

УДК 681.32

В.П. КОЖЕМ'ЯКО, С.В. ПАВЛОВ, Й.Р. САЛДАН, А.О. РОЖМАН

ОПТИКО–ЕЛЕКТРОННІ ТЕХНОЛОГІЇ ОБРОБЛЕННЯ БАГАТОГРАДАЦІЙНОГО БІОЗОБРАЖЕННЯ МЕТОДОМ УЗАГАЛЬНЕНОГО W-СПЕКТРА ЗВ'ЯЗНОСТІ

*Вінницький національний технічний університет
21021, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна
Тел. (432) 580125, факс (432) 465772*

Анотація. В статті розглянуто основні принципи побудови оптико-електронних засобів перетворення та оброблення біомедичних зображень за допомогою паралельних структур "око-процесорного" типу.

Аннотация. В статье рассмотрены основные принципы построения оптико-электронных средств преобразования и обработки биомедицинских изображений с помощью оптико-электронных структур «глаз-процессорного» типа.

Ключові слова: біомедичний око-процесор, матричні структури, оброблення зображень

ВСТУП

Актуальною є проблема створення швидкодіючих цифрових пристроїв розпізнавання біомедичних зображень, у тому числі задачі виявлення й вимірювання координат біозображень в умовах невизначеності завадо-сигнальних обставин. Аналіз показує, що комплекс характеристик існуючих цифрових пристроїв, виявлення біооб'єктів кореляційно-екстремальних вимірювачів координат не задовольняє в повному обсязі умови в повному обсязі умови, що ставляться до таких систем. Дані вимоги вміщують в себе забезпечення максимальної простоти для досягнення максимальної швидкодії при збереженні високої точності обчислювань, високої завадостійкості алгоритмічних засобів, стійкості до змін відносних характеристик біооб'єкта слідування і фону адаптації до апріорно невідомого фону[1,4,6,9,12].

З метою зниження чутливості до спотворень, що вносяться формуванням біозображень та його шуму, пропонується метод подання багатоградаційного зображення узагальненим W-спектром просторової зв'язності і на його основі запропоновані завадостійкі алгоритми порівняння біозображень.

Метод. Оптичні методи обробки інформації застосовуються для розв'язання задач, пов'язаних з обробкою великих обсягів інформації. Для більшості розв'язуваних проблем важлива паралельна обробка цілих зображень, що являють собою об'єкт аналізу.

Суть розкладання зображення в узагальнений W-спектр зв'язності полягає в розбитті його за встановленим правилом на області, обчисленні суми величин підрахунків біозображення по восьми напрямках зв'язності (часткової W-суми зв'язності) у межах кожної області і відношення кожної з часткових W-сум до координат геометричного центра відповідної області [1-4, 12]. Спектр зв'язності W-зображення (фрагмента) розмірністю $m_x m_y$ визначимо як:

$$W_{\Sigma XY} = \sum_{v=1}^8 \sum_{ij}^{m_x m_y} a_{ij}^v$$

де a_{ij}^v - одиничний елемент зображення (фрагмента) з координатами i, j і зв'язністю v . Спектр зв'язності

поточного зображення $W_{\Sigma X,Y}$ знаходиться в межах $0 \leq W_{\Sigma X,Y} \leq W_{\Sigma 1X,Y}$. при $m_x = m_y = 1$ $W_{\Sigma 1X,Y} = 0$.

Методика та алгоритм реалізації метода. Для прикладу розглядається спочатку зображення норми сітківки ока, яке отримано за допомогою офтальмоскопа фотографічного, розробленого на кафедрах загальної фізики та фотоніки Вінницького національного технічного університету та очних хвороб Вінницького національного медичного університету ім. М.Пирогова.

За допомогою алгоритму порівняння біозображень по W - спектрам зв'язності проведемо перетворення даного зображення (рис.1).

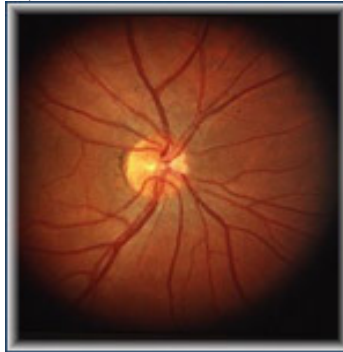


Рис.1. Зображення норми сітківки ока, яке отримано за допомогою офтальмоскопа фотографічного

Приклад реалізації алгоритму порівняння фрагментів біомедичного зображення по W - спектрам зв'язності задля формування еталону біомедичного зображення норми наведено на рис. 2.

