

УДК 681.142.2

Н.В. Дорош, Г.Л. Кучмій, Г.М. Мандзяк
 Національний університет “Львівська політехніка”,
 кафедра електронних приладів

МОДЕЛЮВАННЯ ПОВЕРХНЕВОГО РОЗПОДІЛУ СПЕКТРА ФУР’Є ДЛЯ СИСТЕМ НЕЙРОВІЗУАЛІЗАЦІЇ БІОПОТЕНЦІАЛІВ

©Дорош Н.В., Кучмій Г.Л., Мандзяк Г.М., 2001

N. Dorosh, H. Kuchmiy, H. Mandziak

THE SIMULATION OF FOURIER SPECTRUM SURFACE DISTRIBUTION FOR SYSTEMS OF BIOPOTENTIALS’ NEUROVIZUALIZATION.

©Dorosh N., Kuchmiy H., Mandziak H, 2001

Розроблено методику моделювання алгоритмів для визначення поверхневого розподілу спектра Фур’є електроенцефалографічних (ЕЕГ) сигналів та проведення процедури ЕЕГ-картування для візуалізації результатів аналізу біопотенціалів мозку в електронних діагностичних системах. Моделювання проводили в середовищі ППП MATHCAD з використанням програми WINSURF для побудови спектрально-топографічних карт ЕЕГ-сигналів.

The method of algorithm simulation for determination of surface Distribution of Fourier spectrum for electroencephalographic signals (EEG) and process execution of EEG-mapping for visualization of results of brain biopotentials’ analysis are developed. Simulations is carried out in MathCAD software with help of WinSurf program for creation of spectral and topographic maps of EEG-signals.

Вступ. Аналіз сучасного стану розвитку медичної електронної техніки для вимірювання та аналізу біомедичних сигналів (БМС) дозволяє виділити дві важливі тенденції

– мініатюризація первинних перетворювачів та засобів попередньої обробки біосигналів за рахунок розробки та впровадження мікроелектронних сенсорів, сигнальних спецпроцесорів та цифрової пам’яті у діагностичну електронну апаратуру;

– розробка спеціалізованого апаратно-програмного забезпечення для подальшого комплексного аналізу та відображення результатів вимірювання та попередньої обробки біопотенціалів з використанням засобів мікропроцесорної та комп’ютерної техніки.

На сьогодні існують малогабаритні (портативні) електронні прилади для реєстрації та вимірювання основних електрофізичних параметрів БМС таких, як амплітуди та тривалості зубців, інтервалів та сегментів електрокардіограм (ЕКГ), амплітудно-частотні та спектрально-кореляційні характеристики електроенцефалограм (ЕЕГ) тощо. Як правило, такі прилади дозволяють записувати у цифрову пам’ять приладу певну кількість реалізацій сигналу, які реєструються у різних відведеннях (каналах), і забезпечують можливість послідовного перегляду кожної з цих реалізацій на екрані індикатора або міні-дисплея.

Однак для об’єктивного аналізу буває необхідно отримати не тільки інформацію про характеристики сигналу у кожному з окремих відведень, але і спостерігати за змінами пара-

метрів у всіх відведеннях одночасно з наочним відображенням результатів у графічному вигляді. Такі задачі виникають, наприклад, при дослідженні біопотенціалів мозку, які реєструються по всій поверхні голови за допомогою системи електродів (10-20-128). Аналіз таких сигналів проводиться як правило у спектральній області Фур'є з виділенням основних частотних діапазонів (α -, β -, δ -, θ -ритми) [1]. Для візуалізації поверхневого розподілу спектра по всіх відведеннях (каналах) використовують метод топографічного нейрокартування [2].

Суть методу полягає в тому, що для кожного ритму визначаються за певний час усереднені (по частотному діапазону) спектральні характеристики у кожному з відведень і будується поверхневий розподіл отриманих даних у вигляді топографічної карти, де кольором позначається інтенсивність параметрів у точках з координатами, які відповідають місцям встановлення електродів на поверхні голови.

У роботі наведено алгоритм визначення поверхневого спектрального розподілу EEG-сигналів, які було зареєстровано у системі відведень 10-20 за допомогою комплексу DX-NT-32.v16 та результати моделювання в середовищі ППП MATHCAD. Для побудови карт поверхневого розподілу було використано програму Winsurf.

Алгоритм моделювання. Моделювання алгоритмів аналізу та обробки біосигналів мозку проводили в середовищі ППП MATHCAD, який дозволяє проводити математичні обчислення з виведенням результатів моделювання у графічному вигляді. Графіки можна будувати дво- або триповерхневі та формувати за допомогою спеціального меню.

Для проведення аналізу був сформований масив відліків EEG-кривих, які зареєстрували за допомогою комплексу для реєстрації EEG DX-NT 32.v16.

