

УДК 681.5:613

С.В. ПАВЛОВ<sup>1</sup>, Д.В. ВОВКОТРУБ<sup>1</sup>, Р.Ю. ДОВГАЛЮК<sup>1</sup>, ХАНІ АЛЬ-ЗУБІ<sup>2</sup>

1. Вінницький національний технічний університет, Вінниця

2. Йорданський технічний університет

**ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ**

**Анотація:** В роботі представлений огляд методів підвищення візуальної якості біомедичних зображень. Детально розглянуто такі просторові методи оброблення зображень, як гістограмна еквалізація,  $\gamma$ -корекція, нерізде маскування, медіанна фільтрація, адаптивна вінерівська фільтрація та лінійні фільтри Прюїта, Собеля та Лапласа. Наведено деякі з поширених моделей шумів на зображеннях. Проведено візуальне оцінення ефективності вищенаведених методів.

**Ключові слова:** просторове оброблення зображень, гістограмна еквалізація,  $\gamma$ -корекція, нерізде маскування, медіанна фільтрація, вінерівська фільтрація, фільтр Лапласа.

**Аннотация:** В работе представлен обзор методов улучшения визуального качества биомедицинских изображений. Детально рассмотрены такие пространственные методы обработки изображений как гистограммная эквализация,  $\gamma$ -коррекция, нерезкое маскирование, медианная фильтрация, адаптивная винеровская фильтрация и линейные фильтры Прюита, Собеля и Лапласа. Приведены некоторые из распространенных моделей шумов на изображениях. Проведена визуальная оценка эффективности вышеприведенных методов.

**Ключевые слова:** пространственная обработка изображений, гистограммная эквализация,  $\gamma$ -коррекция, нерезкое маскирование, медианная фильтрация, винеровская фильтрация, фильтр Лапласа.

**Abstract:** In current publication a review of methods for biomedical image visual quality improvement is presented. Reviewed in detail such spatial domain image processing methods as histogram equalization,  $\gamma$ -correction, unsharp masking, median filtering, adaptive wiener filtering and Prewitt, Sobel, Laplas linear filters. Some common noise models are described. Visual estimation of efficiency of previously mentioned methods is carried out.

**Key words:** spatial domain image processing, histogram equalization,  $\gamma$ -correction, unsharp masking, median filtering, wiener filtering, Laplacian filter.

**Вступ**

Діагностика на основі візуального аналізу біомедичних зображень займає ключове місце в процесі лікування пацієнта. При цьому використання даних зображень може бути ускладненим через погіршення їх якості, в наслідок негативної дії сторонніх факторів. Основними завадами можуть стати геометричні спотворення та шуми, що виникають під час реєстрації зображень. Розвиток цифрової техніки та інформаційних технологій зумовив необхідність появи класу методів, основним завданням яких є мінімізація впливу негативних факторів на корисну інформацію. На даний час існує два типи методів оброблення зображень: просторові та частотні. Просторові методи оброблення зображень здійснюють прямі маніпуляції з елементами зображення – пікселями. Методи наступної категорії вносять зміни у частотний спектр зображення та активно використовують перетворення Фур'є [1, 2]. Різноманітність типів негативних факторів, призводить до використання великої кількості методів їх пригнічення. В таких умовах виникає необхідність у експериментальному дослідженні ефективності даних методів при різних видах перешкод.

**Постановка задачі**

Метою роботи є огляд та оцінювання ефективності таких просторових методів оброблення біомедичних зображень, як гістограмна еквалізація,  $\gamma$ -корекція, нерізде маскування, медіанна фільтрація, адаптивна вінерівська фільтрація; визначення ефективності видалення періодичного шуму за допомогою медіанної та вінерівської фільтрації на прикладі біомедичного зображення клітин крові.

**Огляд просторових методів оброблення біомедичних зображень**

Просторові методи оброблення зображень можна поділити на дві групи: перетворення яскравості зображення та просторова фільтрація. Математично дані методи задаються рівнянням [3]:

$$g(x, y) = T [f(x, y)],$$

де  $f(x, y)$  - піксель вхідного зображення,  $g(x, y)$  - піксель вихідного зображення,  $T$  – деякий оператор або перетворення над  $f$ , визначене в околі пікселя  $(x, y)$ .

