

УДК 681.142.2

Дорош Н.В., Кучмій Г.Л.

ДУ "Львівська політехніка", кафедра електронних приладів

РОЗРОБКА АЛГОРИТМИЧНОЇ БАЗИ ДЛЯ МІКРОЕЛЕКТРОННИХ СИСТЕМ АНАЛІЗУ БІОЕЛЕКТРИЧНИХ СИГНАЛІВ

©Дорош Н.В., Кучмій Г.Л., 2000

Описано принципи структурної організації та методи розробки алгоритмічної бази автоматизованих систем для визначення амплітудних, часових та спектральних характеристик біоелектричних (ЕКГ, РЕГ, ЕЕГ) сигналів. Наведено результати моделювання розроблених алгоритмів у середовищі ППП MATHCAD.

The principles of structure organization an algorithmic base of automatised systems for measurements of amplitude time and spectral parameters of bioelectric signals (ICG, RIG, IIG) are considered in this paper. The results of algorithm modelling in MathCAD Software are presented.

Вступ

Актуальним завданням сучасної біомедичної електроніки є розробка електронних приладів та систем для реєстрації, визначення основних параметрів медико-біологічних сигналів та їх автоматичного аналізу.

Розробку таких приладів і систем проводять у таких напрямках:

- створення потужних комп'ютерних діагностичних систем стаціонарного типу з відповідним програмним забезпеченням (DX SYSTEMS, CARDIO -9,10);
- розробка систем медичної телеметрії, які дозволяють реєструвати біоелектричні сигнали та передавати їх по лініях зв'язку у діагностичні центри для аналізу (DX-RADIO, HOLTER - RADIO);
- розробка портативних малогабаритних електронних приладів для проведення швидкого експрес-аналізу в умовах швидкої допомоги та індивідуального користування (DONIX).

У портативних приладах останньої групи, як елементна база використовуються переважно, засоби мікропроцесорної техніки і цифрова пам'ять. Мікропроцесори можна перепрограмувати і таким чином задавати набір параметрів, які належить вимірювати та аналізувати.

Наступним кроком мініатюризації приладів такого типу може бути їх реалізація у мікроелектронному виконанні у вигляді спеціалізованих великих інтегральних схем (спеціалізованих мікропроцесорних кристалів).

Реалізація складних алгоритмів аналізу біоелектричних сигналів мікроелектронними засобами (за допомогою спеціалізованих ВІС) сьогодні є проблематичним. На першому етапі можна обмежити аналіз процедурами визначення найважливіших (основних) електрофізичних параметрів таких сигналів (наприклад, визначати амплітуду та тривалість зубців електрокардіосигналів (ЕКГ) у різних відведеннях, амплітудно-часові параметри реограм (РЕГ), які характеризують стан судин, спектральні характеристики електроенцефалограм (ЕЕГ), які відображають електричну активність мозку) [1].

Для проектування таких мікроелектронних приладів треба розробити відповідну алгоритмічну базу та провести попереднє моделювання з метою апробації та мінімізації алгоритмів, які передбачається реалізувати. Мінімізація полягає у зменшенні кількості аналізованих параметрів при розширенні вибірки сигналу.

Розробка алгоритмів визначення електрофізичних параметрів сигналів

На рис. 1 наведено форму та характерні точки хвилі реоенцефалографічного (РЕГ) сигналу, а на рис. 2 – структуру алгоритму визначення амплітудних параметрів РЕГ-кривої та розрахунку показників, які свідчать про стан судин та швидкість кровотоку.

