

Розмір часток, мкм	$R_{ct} * 10^3$, Ом/Г	$C_{dl} * 10^6$, F/Г	σ , Ом $s^{-1/2} cm^2$
5	20	92,9	91
1	16,75	276,2	70
0,5	3,3	196,7	66

Як видно, подрібнення призводить до зменшення опору перенесення заряду та до збільшення швидкості дифузії, що відчутно покращує розрядні характеристики талькового катода у літєвому джерелі струму. Ємність подвійного електричного шару як функція розміру зарядонакопичувальних часток має немонотонний характер.

1. Коровин Н.В. *Электрохимическая интеркаляция в электродные материалы. Электродные потенциалы // Электрохимия – 1998. – 34. – № 7. – С. 748–754.*
2. *Физико-химические свойства графита и его соединений / И.П. Черныш, И.И. Карпов, Г.П. Приходько, В.М. Шай. – К., 1990.*
3. Хьюи Дж. *Неорганическая химия. – М., 1987.*
4. Thompson A.G. *Electrochemical studies of lithium intercalation in titanium and tantalum dichalcogenides // Phys. B + C. – 1980. – 99B – № 1-4. – P. 100–105.*

УДК 681.142.2

Н.В. Дорош, Г.Л.Кучмій

Національний університет “Львівська політехніка”,
кафедра електронних приладів

МЕТОДИ ТА АЛГОРИТМИ ПІДВИЩЕННЯ ТОЧНОСТІ ТА ІНФОРМАТИВНОСТІ АНАЛІЗУ КАРДІОСИГНАЛІВ

© Дорош Н.В., Кучмій Г.Л., 2004

Описано методи та результати моделювання алгоритмів спектрального аналізу кардіосигналів різної розмірності N для виявлення незначних відхилень початку кардіоциклу. Показано, що при $N=1024$ спектральними методами можна виявляти відхилення $< 1\text{мс}$. Для реалізації таких алгоритмів в електрокардіографі доцільно вбудовувати спеціальні процесори для цифрової обробки сигналів.

The methods and results of modeling of algorithms of the cardiosignals spectral analysis for various dimension N are submitted with the purpose of revealing insignificant deviations of a beginning cardiocycle. It is shown, that at $N=1024$ by spectral methods it is possible to reveal deviations $< 1\text{ms}$. For realization of such algorithms it is expedient to build in cardiographs special processors for spectral processing of signals.

Проблема автоматизованого вимірювання амплітудно-часових параметрів електрокардіографічних сигналів (ЕКГ) та тривалості кардіоциклів ЕКГ і підвищення інформативності аналізу кардіо- та реосигналів є актуальною задачею сучасної медичної електроніки.

За традиційними медичними методами аналізу ЕКГ та реосигналів дослідження тривалості кардіоциклів визначаються з точністю Δt до 10 мс. Однак під час тривалого спостереження за пацієнтами інформативними ознаками є зміни у межах одиниць мс. До зменшення інформативності кардіо- та реосигналів призводить також наявність шумових компонент та артефактів, що виникають під час їх реєстрації.

Для досягнення високої точності вимірювання амплітудних, часових та інтервальних параметрів кардіосигналів застосовують різні підходи та методи аналізу ЕКГ:

- метод другої похідної (для точного визначення положення зубців ЕКГ);
- об'єднаний метод другої похідної фільтрації сигналів (для усунення шумів, які спотворюють форму ЕКГ-сигналів);
- метод максимуму функції правдоподібності (для параметричного задання форми сигналу);
- метод фільтрації Калмана (для точної оцінки параметрів сигналу);
- метод сплайн-апроксимацій (для перетворення відлікових точок в гладкий графік);
- метод максимуму залишкового квадрата (для точного визначення початку імпульсів).

Підвищення інформативності обробки ЕКГ можливе також за рахунок додаткового підсилення кардіосигналу.

Метод спектрального аналізу кардіосигналів дає змогу виявляти навіть незначні зміни амплітудних та часових параметрів таких сигналів за рахунок дослідження змін відповідних спектральних коефіцієнтів. Цей метод також дає можливість у спектральній області виконати коригування кардіосигналів за рахунок зменшення шумових компонент, що спотворюють ЕКГ сигнали під час реєстрації.

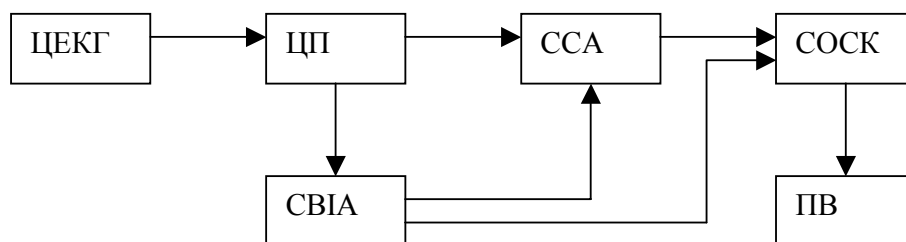
Традиційно для здійснення спектрального аналізу кардіосигналів використовують базис Фур'є, однак для зменшення обчислювальних затрат і підвищення точності та інформативності аналізу доцільно звернутися також до інших базисів функцій [1].