Головний підхід до визначення околу пікселя  $(x, y)$  полягає у використанні квадратної чи прямокутної області зображення з центром в точці  $(x, y)$ . Центр такої області переміщується між пікселями зображення. Перетворення  $T$  здійснюється в кожній точці  $(x, y)$ , даючи вихідне значення  $g$  для даного пікселя. В процесі обчислень використовуються лише пікселі, що потрапляють в окіл з центром  $(x, y)$ .

Перетворення  $T$  є найпростішим у випадку використання околу пікселя  $(x, y)$  розміром  $1 \times 1$ , тобто всі маніпуляції здійснюються над поточним пікселем зображення. В такому випадку значення  $g$  в точці  $(x, y)$  залежить лише від значення  $f$ , а  $T$  є функцією перетворення яскравості. Варто зазначити, що на відміну від зображень з градаціями сірого, в кольорових зображеннях термін яскравість використовується для характеристики кольорової компоненти зображення в конкретному діапазоні кольору. Оскільки перетво-

рення яскравості залежить лише від значення пікселя, а його позиція в зображенні не має значення, функцію перетворення яскравості часто записують у формі [2]:

$$s = T(r),$$

де  $r$  – яскравість поточного вхідного пікселя,  $s$  – яскравість вихідного пікселя.

Для візуальної характеристики розподілу кількості пікселів із заданими рівнями яскравості в зображенні застосовують гістограми. Гістограмою цифрового графічного зображення, що має  $L-1$  рівнів яскравості, називається функція  $h(r_k) = n_k$ , де  $r_k$  -  $k$ -ий рівень яскравості, що може приймати значення від 0 до  $L-1$ ,  $n_k$  - число пікселів зображення з рівнем яскравості  $r_k$ . Кількість рівнів яскравості у випадку зображень з градацією сірого залежить від кількості бітів дискового простору, яку може займати один піксель і визначається формулою  $L = 2^n$ , де  $n$  – кількість бітів [2, 4]. На рис. 1 наведено біомедичне зображення клітин крові та його гістограма.

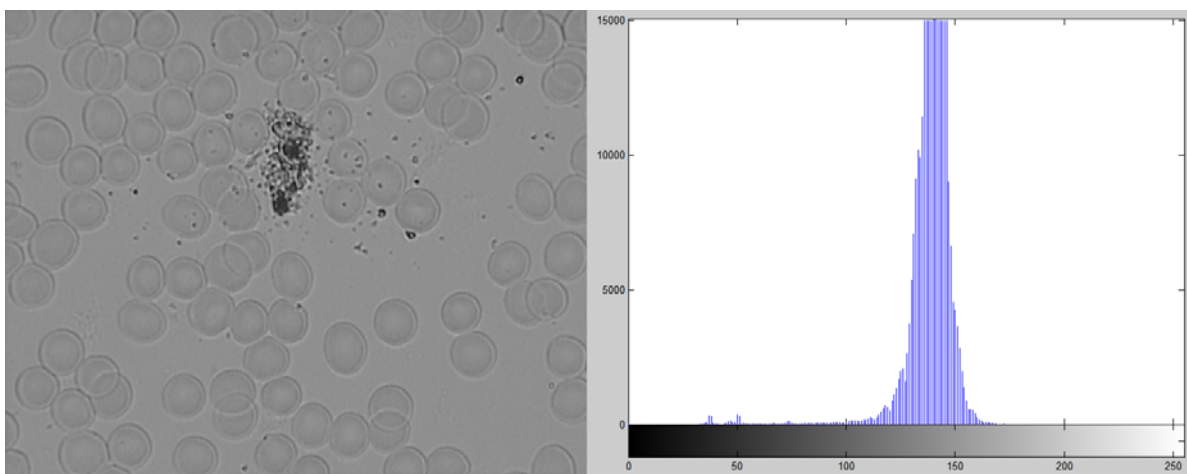


Рисунок 1 – Біомедичне зображення клітин крові та його гістограма

Зміна гістограми зображення дозволяє провести маніпуляції з діапазоном яскравості зображення і відповідно підвищити його контраст. В загальному, процедура підвищення контрасту за допомогою перетворення гістограми заключається в зведенні густини розподілення ймовірностей яскравості до деякого «стандартного» вигляду. Одним з методів обробки гістограм є гістограмна еквалізація. Еквалізація дозволяє вирівняти гістограму та отримати зображення, в якого всі значення яскравості в межах заданого динамічного діапазону  $[g_{\min}, g_{\max}]$  рівномірні. Тобто густина розподілення ймовірностей  $p_g(g)$ , де  $g$  – перетворена випадкова величина  $f$ , має вигляд [1]:

$$p_g(g) = \frac{1}{g_{\max} - g_{\min}}, \text{ для } g_{\min} < g < g_{\max}.$$

