

Розробка контурного детектора рентгенівських зображень



ДОПОВІДАЧ:
КЕРІВНИК:
БІЛИНСЬКИЙ Й.Й

СТ. ГР МП-14М ГУРАЛЬНИК А.Б
ЗАВ. КАФ. ЕЛЕКТРОНІКИ ПРОФ.

Актуальність



Медико-біологічні зображення мають різну фізичну природу. Їх по різному може сприймати людина-оператор чи автоматизована система. Тому важливим завданням є адаптація процесу обробки зображення до конкретного користувача, тобто до вузької задачі, яку розв'язує споживач інформації. Часто недостатньо представити спостерігачу об'єкт за допомогою ідеальної системи відображення, оскільки необхідна інформація для аналізу зображення з метою пошуку та ідентифікації об'єктів, визначення різного роду кількісних характеристик може бути проявлено тільки в результаті цифрового оброблення. Тому на перший план виходить попереднє оброблення отриманих зображень медико-біологічних об'єктів, яке вимагає покращення самого зображення, виділення прихованих об'єктів, визначення їх геометричних параметрів .

Більше того виділення контурів та фільтрація зображень є дуже важливою частиною для надточних медичних операцій, таких як операції на серці та головному мозку людини, де потрібна максимальна точність дій та розуміння того, де саме потрібно робити ті чи інші медичні процедури, щоб не зашкодити пацієнту. При виділенні та фільтрації медичних зображень потрібно забезпечити не тільки високу точність, а й високу швидкість, тому існує необхідність у підборі таких методів детектування, які будуть працювати з максимальною швидкістю при мінімальному використанні ресурсу.

Мета дослідження



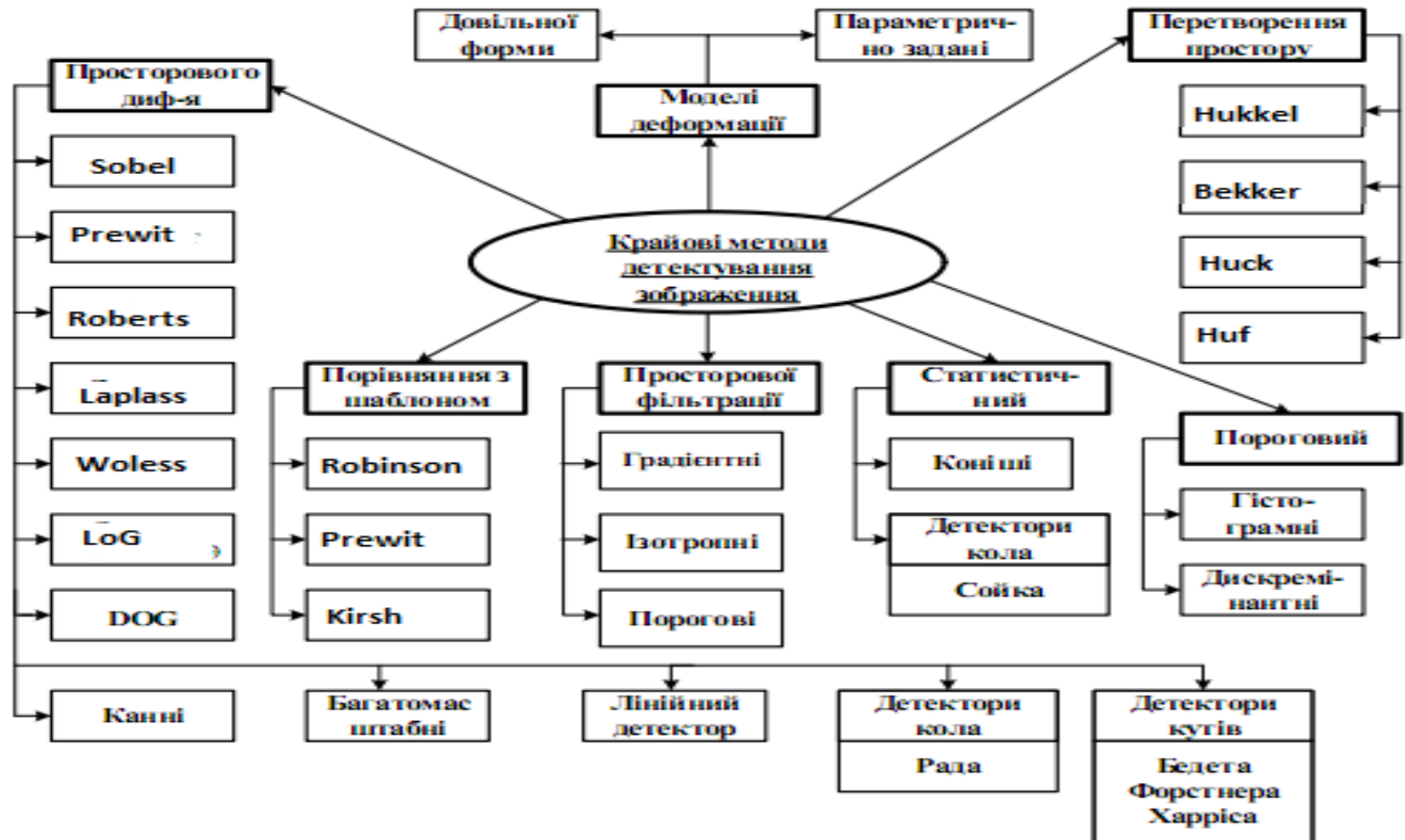
МЕТА РОБОТИ

**РОЗРОБКА КОНТУРНОГО ДЕТЕКТОРА
РЕНТГЕНІВСЬКИХ З ОБРАЖЕНЬ ДЛЯ ДІАГНОСТУВАННЯ
ДИСПЛАЗІЇ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА.**