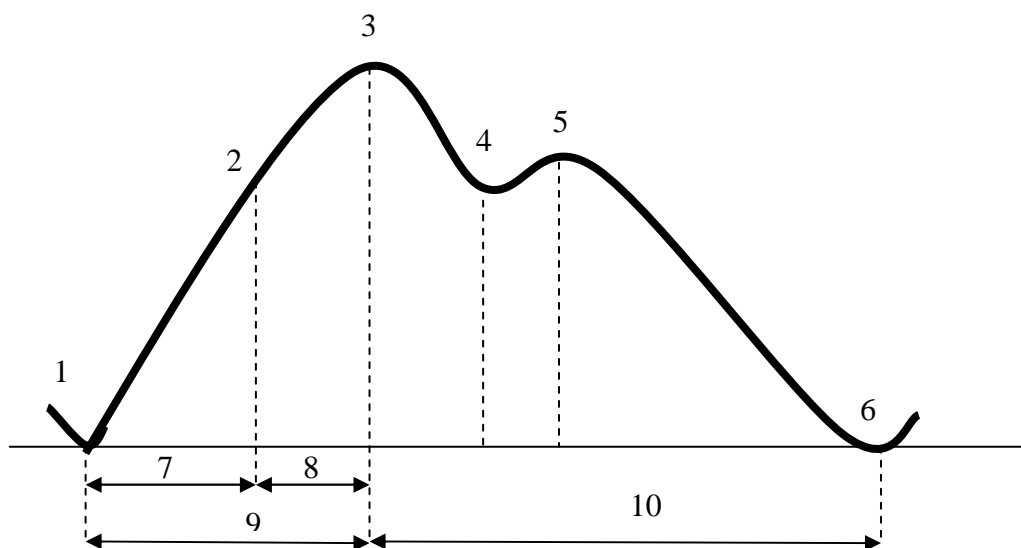


Рис. 1. Характерні точки РЕГ сигналу

Реосигнали характеризують зміну електричного опору судин, який зумовлений коливаннями кровотоку. Аналізуючи РЕГ-сигнал, виділяють початок (1), вершину (3), кінець (6) РЕГ-циклу, точку максимуму першої похідної РЕГ (2), вершину додаткової (дикротичної) хвилі (5) та інцизуру (4). Інтервал (9) – анакротична (зростаюча) частина РЕГ-хвилі, (10) – катакротична (спадаюча) частина. Інтервал (7) характеризує час швидкого кровонаповнення, (8) – час повільного кровонаповнення. При різній судинній патології змінюються кути нахилу характерних частин сигналу, амплітуда, форма, положення основної та додаткових вершин, співвідношення між інтервалами [2].

У середовищі ППП МАТНСАД проведено моделювання алгоритму визначення параметрів РЕГ-сигналу, відповідно до структури (рис. 2). В результаті моделювання знаходили амплітудні значення основної ($A1_{max}$) та дикротичної ($A3_{max}$) вершин, інцизури ($A2_{min}$), їх положення на часовій осі ($Ct1, Ct2, Ct3$), розраховували дикротичний індекс ДІ, коефіцієнт асиметрії КА та швидкість кровотоку V_{max} , $V_{сер}$. Після розрахунку параметрів проводили порівняльний аналіз отриманих результатів для визначення патологічних ознак (відхилення від норми) для формування висновку. Кількість та склад параметрів, які вибираються для аналізу, можна при моделюванні змінювати залежно від необхідності, якщо ввести в алгоритм відповідні модулі.