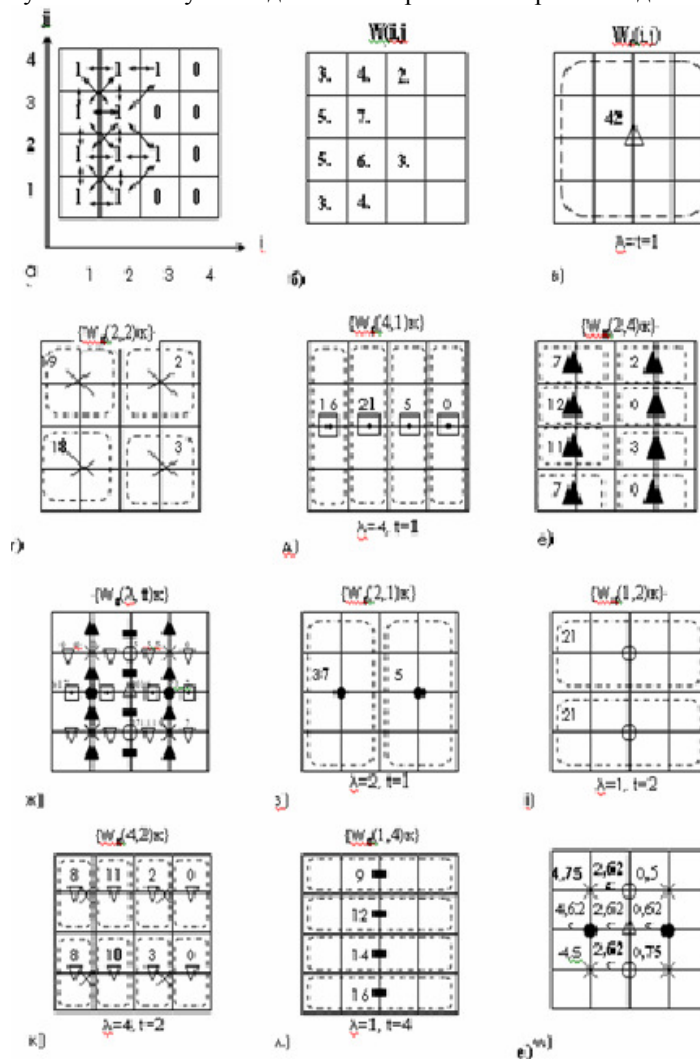


Рис. 2. Алгоритм оброблення біозображення з патологічним відхиленням від норми (крововилив в сітківку ока)

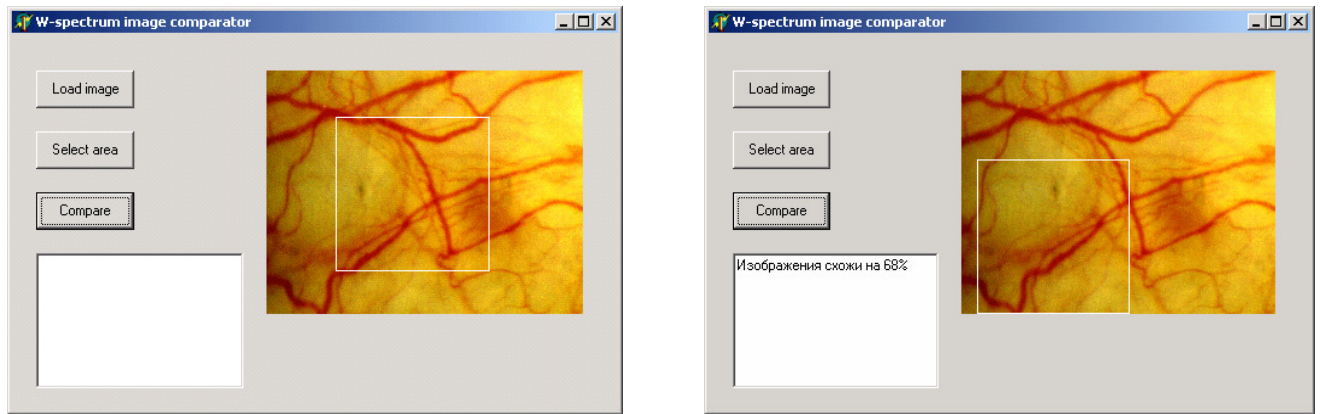


Рис.3. Приклад формування еталону біомедичного зображення норми на основі W-спектру просторової зв'язності

Приклад реалізації алгоритму порівняння фрагментів біомедичного зображення по W - спектрам зв'язності задля формування еталону біомедичного зображення норми наведено на рис. 4.