Функція розподілення в даному діапазоні має вигляд:

$$p_g(g) = \frac{g - g_{\min}}{g_{\max} - g_{\min}}, \text{ звідки}$$

$$p_f(f) = \frac{g(f) - g_{\min}}{g_{\max} - g_{\min}}, \text{ і, відповідно,}$$

$$g(f) = (g_{\max} - g_{\min})P_f(f) + g_{\min}.$$

Оброблення яскравості пікселів зображення можливо здійснювати за допомогою наступного перетворення [2, 5]:

$$s = cr^\gamma,$$

де  $s$  та  $r$  – значення яскравості поточного пікселя вхідного та вихідного зображень,  $c$  та  $\gamma$  – додатні константи. Показник  $\gamma$  називається гамою, а вищенаведене перетворення –  $\gamma$ -корекцією, яка дозволяє змінити форму кривої, що описує співвідношення між яскравістю вхідного та вихідного зображень. На рис. 2 наведені приклади кривих  $\gamma$ -корекції.

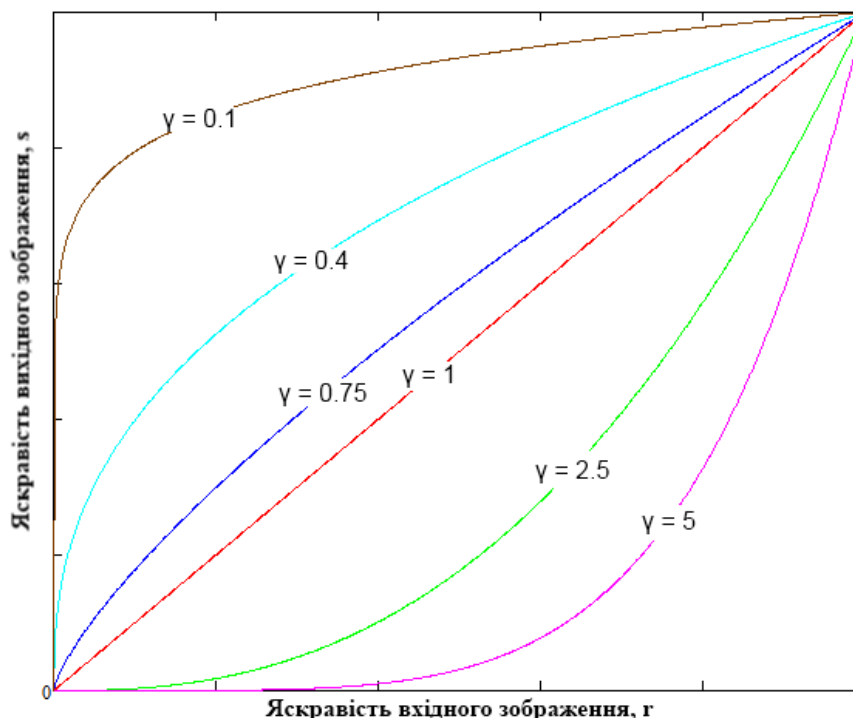


Рисунок 2 – Залежність кривої відношення яскравості вхідного та вихідного зображень для різних значень  $\gamma$

Як зазначалось раніше, окрім методів просторового оброблення зображень, що здійснюють операції над яскравістю зображення, розрізняють методи, які здійснюють просторову фільтрацію зображення. Просторова фільтрація застосовується для зменшення дії перешкод та шумів в зображеннях. Даний вид фільтрації є особливо актуальним у випадку роботи з біомедичними зображеннями, оскільки висока якість діагностичних даних є запорукою вдалого лікування. При фільтрації яскравість кожного пікселя вхідного зображення, яке було спотворене перешкодою, замінюється деяким іншим значенням яскравості, яке в меншій мірі спотворене перешкодою. Якщо операції, що здійснюються над пікселями, є лінійними, вся процедура називається лінійною просторовою фільтрацією, в іншому ж випадку вона має назву нелінійної просторової фільтрації [3].