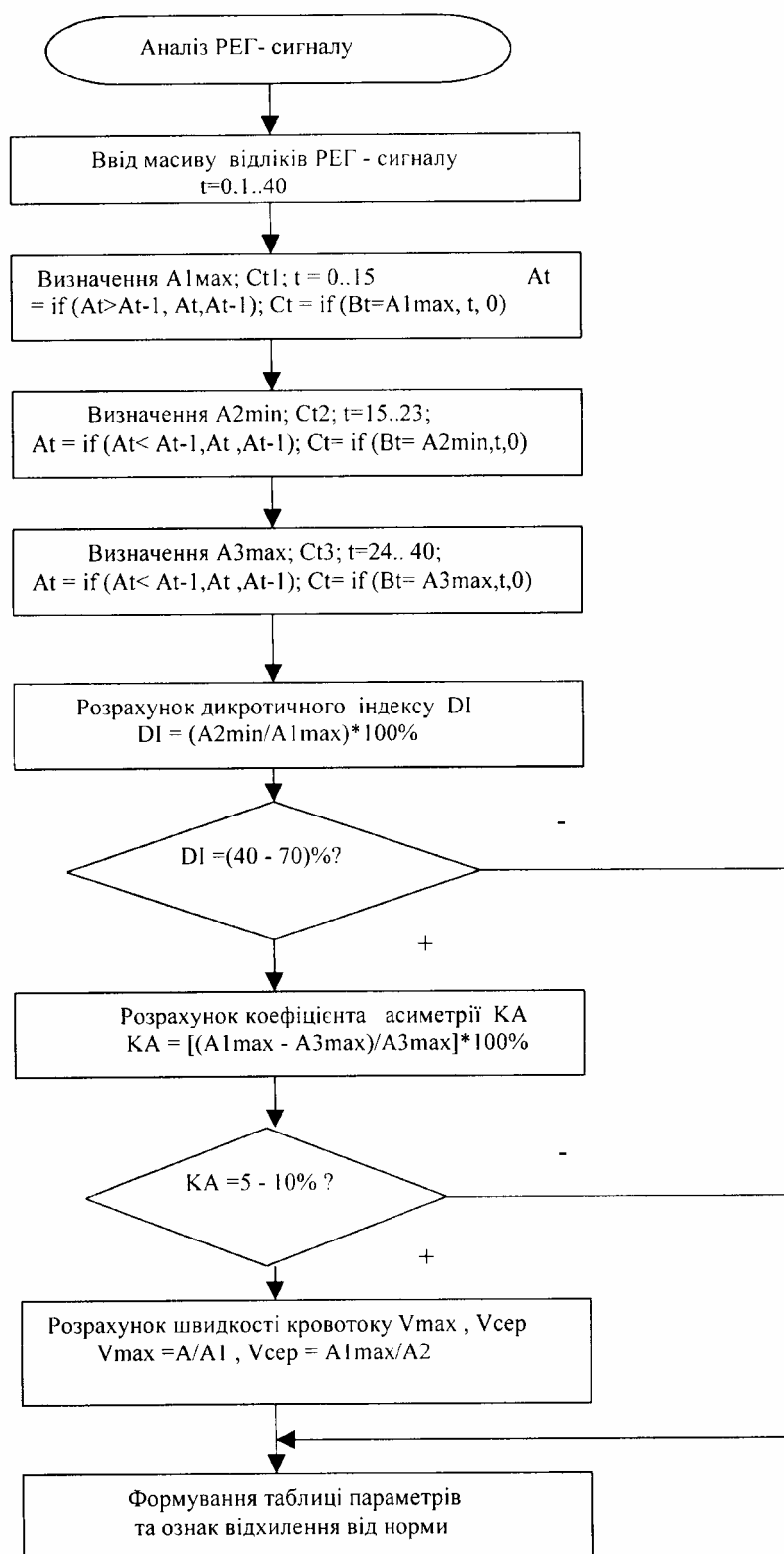


Рис. 2. Структура алгоритму визначення параметрів РЕГ-сигналу

Електроенцефалографічні сигнали (ЕЕГ) характеризують електричну активність мозку і являють собою складну комбінацію коливань різної частоти в діапазоні до 100Гц (див. таблицю).

Типи сигналів	Частота, Гц	Амплітуда, мкВ
Альфа -ритм	8 - 13	50 - 100
Бета - ритм	14 - 40	15
Гамма - ритм	40 - 70	5 - 7
Тета -ритм	4 - 6	40
Дельта -ритм	0.5 - 3	40

Аналіз ЕЕГ часто проводять у спектральній області з використанням швидкого перетворення Фур'є . На рис. 3 наведено алгоритм визначення спектрального складу ЕЕГ -