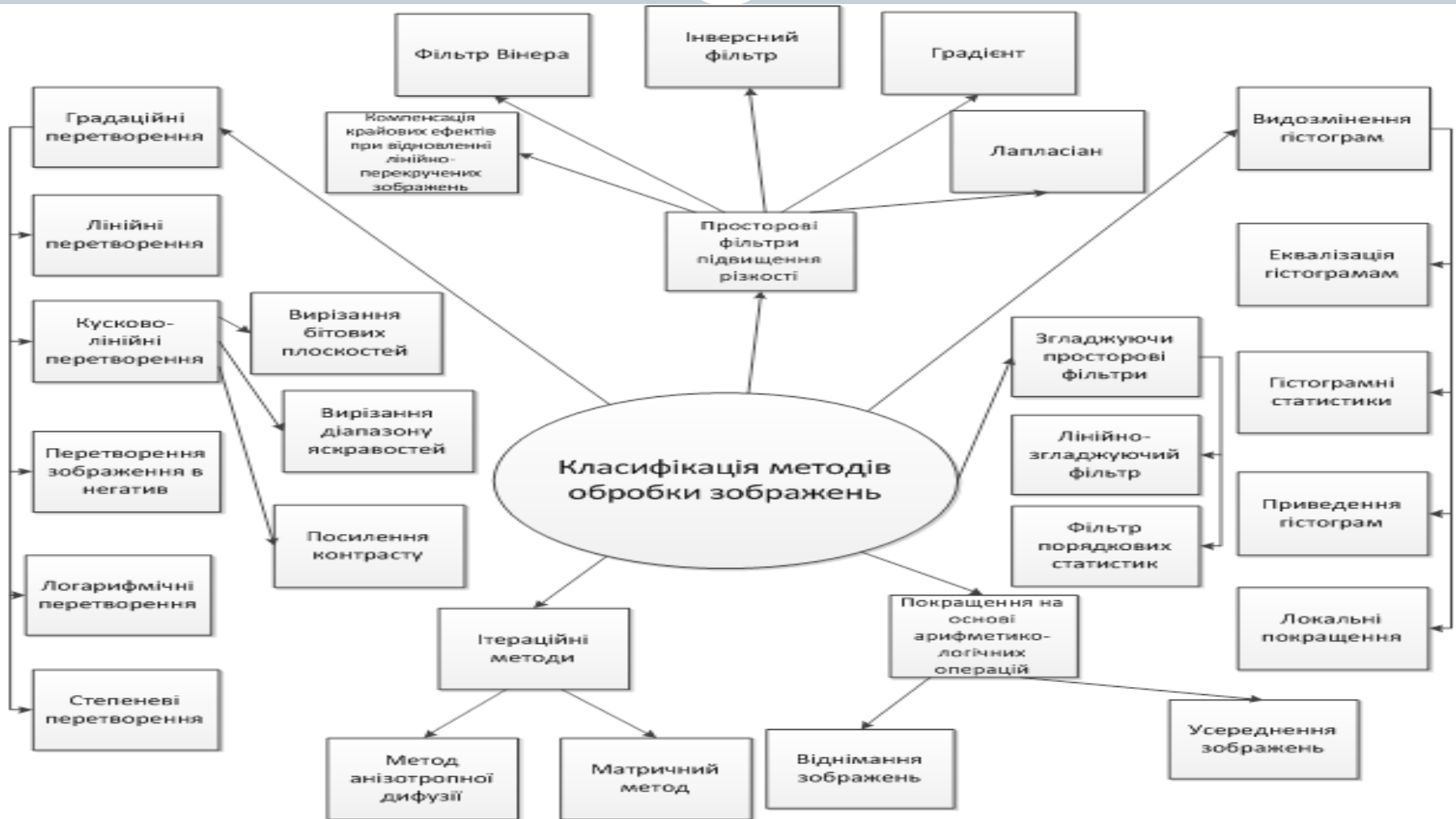
ОБ'ЄКТ ДОСЛІДЖЕННЯ:

