5i} + a_{6i} x^{a_{7i}}) - a_{8i})$$

Параметры математической модели ЭКГ сердца без патологии:

i	Амплитуда колебания, мВ				Полупериод и сдвиг колебания, мс				Коефф. корр.
	a _{1i}	a _{2i}	a _{3i}	a _{4i}	a _{5i}	a _{6i}	a _{7i}	a _{8i}	
1	2.59574e-028	16.74766	0.078955	1.04811	0	0	0	0	0.9780
2	1.42992e-149	63.76683	0.013904	1.30529	10.59449	0.0022405	1.34410	3.18773	
3	-3.40070e-033	14.31631	0.000120	1.77400	21.15976	0.21683	0.87313	0.52152	
4	-1.67937e-064	25.57819	0.021603	1.01816	244.7042	0.0030608	0.98941	5.23804	

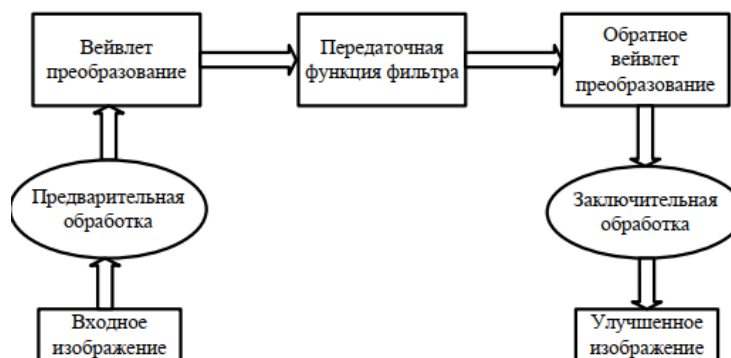
Для оценки диапазона масштабов непрерывного вейвлет-преобразования, на которых следует искать присутствие высокочастотных микропотенциалов, необходимо учитывать длину исследуемого сигнала и центральную частоту вейвлета. Так, длина смоделированного сигнала составляет 1000 отсчетов, а вейвлет Коифлета 5 порядка имеет центральную частоту F_c=0.6897 Гц. Тогда центральная частота вейвлета, используемого для первого уровня разложения, составляет F₁=0.6897*1000=689,7 Гц. Для каждого следующего уровня частота вейвлета будет в 2 раза меньше, чем для предыдущего, т.е. F₂=344,8 Гц, F₃=172,4 Гц. Такое неравномерное изменение частот при переходе с одной строки масштабов на другую приводит к тому, что высокие частоты диапазона, характерного для ППП, представлены на спектрограмме несколькими уровнями и практически не заметны.

На рис.а представлены модели сигнала ЭКГ в норме и с ППП в конце зубца Р, а также вейвлет-спектрограммы этих сигналов в логарифмическом масштабе при инвертированной цветовой гамме шкалы вейвлет-коэффициентов. На рис.б в диапазоне масштабов a=3,8–17,5 во временном промежутке 90-180 мс, представляющем область локализации смоделированных ППП, чётко видно наличие 5 отдельно расположенных компонент, являющихся искомыми микропотенциалами. Данному диапазону масштабов соответствует диапазон частот 40-180 Гц, что подтверждает соответствие модельного эксперимента и теоретических данных о высокочастотной природе ППП.



Лабораторная работа 5. Обработка медицинских изображений с использованием компьютерного моделирования в Scilab

Основные этапы фильтрации изображений в частотной области представлены на схеме:



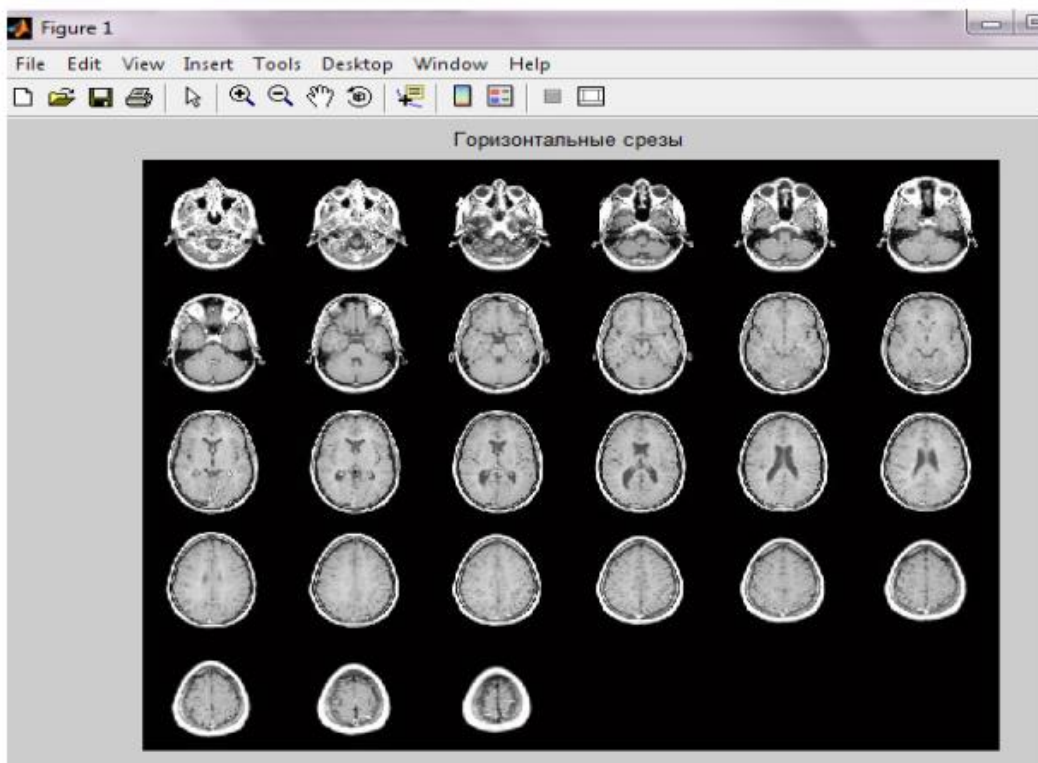
Проведём анализ магниторезонансных срезов головного мозга. Данные представляют собой набор из 27 горизонтальных срезов, которые подвергаются обработке:

```

truesizewarning=iptgetpref('TruesizeWarning');
iptsetpref('TruesizeWarning', 'off');
load mri;
figure;
immovie(D, map);
montage(D, map);
title('Горизонтальные срезы');
  