Для аналізу на EEG-кривих було виділено три послідовних інтервали ($T=1-3$) тривалістю 1-32 с кожен. Розглядали варіанти EEG-кривих в нормі ($P=0$) та при патології ($P=1$). Тривалість інтервалу та кількість відліків на інтервалі аналізу (розмірність перетворення Фур'є) залежить від частотного діапазону сигналів: Наприклад, для нижнього діапазону частот (0,5-4 Гц) (дельта-ритм) потрібно вибирати тривалість інтервалу >1 с (4с), для гамма-діапазону (40-70 Гц) достатньо 256 відліків на інтервалі аналізу для коректної реалізації швидкого перетворення Фур'є.

Для прикладу, вихідними даними для моделювання було вибрано:

- $i1:= 0..31$ – кількість відліків EEG-сигналу на інтервалі 1с;
- масив значень (мкВ) для кожного з 16-ти відведень ($1:=Fp1, 2:=Fp2, 3:=F3, 4:=F4, 5:=C3, 6:=C4, 7:=P3, 8:=P4, 9:=O1, 10:=O2, 11:=F7, 12:=F8, 13:=T3, 14:=T4, 15:=T5, 16:=T6$).

Після формування масиву значень на екран виводився графік з трьома кривими (3 послідовні реалізації EEG, кожна з яких відображалась іншим типом лінії).

Спектральний аналіз EEG проводили за допомогою прямого швидкого перетворення Фур'є (FFT). У середовищі ППП MathCAD для виконання прямого FFT-перетворення необхідно виконати таку процедуру:

$$C:=fft(V) \quad n:=last(C) \quad n:=16 \quad j:=0..n-1,$$

де C – вектор спектральних коефіцієнтів Фур'є; n – кількість спектральних коефіцієнтів.

FFT-перетворення здійснювали для трьох реалізацій по кожному з відведень. Після цього проводилось усереднення значень вектора спектральних коефіцієнтів за 3 с

$$C_j = \frac{C1_j + C2_j + C3_j}{3}$$

Результат отримуємо у вигляді вектора модулів спектральних коефіцієнтів.

Для визначення спектрального вкладу стандартних ритмів по кожному відведенню підсумовували модулі спектральних коефіцієнтів по частотних діапазонах:

α -ритм (8-12 Гц)	β -ритм (13-16 Гц)	δ -ритм (0-3 Гц)	θ -ритм (4-7 Гц)
$j=8..12$	$j=13..15$	$j=0..3$	$j=4..7$
$\alpha = \sum_j C_j $	$\beta = \sum_j C_j $	$\delta = \sum_j C_j $	$\theta = \sum_j C_j $

Отримані дані по кожному частотному діапазону для кожного з відведень формували в таблицю. Ця процедура була реалізована за допомогою програми Winsurf операційної системи Windows, де формувались файли з таблицями. У таблиці вводили 3 стовпці значень X, Y, Z, де X та Y – просторові координати розміщення електродів, а Z – значення певного сумарного спектра (α , β , δ , θ) для кожного з відведень. На основі цих даних були побудовані карти, з використанням лінійної інтерполяції між трьома найближчими відведеннями.

У результаті було отримано 8 карт розподілу спектра при нормі та патології для чотирьох основних частотних діапазонів, що дає можливість порівняти локалізацію певного ритму, а також виявити можливі джерела патологічної активності мозку.

Результати моделювання. Результати моделювання показані на рис. 1 для відведення Fp1 (норма).

Fp1, Fp12, Fp13 – масиви відліків (амплітудні значення) ЕЕГ-сигналу для трьох послідовних інтервалів аналізу;

$i1=0..31$ – кількість відліків.

$C1=fft(Fp1)$ – процедура швидкого Фур'є – аналізу (fft) для масиву Fp1;

$C1$ – вектор спектральних Фур'є – коефіцієнтів для першого інтервалу аналізу.

$n:=last(C1)$ – кількість спектральних коефіцієнтів; $n:=16$;

$j:=0..n-1$ – поточні номери спектральних Фур'є-коефіцієнтів.

Для другого та третього інтервалів аналізу $C2=fft(Fp12)$, $C3=fft(Fp13)$.

$Fp1_{i1}=f(i1)$,
 $Fp12_{i1}=f(i1)$,
 $Fp13_{i1}=f(i1)$,
 } - графічні реалізації ЕЕГ-сигналів для трьох інтервалів

Параметр $Y:=0..7$ – задає висоту вертикальних ліній, які показують межі частотних діапазонів (α , β , δ , θ), $|C_j|=f(j)$ – графічне зображення спектра усередненого ЕЕГ-сигналу за 3 інтервали (3 с), $|C_j|$ – модуль вектора усереднених спектральних Фур'є – коефіцієнтів (по кожному з частотних діапазонів). При моделюванні $\alpha=A$, $\beta=B$, $\delta=D$, $\theta=T$.