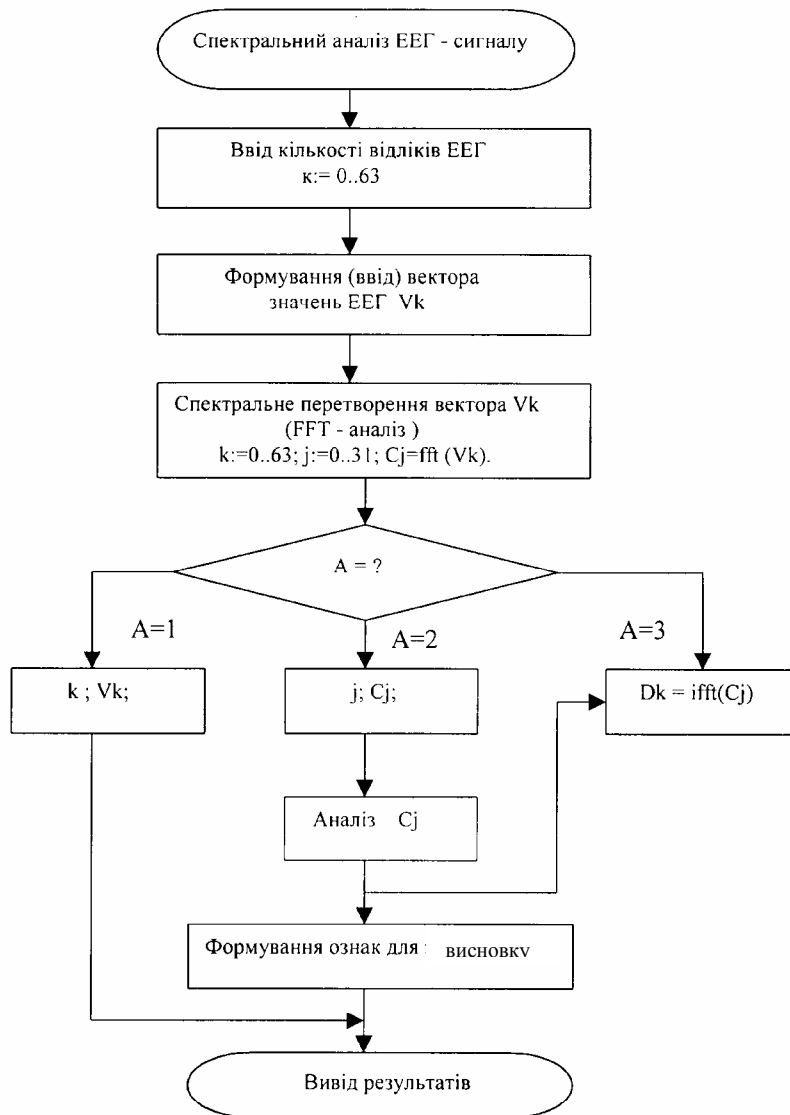


Рис. 3. Структура алгоритму спектрального аналізу ЕЕГ

сигналу в середовищі ППП МATHCAD. Спектральний аналіз проводили з використанням вбудованих функцій прямого (fft) та зворотного (ifft) перетворення Фур'є.

Кількість відліків на інтервалі аналізу $k=64$, розмірність перетворення $N=32$. Після виконання процедури прямого fft перетворення, залежно від встановлення прапорця A , можна відображати на екрані у векторному або графічному вигляді вектор сигналу V_k ($A_k=1$), матрицю спектральних коефіцієнтів C_j ($A_k=2$) або вектор D_k , (результат зворотного ifft-перетворення при $A=3$). Базою для ifft є коефіцієнти, вага яких перевищує задану межу (після порівняльного аналізу C_j).

Результати моделювання алгоритмів аналізу біосигналів у середовищі ППП МATHCAD

На рис.4 подано результати моделювання у вигляді спектральних характеристик EEG-сигналу (1 – норма, 2 – при дифузному ураженні мозку, 3 – при епілепсії).