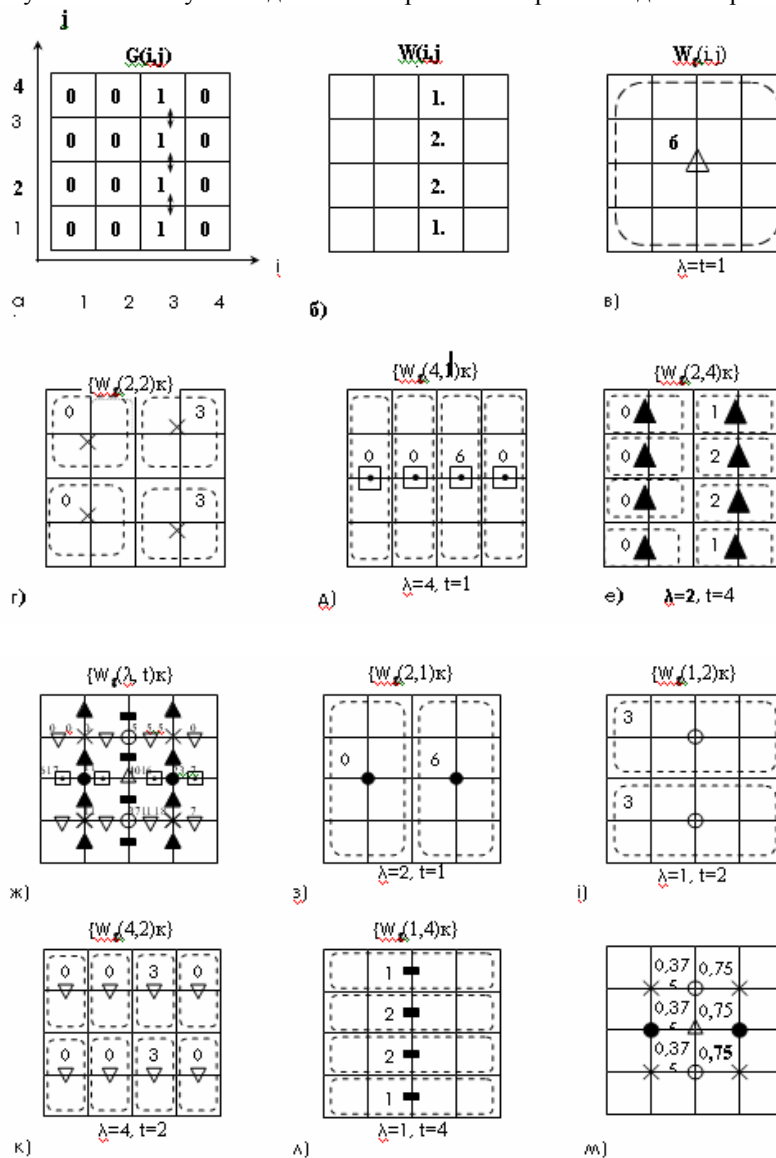
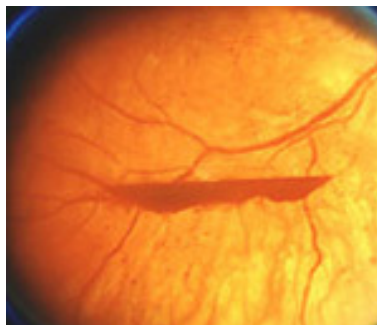


Рис. 4. Формування еталону біомедичного зображення норми

Випадок патологічного відхилення від норми, а саме крововилив в сітківку ока представлений на рис. 5.



Реалізація алгоритму порівняння фрагментів біомедичного зображення по W-спектрам зв'язності задля формування еталону біомедичного зображення, що відповідає крововиливу сітківки ока наведена на рис.6.