Як спеціальні базисні функції застосовують функції Лежандра, Чебишова, Ерміта, Лагерра, Уолша.

№	Функції	Аналітичні вирази функцій
1	Лежандра	$P_n(t) = \frac{1}{2^n \cdot n!} \cdot \frac{d^{(n)}}{dt^n} (t^n - 1)^n$
2	Чебишова	$T_n(t) = \frac{(-2)^n \cdot n!}{(2n)!} \cdot \sqrt{1-t^2} \cdot \frac{d^n}{dt^n} (\sqrt{1-t^2})^{2n-1}$
3	Ерміта	$H_n(t) = (-1)^n \cdot e^{t^2} \cdot \frac{d^{(n)}}{dt^n} (e^{-t^2})$
4	Лагерра	$L_n(t) = (-1)^n \cdot e^t \cdot \frac{d^{(n)}}{dt^n} (t^n \cdot e^{-t})$
5	Уолша	$cal_k(t) = wal_m(t), \quad k = \frac{m}{2};$ $sal_k(t) = wal_m(t), \quad k = \frac{m+1}{2}$

Для дослідження ефективності алгоритмів спектрального аналізу при виявленні незначних змін положення початку кардіоциклу було виконано моделювання алгоритмів у середовищі ППП MathCAD 2000 Professional. Під час моделювання було сформовано масив з 64 відліків ЕКГ-сигналу (2 послідовні кардіоцикли) і визначався спектральний склад ЕКГ-сигналу на ковзному інтервалі для різних параметрів зсуву ($n=0 \dots 15$). Після спектрального аналізу для заданих параметрів зсуву досліджувалися зміни спектральних коефіцієнтів залежно від зміни положення початку інтервалу аналізу кардіоциклу.

Для реалізації алгоритму до цифрових електрокардіографів (ЦЕКГ) доцільно підключати додаткові електронні блоки, які містять схеми цифрової пам'яті (ЦП), спецпроцесор для спектрального аналізу ЕКГ – сигналів (ССА), схему визначення (завдання) початку інтервалу аналізу ЕКГ (СВІА), схему обробки та порівняння спектральних коефіцієнтів (СОСК) та пристрій відображення результатів аналізу (ПВ). Структуру додаткового електронного блока наведено на рисунку.



Структура електронного блока для спектрального ЕКГ-аналізу

Результати розрахунку спектральних коефіцієнтів Фур'є при різних параметрах зсуву інтервалу аналізу ЕКГ (i)

Результати моделювання показали, що залежно від розмірності перетворення N можливо виявити такі зміни у положенні початку кардіоциклу:

$$N=32, dt=T/N = 0.8/32=0.25c,$$

$$N=512, dt=T/N = 0.8/512=1.5mc,$$

$$N=1024, dt=T/N = 0.8/1024=0.8mc,$$

тобто спектральними методами можливо виявляти навіть незначні зміни положення початку кардіоциклу (при $N=1024$ $dt < 1mc$).

Процедуру спектральної обробки кардіосигналів для визначення змін ЕКГ при незначних відхиленнях початку кардіоциклу можна здійснювати програмними методами за допомогою спеціалізованих діагностичних комп'ютерних комплексів, або використовувати спецпроцесори для спектральної обробки сигналів у різних базисах [2], які можна вбудовувати у портативну апаратуру для експрес-аналізу кардіосигналів у вигляді додаткових електронних блоків.

1. Марпл С.Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения. – М., 1993.

2. Proceedings 6-nd International Symposium on Microelectronics Technologies and Microsystems. Abstracts, Lviv, 2002.

Z. Mykytyuk¹, O. Aksimentyeva², P. Stakhira¹, V. Cherpak¹,
A. Fechan¹, O. Konopelnik³, V. Fomenko³, I. Hlushyk¹

¹Dept. of Electronic Devices, Lviv Polytechnic National University, Lviv, Ukraine,

²Dept. of Chemistry, Ivan Franko Lviv National University, Lviv, Ukraine,

³Dept. of Physics, Ivan Franko Lviv National University, Lviv, Ukraine

ELECTROOPTICAL CHARACTERISTICS OF THE NOVELTY SYSTEM: IONIC DOPED LIQUID CRYSTAL – CONDUCTIVE POLYMER

© Mykytyuk Z., Aksimentyeva O., Stakhira P., Cherpak V.,
Fechan A., Konopelnik O., Fomenko V., Hlushyk I., 2004

Taking into account that ionic-doped liquid crystals are conductive and the conductance depends on dopant concentration, we suggested using ionic-doped liquid crystals as an electrolytic medium in a described configuration of cell. The application of an ionic doped liquid crystal as electrolytic medium in electrochromic device were investigated. Polyaniline is a conductive polymer and has electrochromic effect in an electrolytic medium under the applied voltage. The spectral investigation of the electrochromic effect of polyaniline was carried out in a new cell. The spectral dependences of such structure were presented on paper. An appearance of electrochromic effect was observed in a structure SnO_2 – liquid crystal – polyaniline - SnO_2 .

1. Introduction

It's known that electrochromic displays on the base of organic dyes harmonize with the background and are soft for human eyes, but their erasing-rewriting rate is slow [1]. This rate may be enhanced by