

УДК 004932+621.396

## МОДЕЛЬ ПІВТОНОВОГО ЗОБРАЖЕННЯ ТА ЇЇ ЗАСТОСУВАННЯ В ЗАДАЧІ СЕГМЕНТАЦІЇ МЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ

Вишневський В.В., Власова Т.М., Калмиков В.Г.

*Інститут проблем математичних машин і систем НАН України*

Наведена строкова модель півтонового зображення та продемонстровано можливості її застосування при обробці діагностичних зображень. В якості прикладу використані зображення, отримані при реєстрації ефекту Кирліан, відскановані з рентгенівської плівки.

**Ключові слова:** структурний аналіз, зображення, строкова модель, сегментація, системи підтримки прийняття рішень (СППР).

## СТРОЧНАЯ МОДЕЛЬ ПОЛУТОНОВОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ И ЕЕ ПРИМЕНЕНИЕ В ЗАДАЧЕ СЕГМЕНТАЦИИ МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Вишневский В.В., Власова Т.М., Калмыков В.Г.

*Институт проблем математических машин и систем НАН Украины*

Приведена строчная модель полутонового изображения и продемонстрированы возможности ее применения при обработке диагностических изображений. В качестве примера использованы изображения, полученные при регистрации эффекта Кирлиан, отсканированные с рентгеновской пленки.

**Ключевые слова:** структурный анализ, изображение, строчная модель, сегментация, системы поддержки принятия решений (СППР).

## LINEAR MODEL OF HALF-TONE IMAGE AND ITS APPLICATION IN THE TASK OF SEGMENTATION OF MEDICAL IMAGES

Vyshnevsky V.V., Vlasova T.M., Kalmykov V.G.

*Institute of Problems of Mathematical Machines and Systems of NAS of Ukraine*

The linear model of half-tone image is presented and possibilities of its application at elaboration of diagnostical images are demonstrated. As an example, the used images, to be obtained at registration of Kyrlian's effect, were scanned from X-ray film.

**Key words:** structural analysis, image, linear model, segmentation, system of maintenance of decisions solving.

**ВСТУП.** Сучасний стан розвитку комп'ютерної науки і техніки дозволяє розглядати можливість створення інформаційних технологій, які передбачають використання довільної, спотвореної візуальної інформації про об'єкти істотно мінливої форми.

Такими об'єктами є, зокрема, зображення медичних препаратів, форма яких дуже мінлива, але, в той же час, саме у формі і міститься діагностична інформація, яку достатньо упевнено визначають фахівці при візуальній оцінці. Як правило, зображення медичних препаратів спотворені перешкодами. Прикладами таких класів зображень є електрокардіограми, спектрограми різних тест-систем, діагностичні зображення,

що виробляються за методом Кирліан тощо. Зображення медичних препаратів використовуються в процесі прийняття рішень у медичних діагностичних системах, які є окремими випадками реалізації сучасних систем підтримки прийняття рішень (СППР).

Для оптимального сприйняття людиною-оператором довільної візуальної інформації вона має бути перетворена з урахуванням фізіологічних особливостей зорового сприйняття. Зокрема, однією з найважливіших природних особливостей зорового сприйняття людини є його здатність сегментації поля зору на об'єкти, що відрізняються від фону оптичною щільністю, кольором, текстурою тощо. Основною

характеристикою будь-якого об'єкта є його форма, яка визначена контуром – межею між об'єктом і фоном. Контур, у свою чергу, сприймається людиною як послідовність відрізків прямих і дуг кривих ліній. Форма півтонових і кольорових об'єктів визначається, крім того, функцією оптичної щільності з урахуванням кольору, текстури усередині кожного з об'єктів. Ці особливості зорового сприйняття людини відображені в структурній моделі зображення, що розроблена авторами [1].

Структурна модель дає можливість одноманітною за формою представлення довільних зображень. Задача приведення до структурної моделі довільних зображень, заданих в растровому вигляді, спотворених перешкодами у загальному випадку ще не вирішена. Проте, в окремих, достатньо численних випадках перетворення зображень до структурної моделі дозволяє істотно підвищити швидкість та якість оброблення візуальної інформації, що, в свою чергу, забезпечує якісне функціонування складних медичних інформаційних систем.

Зазначимо також, що такий структурний аналіз форми візуальних об'єктів, спотворених перешкодами, добре узгоджується із відомим стандартом MPEG-7, і може бути до нього адаптований.