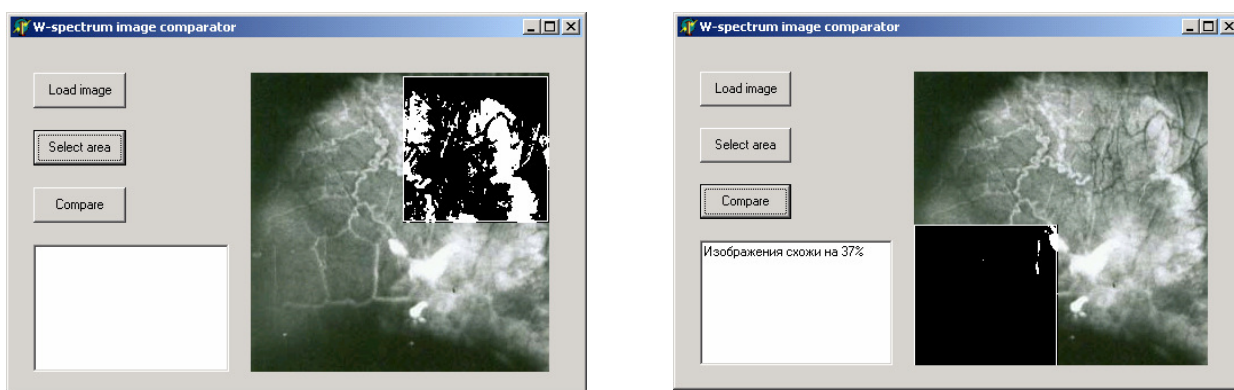


Рис. 6. Приклад формування еталону біомедичного зображення, яке відповідає крововиливу сітківки ока, на основі W-спектру просторової зв'язності

Даний підхід дозволяє порівнювати зображення по препаратам еталону. Формування препарату еталону відбувається в такій послідовності: аналізуються сусідні відліки та формуються маски відліків; порівнюються тільки ті відліки, які є заповненими; формується масив, який вважається еталонним. Це дозволяє підвищити достовірність діагностування офтальмологічних захворювань.

ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ОФТАЛЬМОСКОПА ФОТОГРАФІЧНОГО. ВИМОГИ ЩОДО ВИБОРУ ФОТОМАТРИЦЬ

Для матриць, що застосовуються в системах реєстрації біозображень, важливі такі параметри матриці [1]:

- рівень шуму - обмежує динамічний діапазон і реальне число розрядів даних, що містять корисні дані. У принципі ніщо не заважає до дешевої шумливої матриці підключити 36-бітний АЦП, але навряд чи якість одержуваного зображення від цього поліпшиться. Але і не погіршиться;
- розкид чутливості від комірки до комірки - навіть якщо в сканері передбачена калібрація, вона виконується за усередненими значеннями із декількох комірок;
- рівень перехресних завад - яскраво освітлена комірка впливає на сусідні;
- суміщення кольорів - в однопрохідних сканерах кольори розділяються трьома лініями CCD-матриці.

У деяких нових сканерах починає використовуватися інший тип приймального елемента - CIS (Contact Image Sensor). Цей елемент складається з лінійки датчиків, що безпосередньо сприймають світловий потік від оригіналу, причому лінійка має ширину, рівну ширині робочої області сканера, а оптична система - дзеркала, призма, об'єктив - цілком відсутня.

У таблиці 1 розглянуто матриці деяких фірм, що є на даному етапі одними з головних виробників даної продукції. Також у таблиці приведено основні параметри матриць. Виходячи з умов застосування й експлуатації приладів, у яких будуть використовуватися ПЗЗ - матриці, по заданих параметрах можна вибрати тип матриці. За минулі роки в технології виготовлення ПЗЗ - матриць було

досягнуто значних успіхів. Але рівень світової техніки постійно підвищується, що, в свою чергу, спричиняє підвищення вимог до складових частин.

Таблиця 1.

Основні параметри матриць для реєстрації біомедичних зображень

Тип матриці	ТИП ЧИПА	Розмір у пікселях	Розмір у мм	Розмір пікселя, мкм	Темновий струм, ел/піксел/сек	Шум зчитування, ел.	Заряд насичення, е	Квант. ефф. (макс) %	Разрядність, біт	Ціна, \$
1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Meade Instruments Corporation										
Pictor 201 XT	TC255	336 x 242	3.30x 2.4	10 x 10	17 (20 C)	36	70000	60	8	650
Pictor 208 XT	TC255	336 x 242	3.30x 2.4	10 x 10	1.6 (5 C)	36	70000	60	8	850
Pictor 216 XT	TC255	336 x 242	3.30x 2.4	10 x 10	1.6 (5 C)	36	70000	60	12/16	1210
Pictor 416 XT	KAF0400	768 x 512	6.9 x 4.6	9 x 9	0.2 (20 C)	15	85000	45	16	3100
Pictor 1616XT	KAF1600	1536x1024	13.8x 9.2	9 x 9	0.2 (20 C)	15	85000	45	16	10190
Starlight Xpress Ltd										
MX5	Sony ICX055AL HyperHAD	500 x 290	4.9 x 3.6	9.8x 12.6	0.1	25	>120000	50	8	495
MX516	Sony ICX055AL HyperHAD	500 x 290	4.9 x 3.6	9.8 x12.6	0.1	25	>120000	50	16	595
MX5-C	Sony ICX055CK HyperHAD	500 x 290	4.9 x 3.6	9.8x 12.6	1	25	>120000	50	12	495
MX916	Sony ICX083AL SuperHAD	376 x 290	8.7 x 6.5	23.2 x 22.4	0.1	15	>300000	60	16	1395
HX5	Sony ICX084AL HyperHAD	660 x 494	4.9 x 3.6	7.4 x 7.4	1	15	>40000	50	16	\$1695
HX516	Sony ICX084AL HyperHAD	660 x 494	4.9 x 3.6	7.4 x 7.4	1	15	>40000	50	16	895
SXF	Sony ICX027BL-6 HyperHAD	500 x 256	6.4 x 4.3	12.4 x 16.6	1 (-20 C)		>80000	50	12	1300
SXL8	Philips FT12	1024 x 512	8.9 x 17	15 x 15	1 (-30 C)	20	>150000	50	12	900