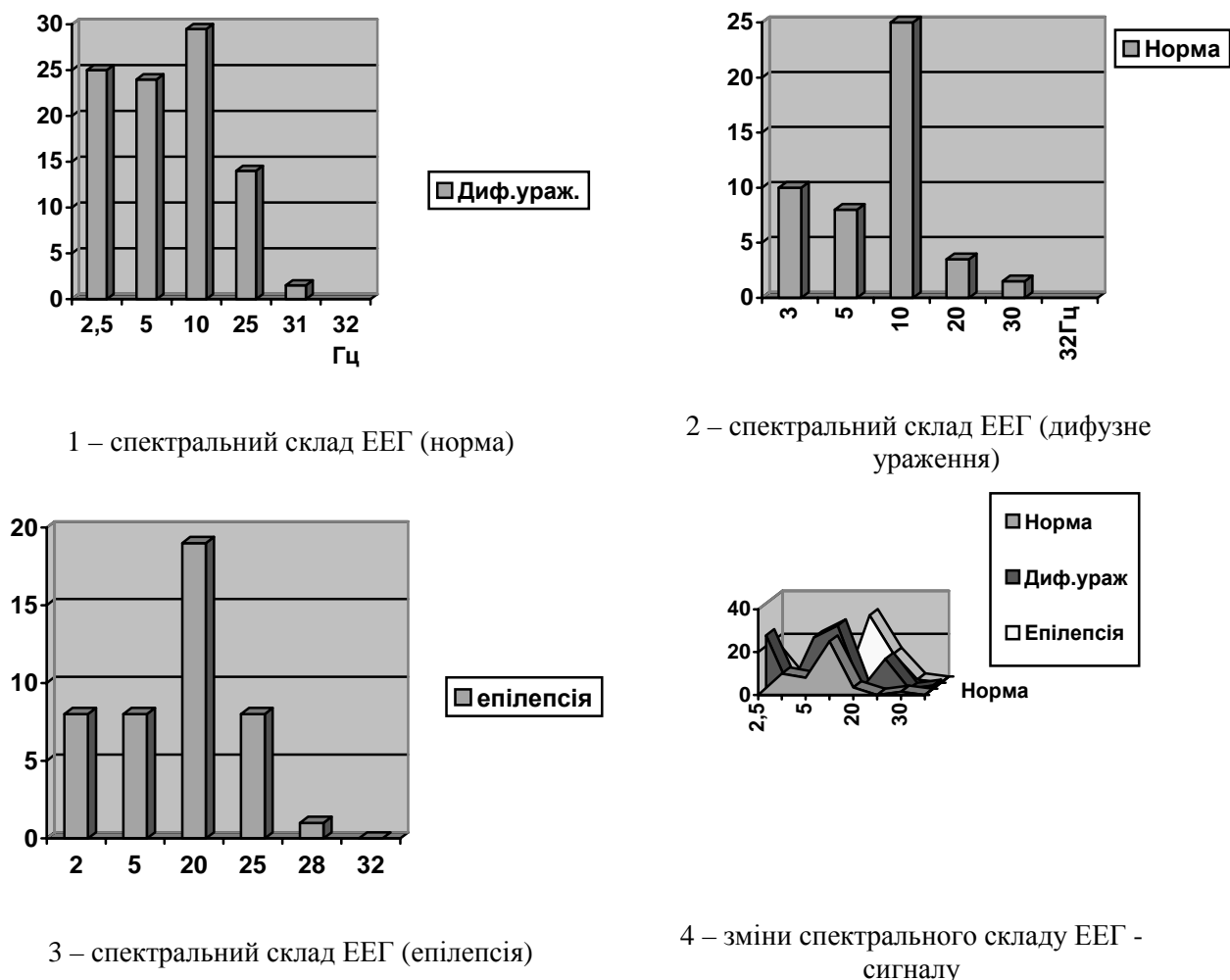


Рис. 4. Спектральні характеристики EEG - сигналу

Результати моделювання показали, що ознаки патологічних змін EEG проявляються у спектральній області (наприклад, зміщення спектра в область вищих або низьких частот при епілепсії) і тому контроль змін у спектральному складі EEG за допомогою спеціалізованих мікроелектронних схем є доцільним і може бути використаний для попередження приступів захворювання.

Наведено структуру алгоритмів визначення основних електрофізичних параметрів біосигналів, які характеризують стан судин (РЕГ) та головного мозку (ЕЕГ). В результаті моделювання алгоритмів в середовищі ППП МАТНСАД визначено найбільш інформативні ознаки, які характеризують стан людини при мінімальній вибірці вхідного сигналу. Такі алгоритми доцільно використовувати як базу при розробці мікроелектронних систем експрес-аналізу біоелектричних сигналів. У разі виявлення ознак патологічного стану аналіз може бути продовжений за допомогою стаціонарних автоматизованих діагностичних комплексів.

[1] Біомедичні сигнали та їх обробка/ В.Г.Абакумов, В.О.Геранін, О.І. Рибін. - К.:ВЕК+, 1997.-С.352.

[2] Зенков Л.Р., РонкинМ.А. Функциональная диагностика нервных болезней. М.: Медицина, 1991. - С.534.

УДК 53.082.5+535.56

Шопа Я.І., Серкіз Р.Я., Боднар М.І.
Львівський національний університет імені Івана Франка,
кафедра нелінійної оптики

МОЖЛИВОСТІ ОДНОПРОМЕНЕВОЇ ТА ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРІЇ КРИСТАЛІВ

© Шопа Я.І., Серкіз Р.Я., Боднар М.І., 2000

Розглядаються принципи реалізації високоточних поляриметричних методик вимірювання основних параметрів природної та індукованої оптичної анізотропії кристалів. Враховано систематичні похибки. Для визначення просторового розподілу параметрів оптичної анізотропії використано відеополяриметр.

The principles for high-accuracy polarimetric methods of measuring the main parameters of natural and induced optical anisotropy of crystals are considered. Systematic errors are taken into account. The image-polarimetry have been used for the measurements of spatial distribution of the optical anisotropy parameters characterizing several single crystals.

Вступ

Сучасна поляриметрія значно розширила свої можливості після створення апаратури з повним комп'ютерним керуванням процесом вимірювання. Її успішно використовують для вивчення таких відомих явищ параметричної кристалооптики, як природні та індуквані ефекти оптичної активності і лінійного двопротомнезаломлення. Співіснуючи в кристалах, ці явища разом з тим вимагають різних методичних підходів при вимірюваннях. Використання універсальних методик при багатовимірних експериментах є основною ознакою нового етапу розвитку класичної однопроменевої поляриметрії. Застосовуючи багатоелементні фотоприймачі, можна вимірювати і просторову неоднорідність оптичних анізотропних властивостей прозорих середовищ та найбільш поширених типів поляризаційних пристроїв. Відповідні прилади одержали назву відеополяриметрів. Комп'ютеризація експе-