Перш за все, зображення медичних препаратів, що характеризують один і той же діагноз, можуть відрізняються афінними перетвореннями: положенням і/або кутом повороту в полі зору, масштабом за однією або обома осями координат. Зображення, які одержані в процесі функціонування таких систем, далеко не завжди можуть бути достатньо високої якості. Часто це пов'язано з тим, що апаратура, яку використовують для отримання зображень медичних препаратів, використовується на граничних режимах. До того ж, неможливо постійно підтримувати всі екземпляри апаратури, розташовані на значному віддаленні від діагностичного центру, в однаково хорошому стані. Вказані властивості зображень значно знижують можливість їх швидкого і повного сприйняття експертами з метою вироблення якісного рішення при мінімальних витратах часу. В той же час, саме в процесі аналізу великих кількостей таких зображень можуть бути одержані нові знання про стан здоров'я груп населення, вдосконалені методи дослідження.

Час обробки і ухвалення рішення, як і кількість експертів в медичних діагностичних системах, як правило, обмежена. Без автоматизації обробка таких обсягів візуальної інформації перестає бути ефективною: знижується якість обробки, зростає кількість помилок. Автоматичний або автоматизований аналіз таких зображень вимагає використання найсучасніших засобів обробки візуальної інформації, зокрема, наукоємких технологій штучного інтелекту, розпізнавання образів, нейротехнологій.

Вирішення задачі структурного аналізу півтонових зображень для автоматичного виділення об'єктів на зображеннях медичних препаратів представлено у даній роботі. В якості прикладу використаний метод Кирліан.

## ОСНОВНА ЧАСТИНА

### 1. Структурний аналіз півтонового зображення.

Основою структурного аналізу півтонового зображення є модель, що визначає його структурні елементи. Відповідно до відомих уявлень про механізми зорового сприйняття, такими структурними елементами, зокрема, є фон зображення, що визначається двомірною функцією оптичної щільності, та розташовані на його тлі об'єкти. Об'єкти, в свою чергу, визначаються контурами, що обмежують об'єкти, та двомірною функцією оптичної щільності в межах об'єкта. Контури є замкненими послідовностями, що утворені відрізками прямих та дугами кривих ліній. Представлення півтонових зображень у вигляді такої чи подібної моделі є інваріантним відносно афінних перетворень об'єктів, завдяки чому стає можливою автоматична обробка зображень медичних препаратів у медичних діагностичних системах.

#### 1.1. Структурна модель півтонового зображення.

Під зображенням розуміють частину площини, обмежену деякою геометричною фігурою, звичайно прямокутником, кожна точка якої характеризується певним значенням оптичної щільності.

Іншими словами, на частині площини, обмеженій прямокутником з розмірами  $X, Y$  визначена функція оптичної щільності  $\rho = f(x, y)$ , ( $0 \leq x \leq X$ ;  $0 \leq y \leq Y$ ). Цій функції можна поставити у відповідність деяку поверхню  $z = f(x, y)$  у просторі  $Oxyz$ .

*Заздалегідь наведемо необхідні відомості з області аналітичної геометрії в просторі [2].*

*Множина точок  $P(x, y, z)$ , координати яких задовольняють системі рівнянь*

$$x = x(u, v), \quad y = y(u, v), \quad z = z(u, v) \quad (1)$$

*при відповідних значеннях дійсних параметрів  $u, v$ , називається безперервною поверхнею, якщо праві частини рівнянь є безперервними функціями параметрів.*

Поверхня може бути також визначена рівнянням

$$\varphi(x, y, z) = 0 \text{ або } z = f(x, y).$$

Поверхня може мати більш ніж одну порожнину (полость (рос.)).

Простою поверхнею називається безперервна поверхня, що складається з однієї порожнини і не має самоперетинів (кратних точок). При цьому мається на увазі, що прості поверхні є двосторонніми (односторонні поверхні, такі як лист Мебіуса, виключаються).