Для виконання фільтрації необхідно зробити такі перетворення, які ґрунтуються на тому, що інтенсивність зображення змінюється в просторових координатах повільніше, ніж функція перешкоди. В інших випадках, навпаки, ознакою корисного сигналу є різкі перепади яскравості. У методах фільтрації при оцінці реального сигналу в деякій точці кадру беруть до уваги деяку множину сусідніх точок, скориставшись певною схожістю сигналу в даних точках. Тому ідеологія фільтрації ґрунтується на раціональному використанні даних як з робочої точки, так і з її оточення. При вирішенні задач фільтрації використовують ймовірнісні моделі зображення і перешкоди, і застосовують статистичні критерії оптимальності. Це пов'язано з випадковим характером перешкоди і метою отримати мінімальну різницю між результатом обробки і ідеальним біомедичним зображенням. Різноманітність методів і алгоритмів фільтрації пов'язана із великою кількістю математичних моделей сигналів і перешкод, а також різними критеріями оптимальності.

Для успішного подолання проявів шумів на зображенні за допомогою фільтрації, необхідно врахувати специфіку даного шуму. Нижче розглянуто деякі з найпоширеніших видів шумів [6].

**Періодичний шум.** Даний шум зазвичай виникає внаслідок присутності електричних або електромеханічних шумів під час реєстрації зображення. Є періодичним та просторово залежним, загалом має форму синусоїди. В частотній області даний тип шуму проявляється у вигляді пар поєднаних точок та може бути усунений за допомогою режекторних фільтрів.

Імпульсний шум. Даний вид шуму найчастіше з'являється на зображеннях через наявність помилок при передачі даних. Пошкоджені пікселі мають максимальне значення і максимально можливу яскравість або нульове значення та чорний колір. Інші пікселі залишаються незмінними. Шум кількісно визначається відсотком відношення вражених пікселів до їх загального числа. Даний вид шуму також називають шумом типу «сілець та перець» через характерний вигляд зображень, вражених ним.

Квантизаційний шум. Вищезазначений тип шуму властивий процесу квантизації сигналу в аналого-цифрових перетворювачах через втрату деякої частини інформації.

Врахування особливостей присутнього на зображенні шуму при просторовій фільтрації дозволяє обирати фільтри, що показують найкращу ефективність при усуненні даного виду шуму.

Одними із засобів здійснення просторової фільтрації є лінійні фільтри. Лінійні фільтри являють собою сімейство фільтрів, що мають дуже простий математичний опис. Разом з тим вони дозволяють отримувати різноманітні ефекти. У практиці цифрової обробки зображень широко використовується маскова фільтрація. Функцію називають маскою, яка представляє собою вагові коефіцієнти, що задані в усіх точках околиці, яка зазвичай симетрично оточує робочу точку кадру. Поширеним видом границі є квадрат розміром  $n$  на  $n$  елементів з робочим елементом у центрі. Найчастіше  $n$  є непарним числом, оскільки в такому випадку в масці є чітко виражений центр [3].

Лінійні фільтри, які задаються дискретними апроксимаціями диференціальних операторів (за методом кінцевих різниць), застосовуються для задачі пошуку меж (границь) на зображенні. Знайдені межі можуть використовуватись в методах покращення чіткості зображення. Одним з таких методів є нерізке маскування. Даний метод базується на відніманні від вхідного зображення його частини, отриманої за допомогою лінійних фільтрів, та характеризується наступною формулою [6]:

$$g(x, y) = f(x, y) - cf_s(x, y),$$

де  $g(x, y)$  - значення яскравості пікселя з координатами  $x, y$  вихідного зображення,  $f(x, y)$  - яскравість пікселя вхідного зображення,  $c$  - константа, а  $f_s(x, y)$  - яскравість пікселя вхідного зображення після оброблення лінійним фільтром.

Найпростішим диференціальним оператором є взяття похідної за  $x$ -координатою. Даний оператор визначений для безперервних функцій. Існує безліч способів визначити аналогічний оператор для дискретних зображень за допомогою лінійного фільтру. Зокрема, поширеними варіантами є фільтри (маски) Прюїта (Prewit) і Собеля (Sobel) [7].