**ОБ'ЄКТОМ ДОСЛІДЖЕННЯ Є РЕНТГЕНІВСЬКІ
ЗОБРАЖЕННЯ.**

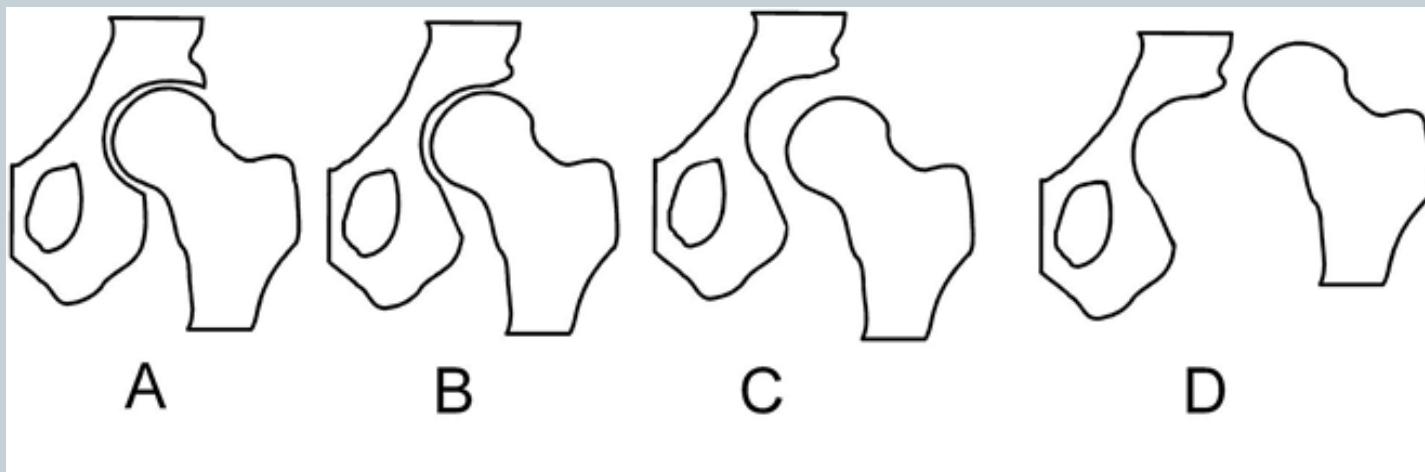
Класифікація методів крайового детектування ренгенівських об'зображень



Класифікація методів крайового фільтрації рентгенівських зображень



Класифікація захворювання дисплазії кульшового суглоба



Класифікація дисплазії кульшового суглоба. А: Норма. В: Підвивих.
С: Підвивих. D: Природжений вивих

Методи діагностування дисплазії

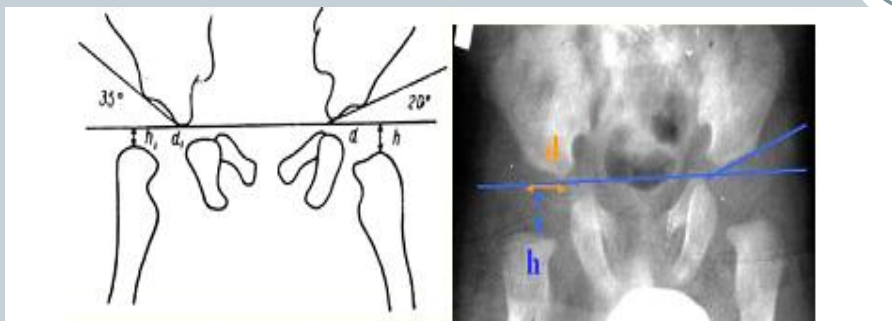


Схема Хільгенрейнера ацетабулярний кут менше 30 градусів h- 9-12мм d- не більше 15мм

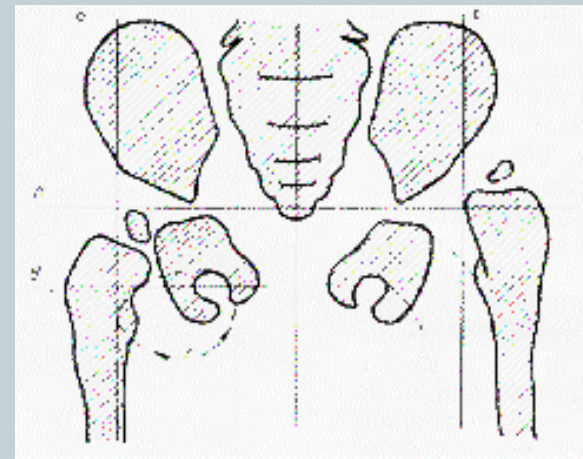


Схема Рейнберга



Схема лінії Кальве та Шентона

а)

Математична модель фільтра Вінера

$$H_{Bin}(k_1, k_2) = \frac{G_{u,s}(k_1, k_2)}{G_s(k_1, k_2)} = \frac{H^*(k_1, k_2)G_u(k_1, k_2)}{|H(k_1, k_2)|^2 G_u(k_1, k_2) + G_n(k_1, k_2)}$$

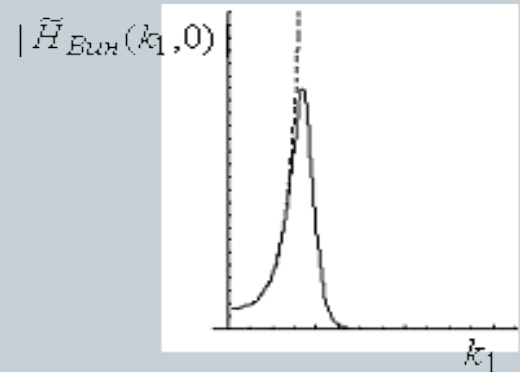
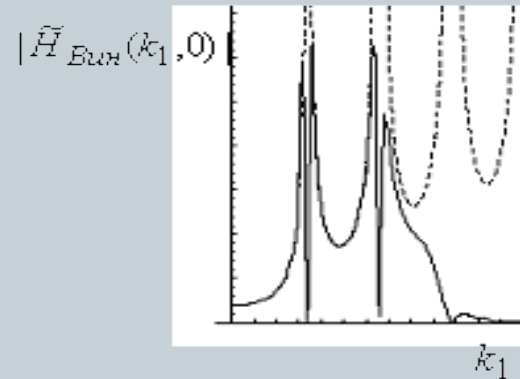
Модель фільтрації на основі фільтра Вінера
 $G_n(k_1, k_2), G_s(k_1, k_2), G_u(k_1, k_2)$ - спектральні щільності пікселів періодично продовженого шуму, що спостерігається у вихідному зображенні,

$G_{u,s}(k_1, k_2)$ - щільність пікселів перепаду кольору.