Точка поверхні (1) називається **регулярною точкою**, якщо при деякому параметричному завданні поверхні функції (1) мають в достатній близькості до даної точки безперервні окремі похідні першого порядку і, щонайменше, один з визначників

$$\begin{vmatrix} \frac{\partial x}{\partial u} & \frac{\partial y}{\partial u} \\ \frac{\partial x}{\partial v} & \frac{\partial y}{\partial v} \end{vmatrix}, \begin{vmatrix} \frac{\partial y}{\partial u} & \frac{\partial z}{\partial u} \\ \frac{\partial y}{\partial v} & \frac{\partial z}{\partial v} \end{vmatrix}, \begin{vmatrix} \frac{\partial z}{\partial u} & \frac{\partial x}{\partial u} \\ \frac{\partial z}{\partial v} & \frac{\partial x}{\partial v} \end{vmatrix},$$

відмінний від нуля. Точки, що не є регулярними, називаються **особливими**. Простий кусок поверхні, обмежений замкнутою кривою, називається **регулярним**, якщо всі його внутрішні точки регулярні. **Регулярною поверхнею** називається двостороння проста (замкнута або незамкнута) поверхня, складена з кінцевого числа регулярних кусків із спільними регулярними дугами і точками.

Таким чином, кожному півтоновому зображенню можна поставити у відповідність регулярну незамкнуту поверхню в просторі  $Oxuz$ , яка складається з простих кусків поверхні.

Для поверхні, яка відповідає півтоновому зображенню, справедливе наступне обмеження. Кожному значенню пари координат  $(x, y)$  відповідає одне і лише одне значення функції  $\rho(x, y)$ , тобто перпендикуляр до площини зображення в будь-якій точці  $x, y$  перетинає уявну поверхню один і лише один раз.

Контур кожного куска регулярної поверхні є замкнутою послідовністю регулярних дуг кривих і відрізків прямих. Точки контуру не є регулярними точками кусків простих поверхонь. Точки контуру - це граничні точки кусків простих поверхонь. Точки контуру утворюють особливі лінії поверхні, які є граничними, такими, що розділяють різні куски простих поверхонь. У півтоновому зображенні завжди можна виділити області, для яких значення оптичної щільності постійне, або міняється за певним законом. Закон зміни оптичної щільності визначається  $\text{grad } \rho$  - градієнтом оптичної щільності. Звичайно в межах однієї області  $\rho = \text{const}$ , або  $d\rho/dx + d\rho/dy = \text{const}$ , або  $d^2\rho/dx^2 + d^2\rho/dy^2 = \text{const}$ . В той же час можливі і інші закони зміни оптичної щільності.

## 1.2. Цифрова строкова модель довільного півтонового зображення.

З поверхнею в просторі  $Oxuz$ , якій відповідає півтонове зображення, суміщена ґратка  $N \times M \times P$  і для кожного пікселя зображення визначено середнє в межах його площі значення оптичної щільності  $\rho(n, m)$ , що приймає цілочисельні значення  $\rho(n, m) \in (0, R)$ ;  $n \in (0, N)$ ;  $m \in (0, M)$ . Сторона ґратки з  $N$  клітками розташована уздовж осі  $Ox$ , сторона ґратки з  $M$  клітками розташована уздовж осі  $Oy$ , сторона ґратки з  $P$  клітками розташована уздовж осі  $Oz$ . Нехай  $(unp)$ ;  $n \in (0, N)$  – множина паралельних площин, перпендикулярних осі  $Ox$  в тривимірному просторі  $Oxuz$ . Так само  $(xmp)$ ;  $m \in (0, M)$  – множина паралельних площин, перпендикулярних осі  $Oy$ . Перетин поверхні зображення з цими площинами утворює на кожній з площин  $unp$  лінію контуру  $\rho_n(x)$ , а

на кожній з площин  $xmp$  лінію контуру  $\rho_m(y)$ , або  $\rho_n(m)$  і  $\rho_m(n)$  для випадку дискретизованого зображення.

Виділення регулярних і особливих точок регулярних поверхонь може бути виконано у процесі структурного аналізу функцій  $\rho_n(m)$  і  $\rho_m(n)$  дискретизованого півтонового зображення, що дає можливість представити їх як послідовності відрізків цифрових прямих і дуг цифрових кривих в площинах  $\rho Oun$  при всіляких значеннях  $m \in (0, M)$  і  $\rho Om$  при всіляких значеннях  $n \in (0, M)$  відповідно. Граничні точки відрізків і дуг є особливими точками ліній перетину, тоді як інші точки є регулярними точками ліній перетину.

Кожна точка  $at$  дискретизованого зображення належить одночасно двом перпендикулярним площинам  $unp$  і  $xmp$  і двом лініям контуру  $\rho_n(m)$  і  $\rho_m(n)$ , що перетинаються, відповідно.