```

Переменная D включает 27 горизонтальных срезов магниторезонансных данных сканирования человеческого черепа с размерностью 128x128.

Значения элементов D находятся в диапазоне от 0 до 88. Таким образом, палитра обеспечивает генерацию изображения в диапазоне, пригодном для визуального анализа. Размерность данных в D должна быть согласована с функцией `imshow`. Для обработки данных используется функция `ipt-getpref`.



Ниже представлен пример обработки вейвлетов Добеши



3. КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

Классический анализ сигналов

1. Непрерывное преобразование Фурье и обратное преобразование Фурье.
2. Обоснование обратимости оператора фурье-преобразования в гильбертовом пространстве.
3. Свойства непрерывного преобразования Фурье.
4. Равенство Планшереля-Парсевала и его следствие.
5. Оконное преобразование Фурье, определение ширины и радиуса окна.
6. Принцип неопределенности в рамках теории информации.
7. Гауссиан и его свойства.
8. Преобразование Габора и его свойства.
9. Характеристики функции Габора.
10. Сравнение ОПФ и НПФ.

Вейвлет-анализ

11. Понятие о материнских вейвлетах. Признаки вейвлета.
12. Примеры материнских вейвлетов WAVE, МНАТ, DOG
13. Непрерывное вейвлет-преобразование и его свойства.
14. Определение весовой функции для оконного вейвлет-преобразования.
15. Основные теоремы НВП.
16. Дискретное вейвлет-преобразование
17. Построение масштабирующих функций, основные свойства.
18. Вейвлеты Хаара.
19. Ортонормированность системы вейвлетов Хаара.
20. Кратноразрешающий анализ.
21. Примеры масштабирующих функций.

4. ЗАДАЧИ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

1. Выполнить генерацию сигналов

Описание сигнала	Параметры				
	A	B	C	D	ШАГ
Гармонический сигнал с частотой A с нормально распределенным шумом (randn)	10 Гц				1/128
	20 Гц				1/128
	30 Гц				1/128
Гармонический сигнал, частота которого меняется по закону At^3+Bt^2+Ct+D	10	5	3	1	1/1024
	1	3	5	10	1/1024
	10	100	50	2	1/1024
Синусоида с меняющейся частотой от A до B по законам C и D	5	100	линейный	квадр.	1/1024
	10	120	линейный	Exp	1/1024
	1	10	exp	квадр.	1/1024
Синусоида с частотой меняющейся скачкообразно: первая частота A, далее B, C и D	10	20	30	40	1/1024
	10	20	10	20	1/1024
	100	10	50	5	1/1024

2. Написать программу, вычисляющую свертку двух сигналов, оформить ее в виде функции $Z = \text{myCONV}(A, B)$. Сравнить результаты работы программы с функцией $\text{conv}(A, B)$. Для сигналов найти свертки (используя совою программу) в соответствии с заданием. Объяснить полученные результаты аналитически.