Формула для обробки частини зображення

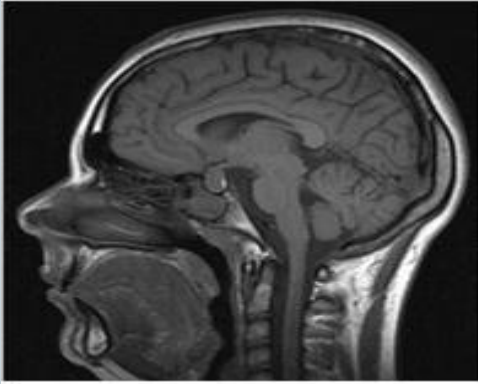
$$H_{Bin} = \sum_i^{i+1} \frac{G_{u,s}(k_i, k_i)}{G_s(k_i, k_i)} = \frac{H^*(k_i, k_i)G_u(k_i, k_i)}{|H(k_i, k_i)|^2 G_u(k_i, k_i) + G_n(k_i, k_i)}$$

де $i, i + 1$ - номери пікселів.



Характеристика процесу фільтрації зашумленого зображення, а) зображення зашумлене 65% шумом, б) зображення зашумлене 45% шумом

Порівняльні характеристики методів фільтрації рентгенівських зображень



$$PSNR = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [\max\{f(m,n)\}]^2}{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n) - \bar{f}(m,n)]^2}$$

$f(m,n)$ – інтенсивність поточного пікселя вхідного зображення;

$\bar{f}(m,n)$ – інтенсивність поточного пікселя обробленого зображення;

Значення критеріїв якості для різних методів підвищення різкості

Критерії	PSNR
Метод	
Медіанний фільтр	35,08
Гرادієнтний фільтр	35,11
Фільтр Гауса	35,24
Інверсний фільтр	35,8
Фільтр Фінера	37,01

Математична модель підвищення різкості рентгенівських зображень



$$I'_{ij} = \frac{\sum_{w=i-(n-1)/2}^{i+(n-1)/2} \sum_{h=j-(n-1)/2}^{j+(n-1)/2} (I_{wh} \cdot (k_{wh} \oplus z_{wh}))}{\sum_{w=i-(n-1)/2}^{i+(n-1)/2} \sum_{h=j-(n-1)/2}^{j+(n-1)/2} (k_{wh} \oplus z_{wh})};$$

$$k_{wh} = 1, \text{ якщо } I_{ij} \geq \frac{\sum_{w=i-(n-1)/2}^{i+(n-1)/2} \sum_{h=j-(n-1)/2}^{j+(n-1)/2} (I_{wh})}{n^2};$$

$$k_{wh} = 0, \text{ якщо } I_{ij} < \frac{\sum_{w=i-(n-1)/2}^{i+(n-1)/2} \sum_{h=j-(n-1)/2}^{j+(n-1)/2} (I_{wh})}{n^2};$$

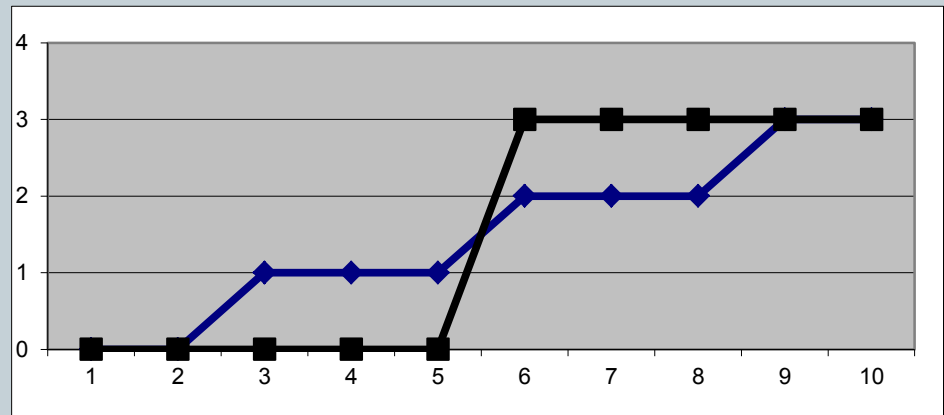
$$z_{wh} = 1, \text{ якщо } I_{wh} \geq I_{ij};$$

$$z_{wh} = 0, \text{ якщо } I_{wh} < I_{ij};$$

n – розмірність маски;

I_{ij} – вхідне значення інтенсивності поточного пікселя;

I'_{ij} – вихідне значення інтенсивності поточного пікселя.