З визначення регулярної поверхні випливає, що точка поверхні є регулярною, якщо вона є регулярною точкою горизонтальної і вертикальної ліній перетину.

Якщо ж точка поверхні є особливою точкою хоч би однієї з ліній - горизонтальної і/або вертикальної ліній перетину, то така точка є особливою – граничною точкою регулярної поверхні – області півтонового зображення.

Граничні точки областей півтонового зображення (його регулярної поверхні) утворюють лінії контурів в площині  $xOy$ . Лінії контурів, у свою чергу, містять регулярні і особливі точки.

Виконати структурний аналіз півтонового зображення – означає визначити параметри регулярних повер-

хонь в полі зображення, тобто визначити контури простих кусків регулярних поверхонь, що відповідають об'єктам на зображенні, структурні елементи контурів – відрізки прямих та дуги кривих ліній, закони зміни оптичної щільності для кожного простого куска регулярної поверхні.

Структурний аналіз півтонового зображення, зокрема, має містити наступні операції.

1. Виділення особливих точок регулярних поверхонь (областей зображення).
2. Побудова особливих ліній зображення (контурів) за особливими точками регулярних поверхонь.
3. Виділення структурних елементів контурів – відрізків прямих та дуг кривих ліній.

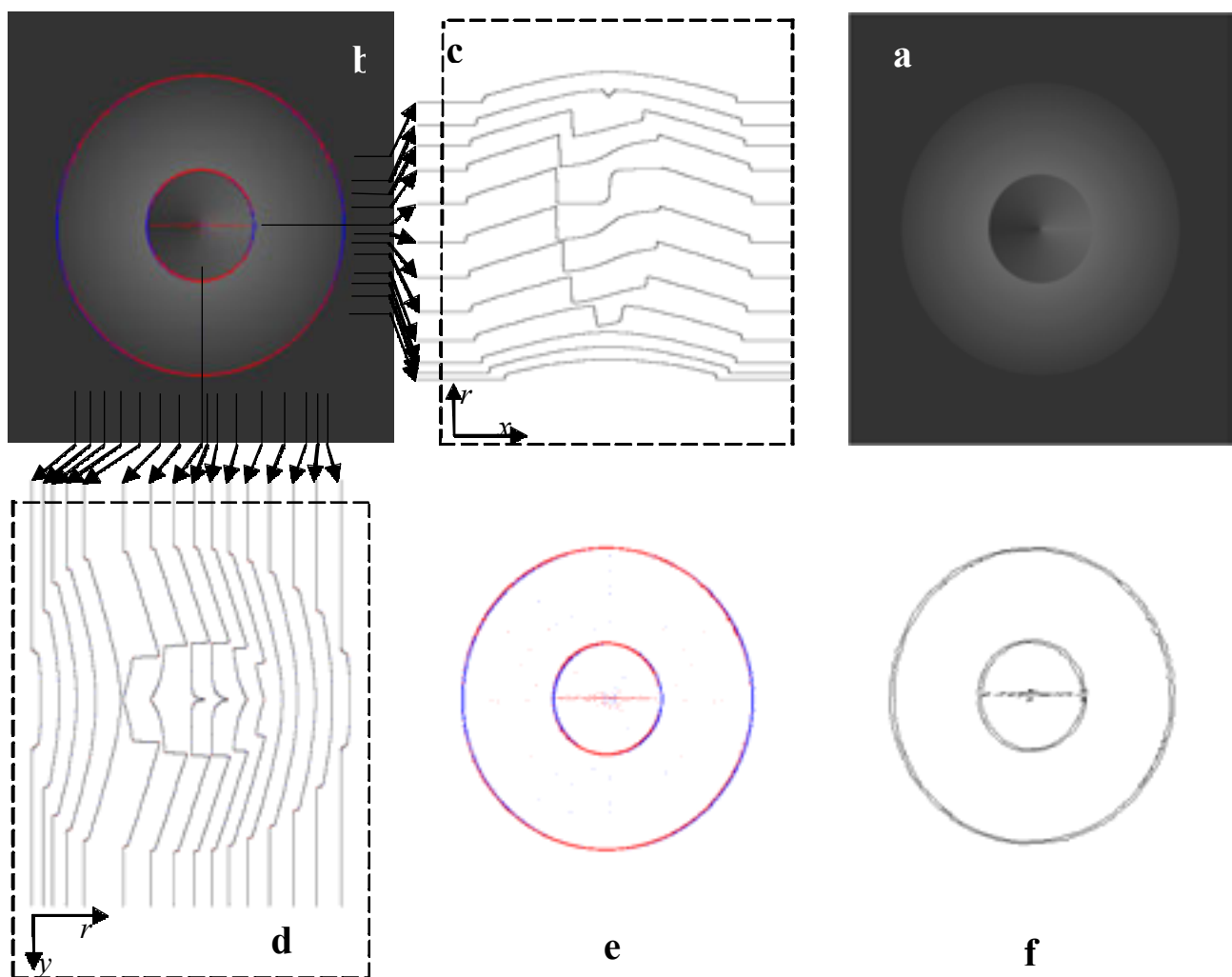


Рис.1. Виділення контурів на півтоновому зображенні, отримане програмами, що реалізують строкову модель зображення та оброблення контурів: а – модельне півтонове зображення; б – те ж саме зображення з виділеними особливими точками; с – криві оптичної щільності –  $r$  – горизонтальних рядків; д – криві оптичної щільності –  $r$  – вертикальних рядків; е – зображення контурів, утворені окремими особливими точками; ф – зображення контурів лініями, що поєднують особливі точки.