Функции	Варианты заданий
$A = \{\dots, 0, 1, 1, 1, 1, 0, \dots\}$	1. $A * A$
$B = \{\dots, 0, 1, 2, 3, 0, \dots\}$	2. $B * C$;
$C = \{\dots, 0, 2, 1, 0, 5, 0, \dots\}$	3. $(D * E) * B$;
$D = \{\dots, 0, 1, 2, 3, 4, 5, 0, \dots\}$	4. $D * (E + B)$;
$E = \{\dots, 0, 5, 4, 5, 3, 1, 0, \dots\}$	5. $F * A$
$F = \sin(2 * \pi * t) + 0.1 * \text{randn}(1, \text{length}(t))$;	6. $F * G$
$G = \{\dots, 0, 2, 1, 2, 0, \dots\}$	7. $C * B$
	8. $D * (E * B)$
	9. $D * E + D * B$

3. Провести вейвлет-анализ следующих сигналов:

- Пусть сигнал состоит из суммы гармонического сигнала с частотой 100Гц, к которому прибавлены прямоугольные импульсы, длительностью 0,1 и 0,3с, середина первого импульса 0,5с, второго 2с. Вычислить вейвлет преобразование такого сигнала, используя вейвлет Хаара и вейвлет Морле, и сравнить полученные результаты.
- Провести анализ гармонического сигнала, в котором происходит скачкообразное изменение фазы

$$x(t) = \begin{cases} \sin(\omega_0 t), & t < \tau \\ \sin(\omega_0 t + \varphi_0), & t \geq \tau \end{cases}$$

- Пусть частота сигнала меняется по линейному закону от 20Гц до 100Гц, частота квантования 1024Гц. Рассмотреть диапазон частот от 16Гц до 256Гц, использовать вейвлет 'mexh'.
- Провести анализ сигнала, состоящего из суммы двух гармонических сигналов с разными частотами. Пусть частота одной гармоники 10Гц, другой 2,5Гц, частота квантования 300Гц, длительность записи 3с. Для анализа выбрать Morlet wavelet, который вычисляется по формуле:

$$\psi(t) = e^{-\frac{t^2}{2}} \cos(5t)$$

4. Провести многоуровневый анализ модельного кардиосигнала, и провести сравнение с сигналом сердца без патологии.

- Модель сигнала, соответствующая ЭКС при патологии «блокада правой ножки пучка Гиса»

$$X(t) = \begin{cases} -0,247; t \leq 0,070 \\ 0,193 * e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{t-0,060}{0,135} \right)^2} - 0,290; 0,070 \leq t < 0,205 \\ -0,290; 0,205 \leq t < 0,265 \\ -0,148 * \sin\left(\frac{\pi}{0,022} t + 0,004\right) - 0,340; 0,265 \leq t < 0,287 \\ 1,590 * \cos^2\left(\frac{\pi}{0,036} t + 0,017\right) - 0,300; 0,287 \leq t < 0,323 \\ -0,620 * \cos^2\left(\frac{\pi}{0,070} t + 0,037\right) - 0,280; 0,323 \leq t < 0,393 \\ -0,150 * \sin\left(\frac{\pi}{0,200} t + 0,055\right) - 0,150; 0,393 \leq t < 0,593 \\ 0,336 * e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{t-0,100}{0,250} \right)^2} - 0,140; 0,593 \leq t < 0,843 \\ -0,140; t > 0,843 \end{cases}$$

- Модель ЭКГ-сигнала с патологией «желудочковая экстрасистола»

$$X(t) = \begin{cases} -1,060; t \leq 0,040 \\ 3,505 * e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{t-0,192}{0,192}\right)^2} - 1,060; 0,040 \leq t < 0,132 \\ 1,850 * \sin\left(\frac{\pi}{0,032}t + 0,014\right) - 0,570; 0,132 \leq t < 0,164 \\ -0,016 * t - 1,290; 0,164 \leq t < 0,344 \\ -0,930 * e^{-\frac{1}{2}\left(\frac{t-0,010}{0,165}\right)^2} - 1,220; 0,344 \leq t < 0,509 \\ -1,220; t > 0,509 \end{cases}$$

- Параметры модели предсердной тахикардии

<i>i</i>	Амплитуда колебания, мВ				Полупериод и сдвиг колебания, с				Кэфф. коррел.
	a_{1i}	a_{2i}	a_{3i}	a_{4i}	a_{5i}	a_{6i}	a_{7i}	a_{8i}	
1	1.39320e-009	6.02345	0.00040	1.82651	0.5t	0	0	0	0.9750
2	-1.43267e-142	66.65493	0.01384	1.42567	116.1773	168.61888	-0.19249	0.07823	
3	3.17384e-138	68.64574	0.22979	1	3.57298	0	0	-3.80494	
4	2.25435e-139	58.58918	0.01281	1.29241	0.5t	0	0	0	

- Параметры модели депрессии сегмента ST

<i>i</i>	Амплитуда колебания, мВ				Полупериод и сдвиг колебания, с				Кэфф. коррел.
	a_{1i}	a_{2i}	a_{3i}	a_{4i}	a_{5i}	a_{6i}	a_{7i}	a_{8i}	
1	0.93714	1.57996	0.00021	2.06734	0.5t	0	0	0	0.9833
2	-5.53434e-106	60.06181	0.19442	1.11188	113.6701	-0.96305	0.76804	4.24208	
3	5.48499e-142	64.52447	0.01347	1.39195	0.5t	0	0	0	

5. Провести анализ одного из медицинских изображений из банка изображений.