Математична модель підвищення різкості в загальному випадку

Порівняльна характеристика результатів моделювання ідеального одновимірного перепаду інтенсивності до та після підвищення різкості

Дослідження роботи методу підвищення різкості рентгенівських зображень

$$NMSE = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n) - \bar{f}(m,n)]^2}{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n)]^2}$$

Критерій нормованої середньоквадратичної похибки

$$NK = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N f(m,n) \cdot \bar{f}(m,n)}{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n)]^2}$$

Критерій нормованої кореляції описується

$$MSE = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n) - \bar{f}(m,n)]^2}{MN}$$

Критерій середньоквадратичної похибки визначається як



$$PSNR = \frac{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [\max\{f(m,n)\}]^2}{\sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [f(m,n) - \bar{f}(m,n)]^2}$$

Критерій пікового співвідношення сигнал/шум визначається

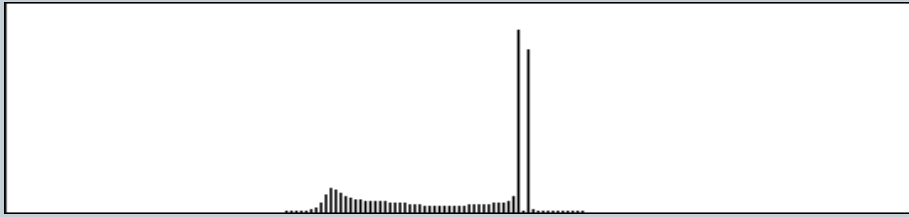
Значення критеріїв якості для різних методів підвищення різкості



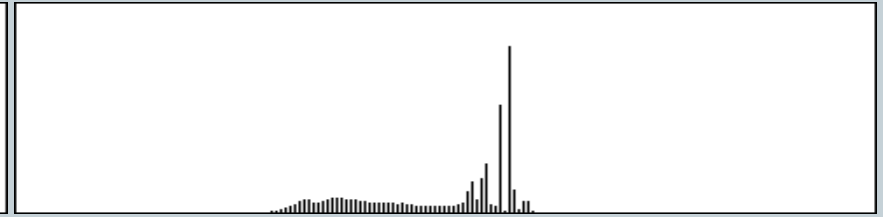
Критерії якості для різних методів підвищення різкості

Критерії	PSNR	MSE	NMSE	NK
Метод				
Image in Depth	15,3	1214	0,0117	1,0032
Photoshop	27,4	1062	0,006	1,0047
SxImage	31,2	315	0,0032	1,0009
Лапласіан	33,2	252	0,0014	1,0054
Підвищення різкості до максимального нахилу примежової кривої	35,7	220	0,0012	1,0072
Коефіцієнт ефективності	1,08	1,15	1,17	1,002

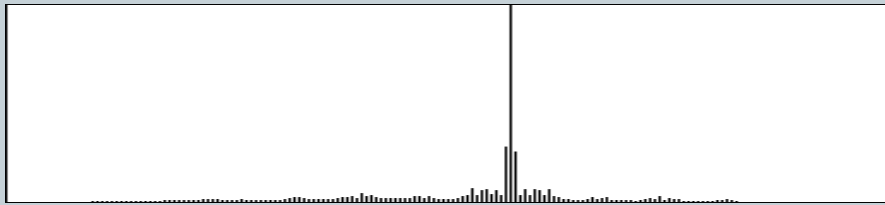
Гістограми зображень для різних методів підвищення різкості