На рис. 2 зображені топографічні карти, які отримані внаслідок моделювання для двох стандартних частотних діапазонів. Під картами вказано частотний діапазон (alfa, beta). Ліворуч наведені карти в нормі, а праворуч – при патології. Вони дають можливість виявити джерела патологічної активності.

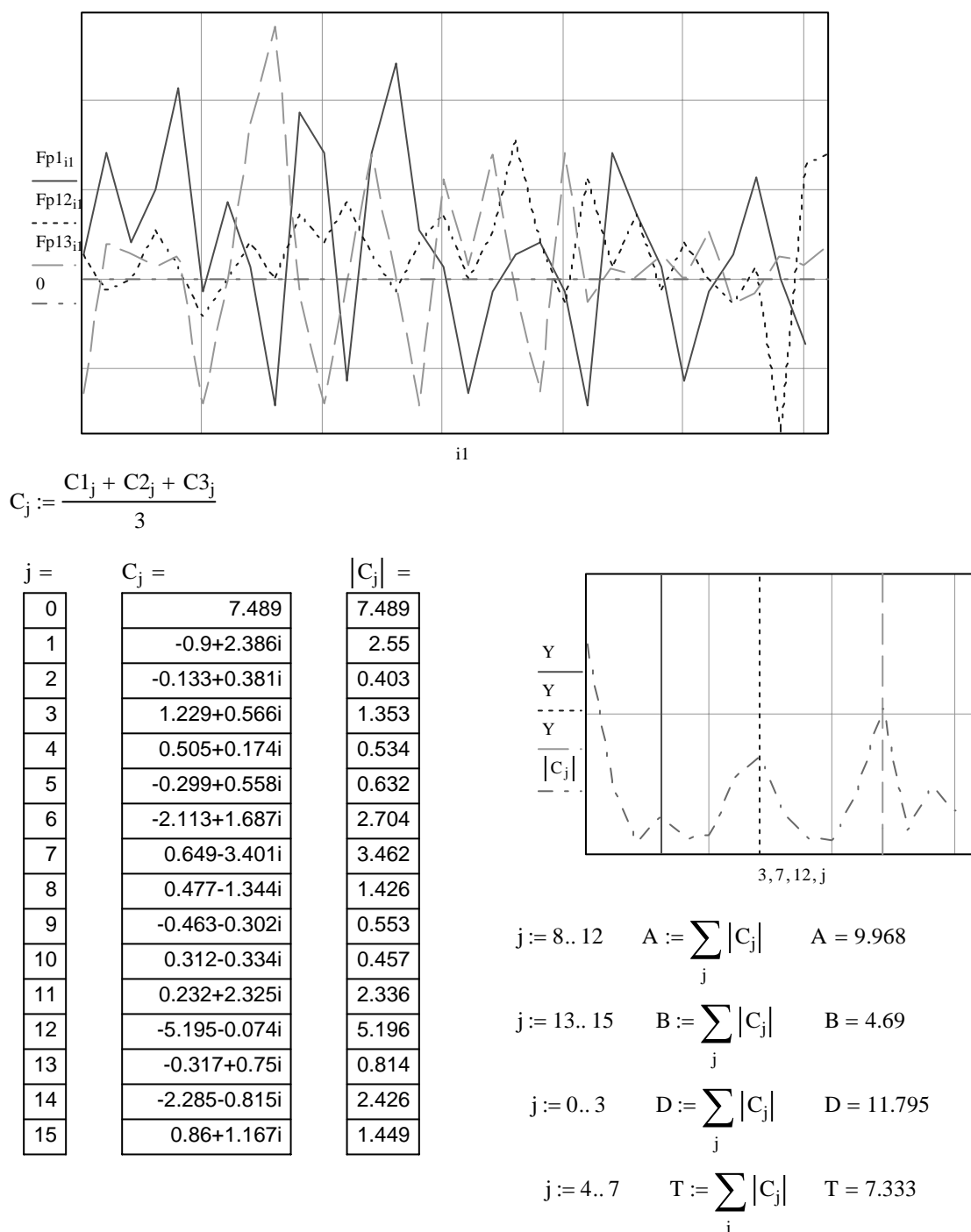


Рис. 1 Результати моделювання (F_p 1-норма)

З погляду обчислювальних затрат найбільш трудомістким етапом розрахунків є виконання Фур'є – перетворення, особливо, якщо вибірка значень реалізації БМС є великою ($i > 1024$). Альтернативним методом може бути використання базисів функцій прямокутної форми Уолша, Хаара для проведення спектрального аналізу БМС. Враховуючи, що для побудови нейрографічних карт використовують спектральні коефіцієнти, які усереднюються у заданих частотних діапазонах, а розподіл спектра всередині діапазону не є важливою характеристикою, то використання такого методу може бути доцільним для оптимізації розглянутого алгоритму.