На рис. 1 представлений приклад структурного аналізу з використанням строкової моделі, а саме виділення контурів на півтоновому зображенні. Програми виконують над зображенням (рис. 1 а) наступні операції. Для кожної вертикальної і горизонтального рядків зображення будуються графіки функцій оптичної щільності, приклади яких зображені на рис. 1 с, d. Для кожного графіка визначається послідовність елементів, з яких він складається, - відрізків цифрових прямих і дуг цифрових кривих. Граничні точки між елементами графіка є особливими точками графіка даного рядка і всього півтонового зображення. Особливі точки зображення показані на рис. 1 b. Червоним кольором відмічені особливі точки вертикальних ліній, синім кольором відмічені особливі точки горизонтальних ліній. Особливі точки належать лініям контуру півтонового зображення. За особливими точками побудовані контури півтонового зображення. На рис. 1 e представлено контури в растровому вигляді, тобто утворені окремими особливими точками. Їм відповідають контури у векторному вигляді – рис. 1 f.

## 2. Обробка зображень медичних препаратів, одержаних за методом Кирліан за допомогою строкової моделі півтонового зображення.

Програмне забезпечення обробки зображень, одержаних за методом Кирліан (далі за Кирліан) призначено для використання в діагностичній системі з метою попередньої обробки та сегментації зображень у полі зору.

Зображення, одержані за Кирліан, є знімками, виконаними на спеціальній фотоплівці, розміром А5, на яких зафіксовані всі п'ять пальців (рис. 2). Для зображень характерні нестабільність і нерівномірність фону, значна кількість перешкод, які за рівнем яскравості і величиною порівнянні з об'єктами, нестійкість

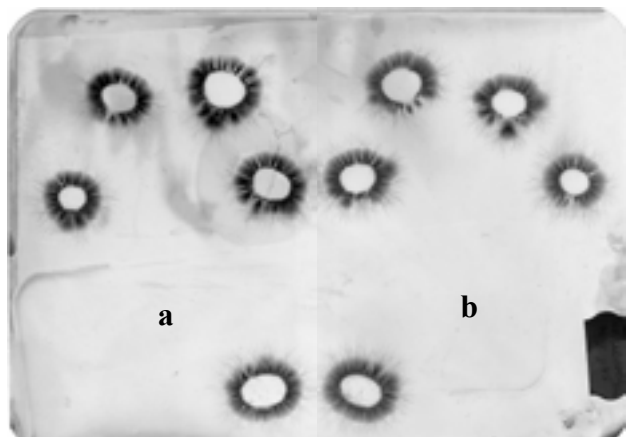


Рис. 2. Приклад зображень за Кирліан: а – пальці лівої руки, b – пальці правої руки.

форми і рівня яскравості самих об'єктів. Хоча за змістом обробки на теперішній час ці зображення могли б вважатися бінарними, проте, навіть задача бінаризації таких зображень не може вважатися тривіальною, не говорячи вже про задачі подальшої обробки, зокрема, задачі розпізнавання з метою діагностики.

Щоб використовувати стандартне програмне забезпечення для зображень [3], таких як на рис. 2, необхідно заздалегідь сегментувати такі зображення і повернути зображення кожного пальця таким чином, щоб воно відповідало його вертикальному напрямку.