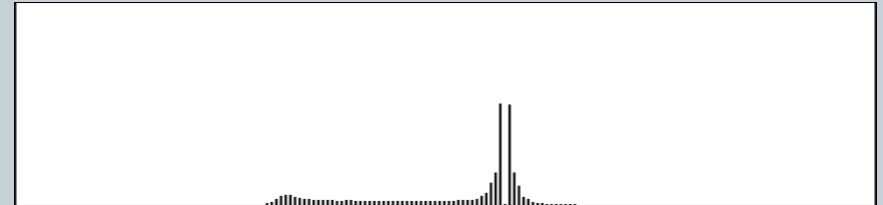
a



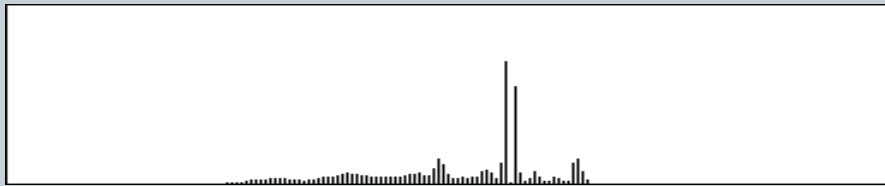
б



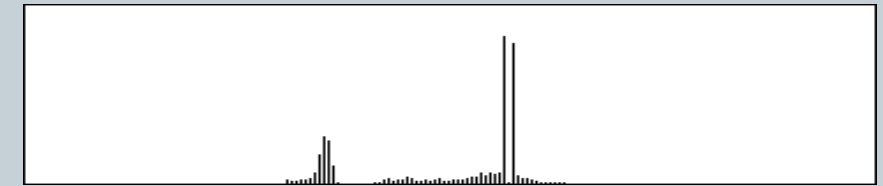
в



г



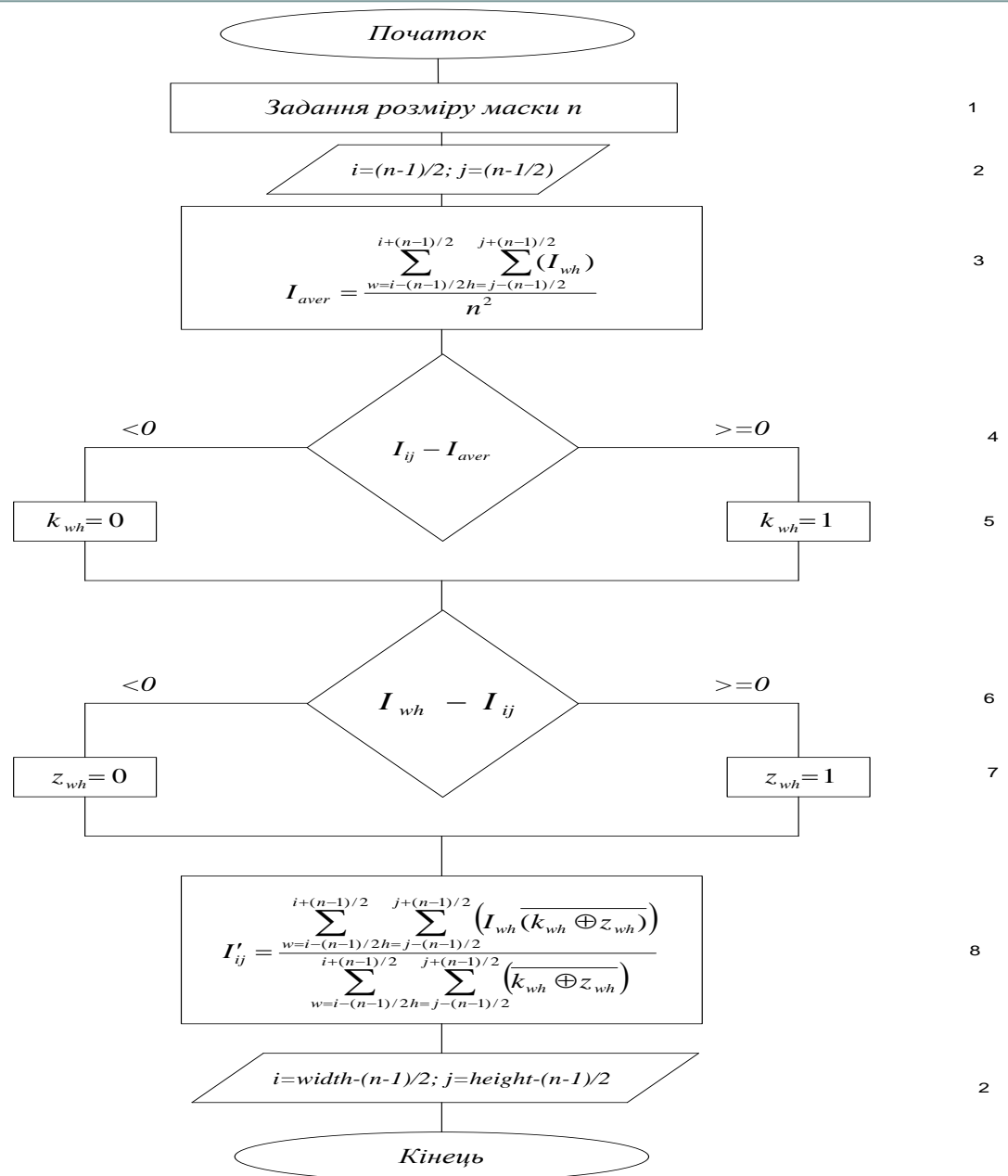
д



е

a – спотворене зображення, *б* – SxImage, *в* – Image In Depth, *г* – Matlab, *д* – Photoshop, *е* – запропонований метод

Алгоритм підвищення різкості рентгенівських зображень



Метод виділення контуру об'єктів на рентгенівському зображенні

$$g(x, y) = \sum_{s=-a}^a \sum_{t=-b}^b w(s, t) f(x+s, y+t),$$

Фільтрація зображення $f(x, y)$ за допомогою фільтра розмірністю $m * n$

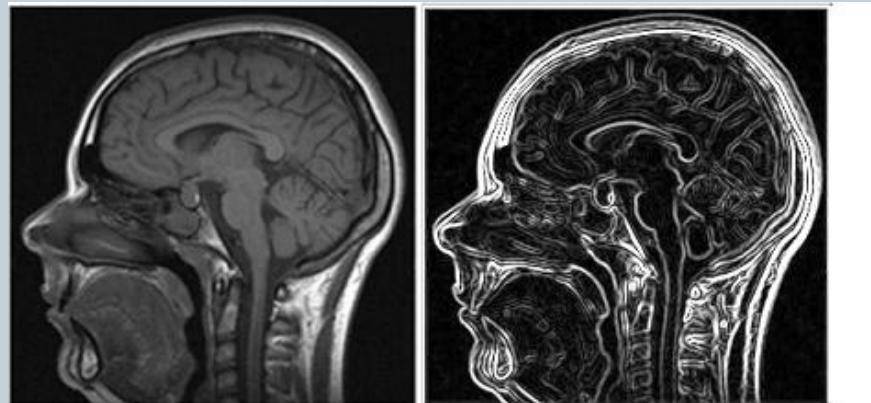
$a=(m-1)/2$ та $b=(n-1)/2$; $w(x, y)$ – коефіцієнти маски з відносними значеннями координат.