Фільтр Прюїта задається матрицею:

$$M_{Prewit} = \frac{1}{3} \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix}$$

Фільтр Собеля задається матрицею:

$$M_{Sobel} = \frac{1}{4} \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix}$$

На відміну від згладжуючих фільтрів і фільтрів, що підвищують контрастність, які не змінюють середню інтенсивність зображення, в результаті застосування різницевого оператора отримують зображення з середнім значенням пікселя близьким до нуля. Вертикальним межах вихідного зображення відповідають пікселі з великими за модулем значеннями на кінцевому зображенні. Тому різницеві фільтри називають також фільтрами, що знаходять границі.

Аналогічно вищезазначеним фільтрам, за методом кінцевих різниць можна скласти фільтри для інших диференціальних операторів. Зокрема, важливий для багатьох програм диференціальний оператор

Лапласа -  $\nabla = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2}$ , можна наблизити для дискретних зображень фільтром з матрицею (один з варіантів) [2, 7]:

$$M_{\nabla} = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix}$$

В результаті застосування даного фільтру, великі за модулем значення відповідають як вертикальним, так і горизонтальним перепадам яскравості, тому цей фільтр знаходить межі будь-якої орієнтації. Знаходження меж на зображенні може здійснюватися шляхом застосування цього фільтру і взяття всіх пікселів, модуль значення яких перевершує певний поріг. Однак такий алгоритм має недоліки. Головний із них - невизначеність у виборі величини порогу. Для різних частин зображення прийнятний результат зазвичай виходить при істотно різних порогових значеннях. Крім того, різницеві фільтри дуже чутливі до шумів зображення, тому перед обробленням такого зображення необхідно попередньо здійснити фільтрацію шумів.

Видалення шумів на зображенні і, як наслідок покращення його візуальної якості, можливо здійснювати за допомогою медіанної фільтрації. Медіанна фільтрація являє собою евристичний метод обробки. Її алгоритм не є математичним рішенням суворо сформульованої задачі. Як і в методі маскової фільтрації, при застосуванні медіанного фільтра відбувається послідовна обробка кожної точки зображення, а для обчислення оцінки використовується деяка околиця (вікно). Найчастіше застосовуються варіанти вікон у вигляді хреста та квадрата. Розміри вікна змінюються залежно від задачі і характеру зображення. Відліки зображення, що опинилися в межах вікна, утворюють робочу вибірку поточного кроку. Медіанна фільтрація визначається наступним чином:

$$B_{median}(x, y) = median\{N(x, y)\}.$$

Результатом фільтрації є медіанне значення пікселів вікна, форма якого вибирається довільно. Застосування нелінійного медіанного фільтру не призводить до зміни різких стрибків яскравості на зображенні, що досить корисно для зображень, на яких присутня велика кількість контурів. Незважаючи на це, ефективність видалення імпульсного шуму залишається досить високою. Недоліком медіанної фільтрації є невелика ефективність фільтрації флуктуаційного шуму [1, 7].

Одним із шляхів видалення гаусівського шуму на біомедичному зображенні є використання адаптивної вінерівської фільтрації. Як і медіанна фільтрація, метод Н. Вінера використовує ковзаюче вікно розміром  $m \times n$  пікселів, в межах якого здійснюється статистична оцінка фрагментів зображення. При здійсненні вінерівської фільтрації в околі пікселя  $a(x, y)$  знаходяться середнє значення яскравості  $\mu$  в центрі ковзаючого вікна та дисперсія  $\sigma^2$  за допомогою формул [8]:

$$\mu = \frac{1}{mn} \sum_{x, y \in \eta} a(x, y), \text{ та}$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{mn} \sum_{x, y \in \eta} a^2(x, y) - \mu^2,$$

де  $\eta$  – множина пікселів ковзаючого вікна розміром  $m$  на  $n$ . Значення яскравості пікселя  $b(x, y)$  вихідного зображення знаходяться за допомогою формули:

$$b(x, y) = \mu + \frac{\sigma^2 - v^2}{\sigma^2} (a(x, y) - \mu),$$

де  $v^2$  – дисперсія шуму.

#### Оцінювання ефективності просторових методів оброблення біомедичних зображень

Оцінювання ефективності методів просторового оброблення біомедичних зображень проводилося на основі візуального аналізу зображення клітин крові, представленого на рис. 1, після здійснення фільтрації методами, огляд яких наведено в попередньому розділі.

Проаналізувавши гістограму зображення, наведену на рис. 1, можна зробити висновок, про наявність вузького діапазону яскравості та, як наслідок, мало контрастності зображення в цілому. Для підвищення контрасту даного зображення, було здійснено еквалізацію його гістограми в програмному пакеті *MATLAB* за допомогою функції *histeq* з набору інструментів *Image Processing Toolbox*. Отримане зображення після еквалізації гістограми наведено нижче.