Отже програмне забезпечення, що пропонується, призначено для автоматичної сегментації зображень за Кирліан від пальців на зображення світіння від кожного пальця окремо, автоматичного корегування орієнтації кожного пальця, корегування роботи функцій програмного пакета в інтерактивному режимі.

Прийняті також певні емпіричні припущення, при виконанні яких алгоритм працює задовільно.

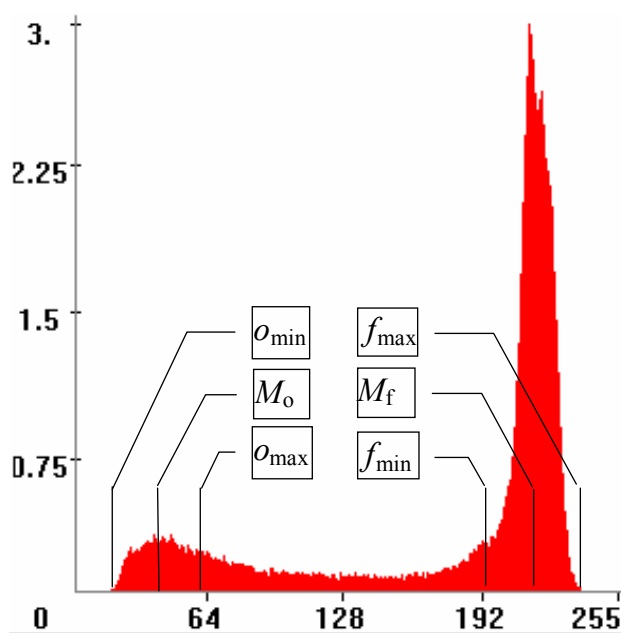


Рис. 3. Гістограма яскравості (оптичної щільності) зображення. По осі абсцис визначені значення яскравості. По осі ординат – умовні значення, пропорційні кількості пікселів, що відповідають даному значенню яскравості.

$M_o, M_f$  – середні значення яскравості об'єктів та фону.

$O_{min}, O_{max}, f_{min}, f_{max}$  – мінімальні та максимальні значення яскравості об'єктів та фону.

Робота програми полягає у виконанні наступних операцій.

– Обчислюють гістограму оптичної щільності досліджуваного зображення за Кирліан (рис. 3). За гістограмою, після її згладжування, визначають мінімальне значення яскравості об'єктів  $o_{min}$  як мінімальне значення яскравості пікселів зображення, максимальне значення яскравості фону  $f_{max}$  як максимальне значення яскравості пікселів зображення. Визначають також середнє значення яскравості об'єктів  $M_o$  як перший максимум при зростанні значень яскравості, починаючи з нуля, і фону  $M_f$  як перший максимум при спаданні значень яскравості, починаючи з максимального (255).

– На підставі припущення про симетричність випадкових величин яскравості пікселів фону і об'єктів обчислюють мінімальне значення яскравості пікселів фону як  $f_{min} = M_f - (f_{max} - M_f)$  і максимальне значення яскравості пікселів об'єктів як  $o_{max} = M_o + (M_f - o_{min})$ .

– Обчислюють функції яскравості (оптичної щільності) горизонтального рядка  $r(m,n)$   $m = 1, M$  для

всіх горизонтальних рядків зображення  $n = 1, N$  (рис.4).

– Визначають спеціальну функцію  $v_b(m,n)$  на зображенні, що характеризує належність пікселів рядка фону чи об'єкту.

Ця функція не є результатом бінаризації, оскільки не розглянуті значення функції яскравості  $o_{max} < r(m,n) < f_{min}$ . Пікселі з такими значеннями функції яскравості є проміжними між пікселями фону і об'єкта і не мають істотного значення для виділення об'єктів на зображенні, принаймні, для вирішення завдань з обробки зображень за Кирліан.

Дане перетворення зображення є нелінійним перетворенням, з урахуванням динамічного діапазону зображення, кількості рівнів квантування з 256 до 3 і дозволяє значною мірою виключити вплив перешкод.

Приклади функції  $v_b(m,n)$  зображені на рис.4. Числами 1, 4, 5, 8, 9, 12, 13, 16, визначають особливі точки зображення, що належать фону. Числами 2, 3, 6, 7, 10, 11, 14, 15 визначають особливі точки зображення, що належать об'єктам.