$$x \cdot \cos \theta + y \cdot \sin \theta - \rho = 0,$$

Перетворення Хафа

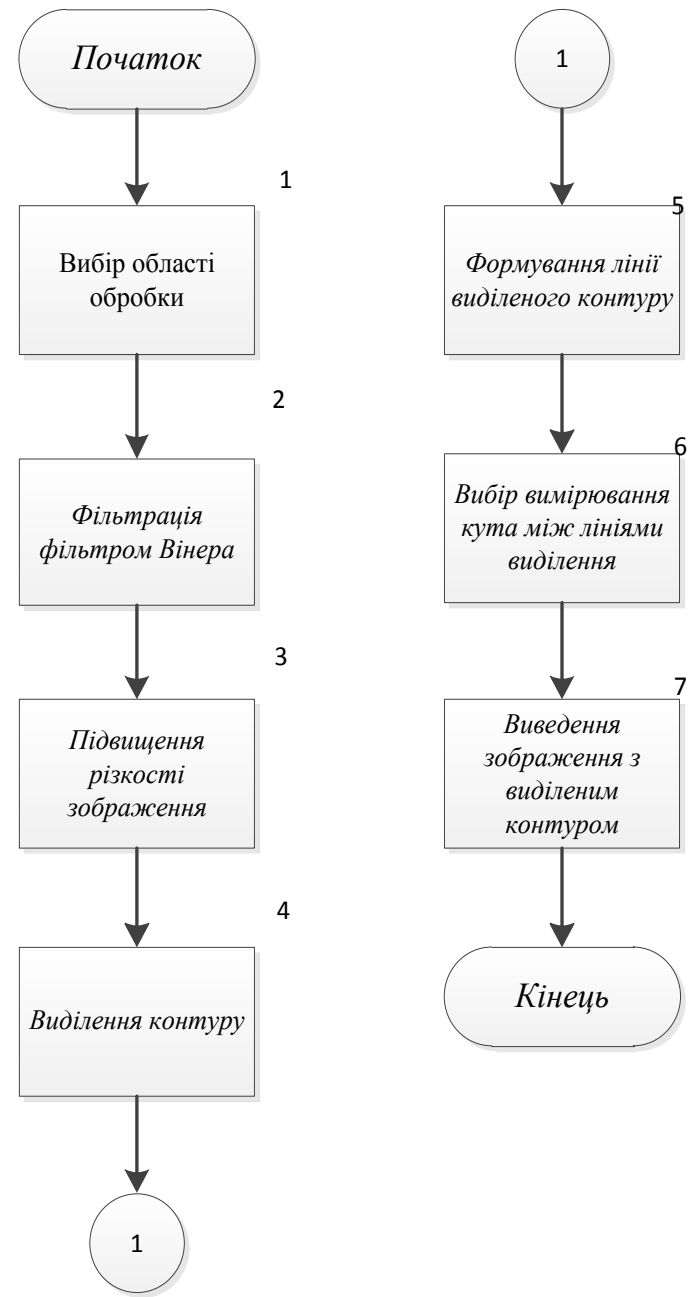
$$h(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{при } r(x, y) = f(x, y); \\ 0 & \text{при } r(x, y) \neq f(x, y). \end{cases}$$

Математична модель виділення контуру



а) початкове зображення, б) зображення з виділеними контурами

Алгоритм контурного детектора рентгенівських зображень



Базова підготовка зображення



Рентгенівський знімок кульшового сугасту дитини віком 8 місяців



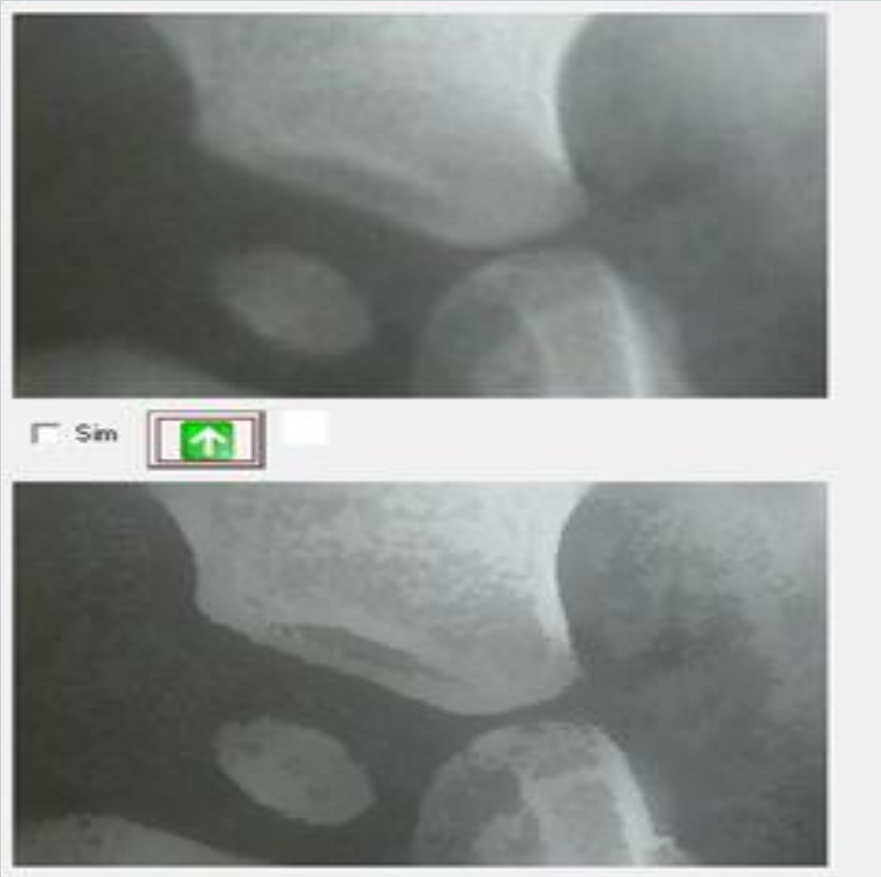
Вибір робочої частини рентгенівського знімку