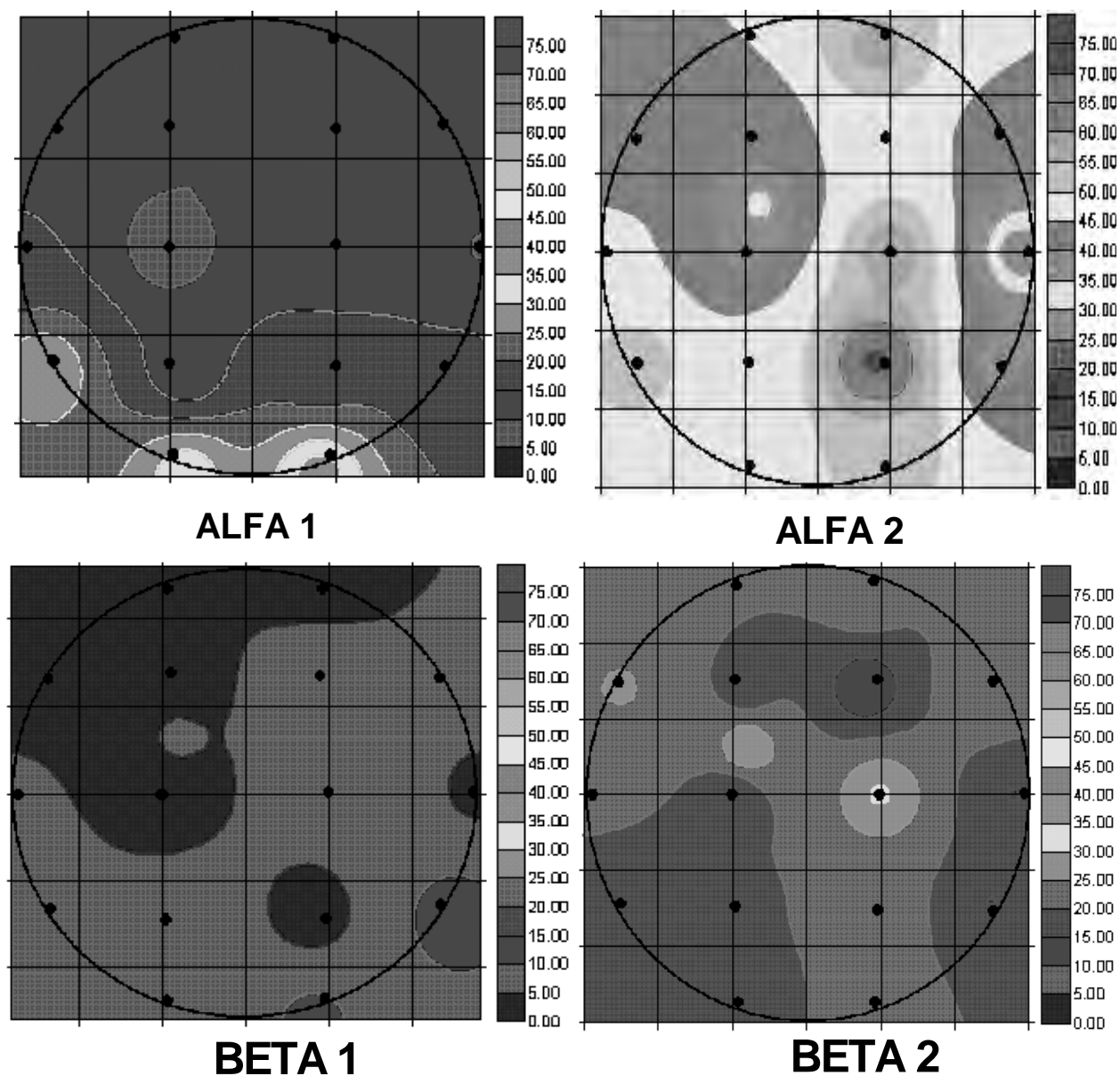


Рис. 2. Топографічні карти (alfa, beta-діапазони).

Результати дослідження алгоритму визначення спектральних коефіцієнтів Фур'є та поверхневого розподілу спектра Фур'є електроенцефалографічних сигналів доцільно використовувати при проектуванні мікроелектронних систем оперативної діагностики біопотенціалів мозку, а також при створенні спеціалізованих процесорних схем (ВІС).

1. Дорош Н.В., Кучмій Г.Л. // Вісник НУ "Львівська політехніка". 2000. 401. С. 114–119. 2. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография. Таганрог., 1996.