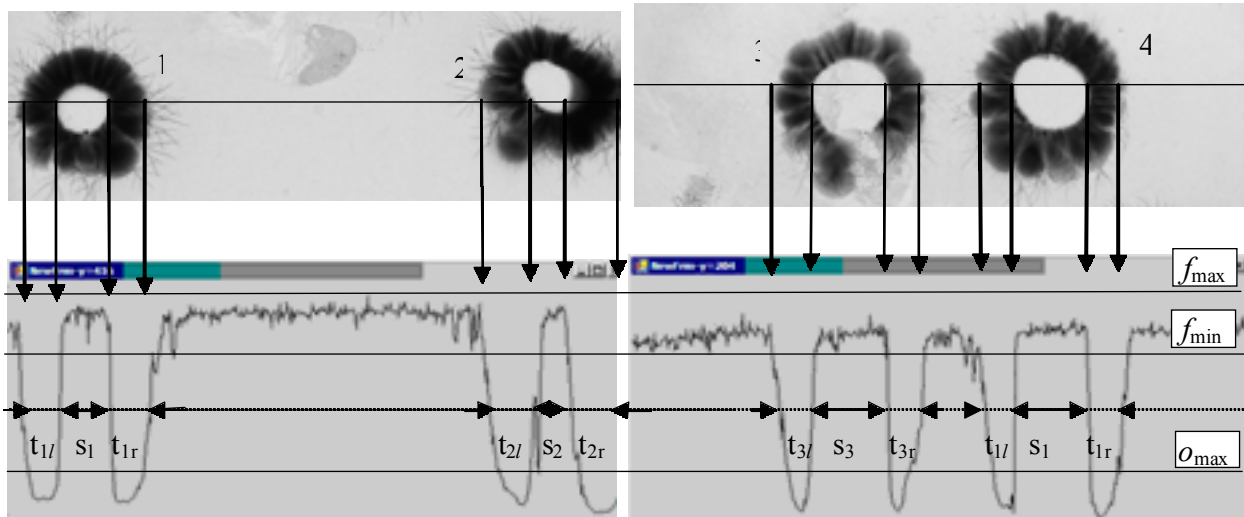


Рис.4. Визначення особливих точок у місцях перетину об'єктів горизонтальними строками.

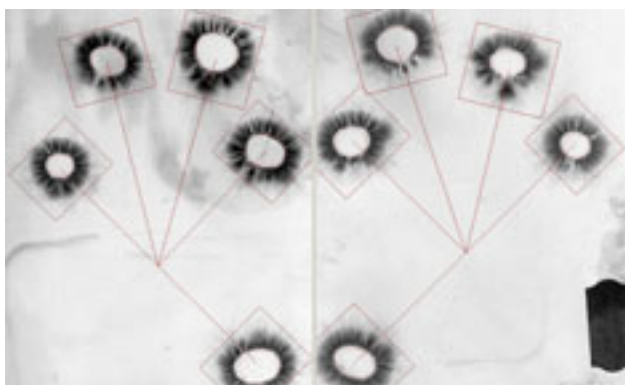


Рис.5. Приклад автоматичної сегментації зображень за Кирліан на об'єкти.

– Будують внутрішній і, при необхідності, зовнішній контури об'єктів, за виділеними особливими точками (рис. 5). Якщо контури визначені, то об'єкти виділені успішно.

Визначають положення об'єктів світіння пальців щодо центру долоні. Апроксимують внутрішні контури еліпсами, визначають кут повороту кожного пальця, повертають зображення світіння пальця до відповідності вертикальному положенню пальця (рис.5) і формують результуючі файли зображень.

**ВИСНОВКИ 1.** Проведені експерименти підтвердили велику складність задач обробки півтових зображень і, в той же час, показали можливість

та достатню ефективність обробки півтонових зображень з використанням структурної моделі півтонових зображень, що відповідає загальноприйнятому стандарту MPEG7.

2. Розроблене та перевірене прикладне програмне забезпечення для обробки півтонових зображень може бути використане при створенні телемедичних діагностичних систем.

#### **Література**

1. Ефективні методи та засоби економного кодування бінарних та півтонових зображень: Науковий звіт. - ІПММСНАН України. - К., 2000. - 126 с.

2. Корн Г., Корн Т. Справочник по математике для научных работников и инженеров. – М.: Наука, 1974.

3. Коротков К.Г. Основы ГРВ биоэлектрографии. - СПб., 2001. - 134 с.