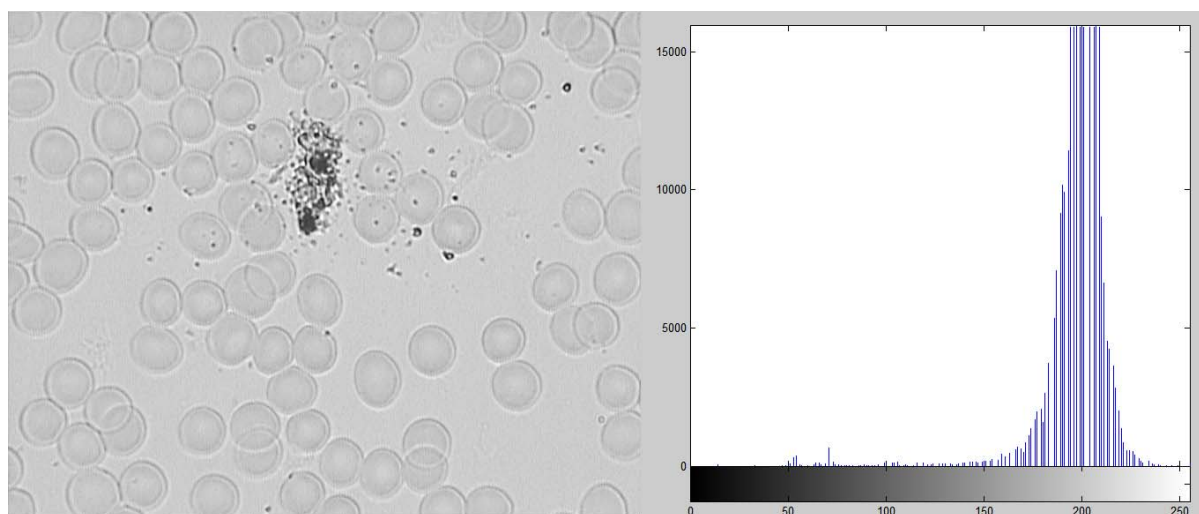
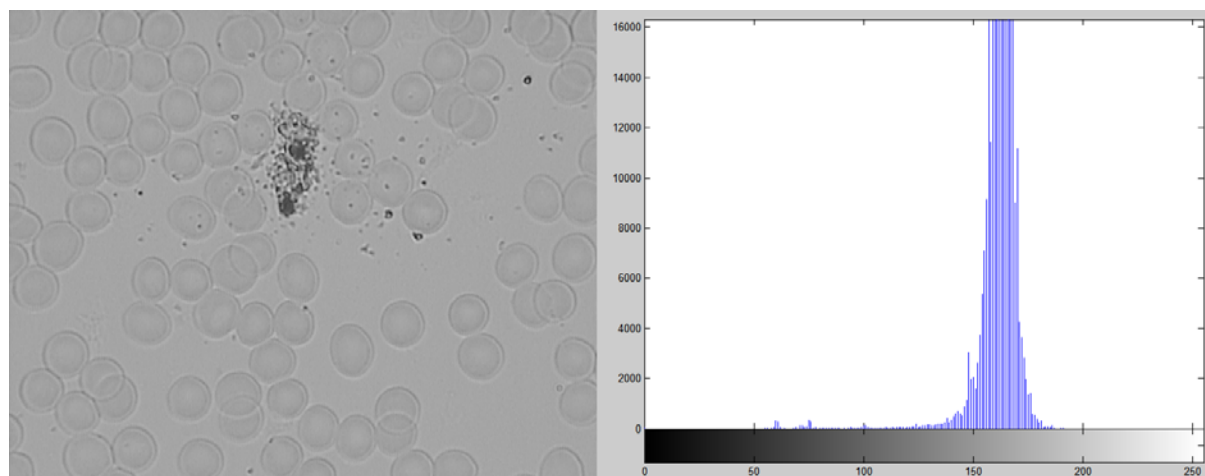


Рисунок 3 - Зображення клітин крові та його гістограма після еквалізації

Використання гістограмної еквалізації дало можливість розширити діапазон яскравості зображення, підвищити його контрастність і, як наслідок, покращити візуальну якість, в чому можна впевнитись з рис. 2. Недоліком гістограмної еквалізації є те, що її застосування для покращення візуальної якості зображення, яке вже має широкий діапазон яскравості, не дасть позитивного результату.