Фільтрація обраної області фільтром Вінера



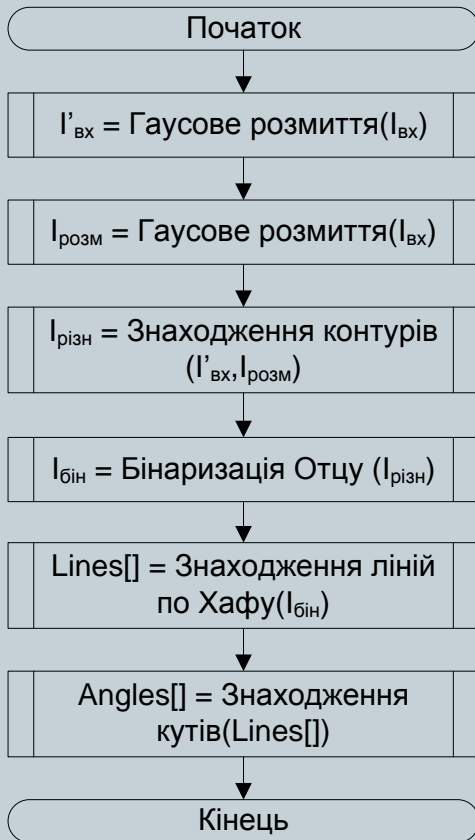
Результат фільтрації зображення а) фільтроване зображення б)
початкове зображення

Підвищення різкості та виділення контуру робочої області рентгенівського зображення



Виділення контуру зображення з використанням запропонованого методу з використанням додаткової фільтрації

Визначення кутових параметрів для діагностування дисплазії



Вимірювання кута між лініями виділеного контуру

Міра кута склала 148° , звідси висновок, що на знімку кульшового суглоба присутня дисплазія

Блок-схема роботи визначення кутових параметрів
малогабаритних об'єктів складної форми

Висновки

1. Проаналізовано основні методи виділення контурів зображень показали основні позитивні та негативні риси кожного з основних методів виділення контурів зображень. Так можливо побачити що у оператора Кенні є проблема, яка полягає у тому, що під час роботи, алгоритм знаходить неіснуючі контури, тому головною проблемою є фільтрація зображення.
2. Проаналізовані основні методи попередньої обробки рентгенівських зображень, показали позитивні та негативні риси кожного з основних методів обробки та фільтрації рентгенівських зображень, зокрема кульшового суглоба дітей.
3. Представлено принципи діагностування захворювань кульшового суглоба дітей, зокрема дисплазії. Показані основні методи діагностування захворювання дисплазії, їх негативні та позитивні риси.
4. Представлена використований математична модель та алгоритм методу підвищення різкості рентгенівських зображень, яка використовується в контурному детекторі. Модель є узагальненою, тому що її можна застосовувати для підвищення різкості зображень з будь-яким ступенем розмитості.
5. Проаналізовано роботу обраного метода фільтрації рентгенівських зображень. При обробці зашумленого еталонного зображення обраним методом, Інверсним фільтром, фільтром Граденту, Медіанним фільтром та фільтром Гауса, найкращі результати показав обраний метод, про що свідчить значення критерію PSNR таб. 3.1.
6. Проаналізовано роботу обраного метода підвищення різкості рентгенівських зображень. При відтворенні різкості спотвореного синтезованого зображення найкращі результати показав запропонований метод в порівнянні з методами, що застосовуються в відомих програмах Image in Depth, PhotoShop, SxImage та оператором Лапласіана, про що свідчать значення критеріїв PSNR, MSE, NMSE та NK, таб. 3.2.
7. Представлено алгоритм роботи методу підвищення різкості рентгенівських зображень, який складається з 8 кроків
8. Представлено метод виділення контуру об'єктів на рентгенівському зображенні. Метод є універсальним, тому його можна використовувати не тільки у напрямку виділення контурів на рентгенівських зображеннях.
9. Представлено алгоритм роботи контурного детектора рентгенівських зображень який складається з 8 кроків.
10. Розроблено контурний детектор рентгенівських зображень на основі запропонованого алгоритму. Проведено порівняльний аналіз роботи детекторів на основі методів Робертса, Лапласа та Собела, за розробленим детектором контуру рентгенівських зображень. Встановлено переваги розробленого детектора за рахунок підвищення різкості зображення що дає змогу покращити процес виділення контуру, що дає змогу підвищити ефективність проведення ліній та вимірювання геометричних параметрів.
11. Продемонстровано роботу контурного детектора рентгенівських зображень на прикладі діагностування дисплазії кульшового суглоба шляхом аналізу рентгенівського знімку. Діагностика показала наявність дисплазії.