Сьогодні діапазон випуску ПЗЗ - матриць охоплює як мініатюрні матриці з кроком елементів приблизно 3 на 5 мкм (одна з останніх розробок Sony), так і гігантські кристали форматом 5 тис. на 5 тис. елементів і розміром кристала майже 8 на 8 см (фірма DALSA, Канада). Впровадження існуючих матриць можуть як вирішувати існуючі проблеми, так і ставити нові задачі з підвищеними вимогами до виробників.

ВИСНОВКИ

В статті розглянуто основні принципи побудови оптико-електронних засобів перетворення та обробки біомедичних зображень методом узагальненого W-спектра зв'язності. Представлено вимоги щодо реалізації паралельних структур "око-процесорного" типу на основі якої будується концепція

оптико-електронного біомедичного око - процесора як базової моделі комплексного неінвазивного метода діагностування.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Оптико-електронні технології аналізу біомедичних зображень: /С.В.Павлов, В.П.Кожем'яко, І.І. Бурденюк, Рамі Ребхі Хамді. – Вінниця: ВНТУ, 2011. – 166 с.
2. Микаэлян А.Л. Оптические методы в информатике: запись, обработка и передача информации. — М.: Наука. Сер. Современные физические проблемы, 1990.. -250 с.
3. Акаев А.А., Майоров С.А. Оптические методы обработки информации. — М.: Высш. шк., 1988.- 214 с.
4. Исахара С. Оптические компьютеры. — М.: Наука. Сер. Компьютеры в физике, 1992.- 250 с.
5. Хуан К. Перспективные методы параллельной обработки и архитектура супер-ЭВМ. — ТИИЭР, 1987, т. 75, № 10.
6. Свечников С.В., Кожемяко В.П., Тимченко Л.И. Квазиимпульсные оптоэлектронные элементы и устройства логико - временного типа.- К.: Наукова думка, 1987. - 253 с.
7. Русин Б.П. Системи синтезу, обробки та розпізнавання складноструктурованих зображень. – Львів: Вертикаль, 1997.-264 с.
8. Нейрокомпьютеры и их применение//Тематический выпуск "Зарубежная радиоэлектроника".- №2, 1997, 80с.
9. Претт. У. Цифровая обработка изображений. Пер. С англ. – М.: Мир, 1982. – кн. 1 – 312 с.
10. Т.С. Хуанг, Дж.О. Эклунд, Г.Дж. Нуссбаумер и др. Быстрые алгоритмы в цифровой обработке изображений. М. «Мир», 1984.
11. Сверхбольшие интегральные микросхемы и современная обработка сигналов/Пер. с англ. Под ред. С. Гука, Х. Уайтхауса, Т. Кайлата. – М: Радио и связь 1989. – 472 с.
12. Кожемяко В. П., Тимченко Л. И., Лысенко Г. Л., Кутаев Ю. Ф. Функциональные элементы и устройства оптоэлектроники.– Киев: НМК ВО, 1990.– 256 с.
13. Немирко А.П. Цифровая обработка биологических сигналов. - М.:Наука, 1984. – 145 с.

Надійшла до редакції 16.06.2012р.

КОЖЕМ'ЯКО ВОЛОДИМИР ПРОКОПОВИЧ – заслужений діяч науки і техніки України, академік АІНУ, д.т.н., професор, завідувач кафедри лазерної та оптикоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ – д.т.н., професор, завідувач кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

САЛДАН ЙОСИП РОМАНОВИЧ – д.м.н., професор, завідувач кафедри очних хвороб, Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова, Вінниця, Україна.

РОЖМАН АННА ОЛЕКСАНДРІВНА – здобувач кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.