Для оцінювання ефективності візуального покращення зображення після  $\gamma$ -корекції було проведено оброблення біомедичного зображення, зображеного на рис. 1, з параметром  $\gamma = 0.75$  в пакеті *MATLAB* за допомогою функції *imadjust*. Результат наведено на рис. 4.

Рисунок 4 - Рис. 1 після гама-корекції з  $\gamma = 0.75$  та його нова гістограма

Застосування  $\gamma$ -корекції дало можливість підвищити яскравість зображення, хоча і не так агресивно, як за допомогою гістограмної еквалізації. Варто зазначити, що гама-корекція може приводити до скорочення діапазону яскравості зображення, про що наочно можна впевнитись з гістограми на рис. 4 а також зі зменшення контрастності контурів клітин крові.

Для оцінювання ефективності просторової фільтрації зображень фільтром Лапласа було проведено процедуру нерізкого маскуванню, в пакеті *MATLAB* за допомогою наступної формули [3]:

$$g(x, y) = f(x, y) + c\nabla^2 f(x, y),$$

де  $g(x, y)$  – піксель обробленого зображення,  $f(x, y)$  – піксель вхідного зображення,  $c$  – параметр, що дорівнює -1. Застосування фільтра Лапласа та нерізкого маскуванню до вхідного зображення здійснювалось за допомогою функцій *fspecial* та *imfilter*. Оброблене зображення наведено нижче.

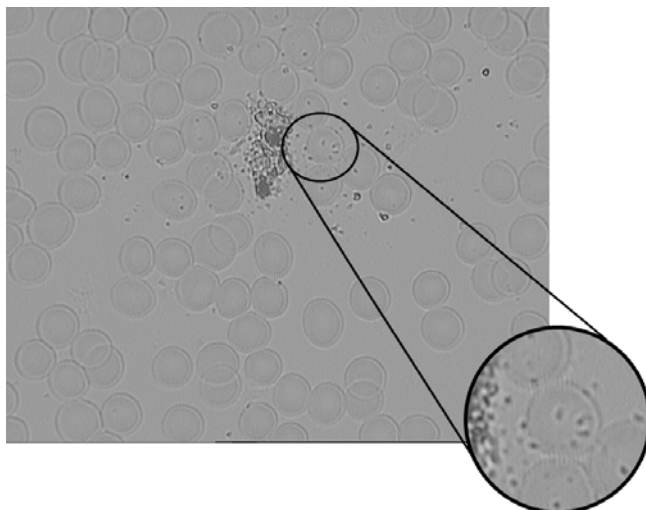


Рисунок 5 - Рис. 1 після нерізкого маскуваня за допомогою фільтра Лапласа

Використання лінійного фільтру представленого маскою Лапласа дозволило підвищити чіткість контурів клітин крові, але також і шумів. Тому для кращої візуальної якості зображення потрібно провести фільтрацію наявного періодичного шуму, наприклад, за допомогою медіанної чи вінерівської фільтрації.

На рис. 6 наведені зображення, отримані після нерізкого маскуваня за допомогою маски Лапласа та оброблені нелінійною медіанною та адаптивною вінерівською фільтраціями. Процес зменшення шумів за допомогою вищеназаних фільтрацій здійснювався в програмному середовищі *MATLAB* за допомогою функцій *medfilt2* у випадку медіанної фільтрації та *wiener2* у випадку адаптивної вінерівської фільтрації. В обох випадках розмір ковзаючого вікна складав  $3 \times 3$ .

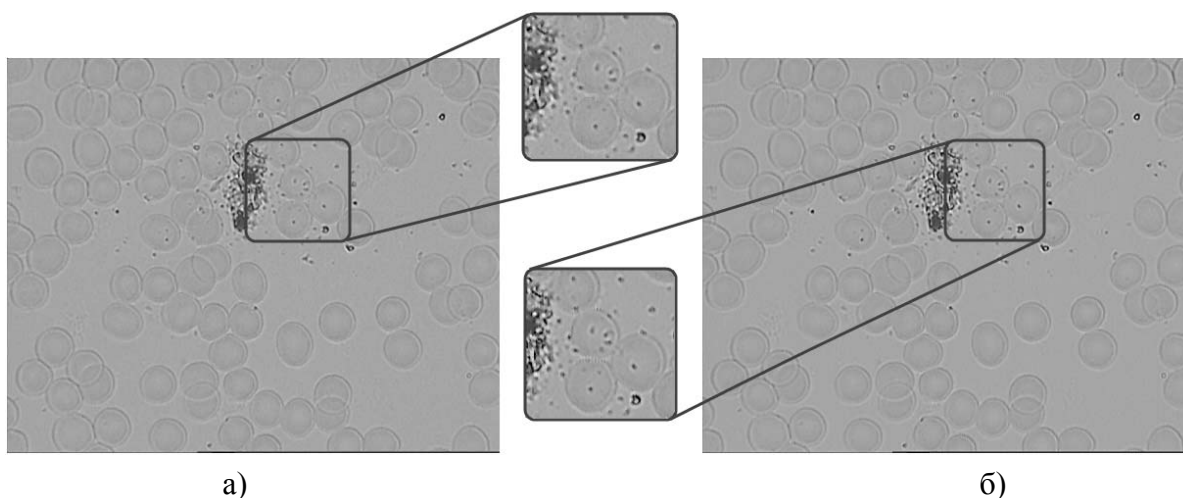


Рисунок 6 - Рис. 5 після: а) медіанної, б) вінерівської фільтрації

Отримані зображення дозволяють зробити висновок про кращу якість видалення періодичного шуму медіанною фільтрацією. У випадку використання адаптивної вінерівської фільтрації на зображенні залишаються прояви шумів, які досить помітні на ділянках дотику клітин крові між собою.

Використання *MATLAB* дає можливість порівняти час здійснення медіанної та вінерівської фільтрацій. Для більш наглядної різниці, вимір часу здійснювався для 100 ітерацій оброблення вхідного зображення вищеназаними фільтраціями. Для автоматизації процесу була створена М-функція для *MATLAB*. Отриманий час для медіанної фільтрації склав 6.9 сек., а для вінерівської – 5.79 сек.

#### Висновки

1. Практично підтверджено доцільність застосування методів корекції яскравості зображення, у випадку його загального затемнення, а також методики нерізкого маскуваня для підвищення чіткості зображення.

2. Встановлено кращу якість видалення періодичного шуму медіанною фільтрацією порівняно з адаптивною вінерівською фільтрацією. Практично визначено невелику перевагу у швидкості виконання адаптивної вінерівської фільтрації над медіанною фільтрацією в пакеті MATLAB, тому дану особливість потрібно враховувати при створенні нових методів просторового оброблення зображень, які будуть використовувати вищезазвані фільтри.

#### Список літератури

1. Методи комп'ютерної обробки зображень / Под ред. В.А. Сойфера. – 2-е изд., испр. – М.: Физмалит, 2003. – 784 с. – ISBN 5-9221-0270-2
2. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М.: Техносфера, 2005. – 1072 с. – ISBN 5-94836-028-8
3. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB / Р. Гонсалес, Р. Вудс, С. Эддинс. – М.: Техносфера, 2006. – 616 с. – ISBN 5-94836-092-X
4. Павлов С.В., Довгалюк Р.Ю. Алгоритми ущільнення цифрових зображень // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2010. – №2(20). – С. 194 – 198.
5. Яне Б. Цифровая обработка изображений / Б. Яне. – М.: Техносфера, 2007. – 584 с. – ISBN 978-5-94836-122-2
6. Dougherty G. Digital Image Processing for Medical Applications / Geoff Dougherty - 2009. - 462 P. - ISBN 1-521-86085-7
7. Pratt, William K. Digital image processing: PIKS Scientific inside / William K. Pratt. – 4th ed. – 2007. – 812 P. – ISBN 0-471-76777-8
8. Lim, Jae S. Two-Dimensional Signal and Image Processing / Jae S. Lim. – 1989. – 694P. – ISBN 0-139-35322-4

#### Відомості про авторів

**Павлов Сергій Володимирович** – д.т.н., проф., зав. кафедри фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021

**Вовкотруб Діна Вікторівна** – аспірантка кафедри фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021, e-mail: dina-wdw@mail.ru

**Довгалюк Ростислав Юрійович** – студент, Вінницький національний технічний університет, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021, e-mail: rengate@yandex.ru

**Хані Аль-Зубі** – PhD, Йорданського технічного університету.