

БІОЛОГІЧНІ ТА МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ

УДК 681.5:613

С. В. Павлов, Й. Р. Салдан, С. М. Злепко, Л. І. Тимченко,
Д. В. Вовкотруб, Н. І. Кокряцька, Д. С. Степанюк**ОЦІНЮВАННЯ ЯКОСТІ ЗОБРАЖЕНЬ ТОМОГРАМ МАКУЛЯРНОЇ
ОБЛАСТІ СІТКІВКИ ОКА**

Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця

Вінницький національний медичний університет ім. М.Пирогова, м. Вінниця

Державний університет інфраструктури та технологій, м. Київ

Анотація Робота присвячена практичному підтвердженню доцільності застосування методів корекції яскравості зображення, у випадку його загального затемнення, а також методики нерізкого маскування для підвищення чіткості зображення. Встановлено кращу якість видалення періодичного шуму медіанною фільтрацією порівняно з адаптивною вінерівською фільтрацією. Для виконання фільтрації виконано перетворення, які ґрунтуються на тому, що інтенсивність зображення змінюється в просторових координатах повільніше, ніж функція перешкоди. У методах фільтрації при оцінці реального сигналу в деякій точці кадру беруться до уваги деяку множину сусідніх точок, скориставшись певною схожістю сигналу в даних точках. Практично підтверджено доцільність застосування методів корекції яскравості зображення, у випадку його загального затемнення, а також методики нерізкого маскування для підвищення чіткості зображення. 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 вищезазначені фільтри.

Ключові слова: корекція яскравості зображення, методика нерізкого маскування, медіанна фільтрація, адаптивна вінерівська фільтрація

Анотация. Работа посвящена практическому подтверждению целесообразности применения методов коррекции яркости изображения, в случае его общего затемнения, а также методики нерезкого маскирования для повышения четкости изображения. Установлено лучшее качество удаления периодического шума медианной фильтрацией по сравнению с адаптивной винеровской фильтрацией. Для выполнения фильтрации выполнены преобразования, основанные на том, что интенсивность изображения изменяется в пространственных координатах медленнее, чем функция препятствия. В методах фильтрации при оценке реального сигнала в некоторой точке кадра принимаются во внимание некоторое множество соседних точек, воспользовавшись определенной схожестью сигнала в данных точках. Практически подтверждена целесообразность применения методов коррекции яркости изображения, в случае его общего затемнения, а также методики нерезкого маскирования для повышения четкости изображения. Установлено лучшее качество удаления периодического шума медианной фильтрацией по сравнению с адаптивной винеровской фильтрацией. Практически определено небольшое преимущество в скорости выполнения адаптивной винеровской фильтрации над медианной фильтрацией в пакете MATLAB, поэтому данную особенность нужно учитывать при создании новых методов пространственного оброблення зображень, которые будут использовать вышеназванные фильтры.

Ключевые слова: коррекция яркости изображения, методика нерезкого маскирования, медианная фильтрация, адаптивная винеровской фильтрация

Abstract. The paper is devoted to the practical confirmation of the expediency of applying the methods of correction of the brightness of the image, in the event of its general eclipse, as well as the method of unscrupulous masking to improve image clarity. The best quality of removing periodic noise by median filtration is established compared to adaptive Vinerian filtration. For filtration, conversions have been made based on the fact that the intensity of the image varies in spatial coordinates slower than the interference function. In the filtration methods, when evaluating a real signal at some point in the frame, some set of adjacent points is taken into account, taking advantage of a certain similarity of the signal at the given points. Practically the expediency of using the methods of correction of the brightness of the image, in the event of its general eclipse, as well as non-erroneous masking techniques to enhance the image clarity has been confirmed. The best quality of removing periodic noise by median filtration is established compared to adaptive Vinerian filtration. Practically a slight advantage is found in the speed of adaptive Wien filtering over median filtering in the MATLAB package, so this feature needs to be taken into account when creating new spatial image processing methods that will use the above filters.

Key words: correction of brightness of the image, method of unsteady masking, median filtration, adaptive Venerian filtration

Актуальність

В наш час в медицині відбувається поглиблення знань про розвиток патологічних змін в організмі людини, тому виникає потреба в створенні сучасних інформаційних пристроїв та методів обробки біомедичної інформації, зокрема зображень. Відомо, що при встановленні діагнозу та проведенні лікування, лікарі все частіше опираються на біомедичні зображення, які отримані за допомогою різних апаратно-програмних комплексів. Зокрема в області офтальмології до них відносять оптичну когерентну томографію, гейдельбергську ретинальну томографію, лазерну ретинальну поляриметрію, скандувальний аналізатор товщини сітківки та ін. Найпоширенішими є одновимірні, двовимірні та трьох вимірні зображення ока в т.ч. дна ока, інтерпретація яких потребує у лікарів досить багато зусиль та часу. Оскільки лікареві-діагносту потрібно налаштувати свій спосіб мислення, так щоб отримати цілісну картину і при цьому уникнути помилок та правильно поставити діагноз. Тому все частіше виникає потреба у використанні алгоритмів аналізу та обробки біомедичних зображень, що дають змогу допомогти медичному

персоналу впоратись із великим об'ємом даних, забезпечивши їм надійну підтримку діагностування та лікування.

При аналізі численних вітчизняних і закордонних досліджень, особливо протягом останніх 10 років, було з'ясовано перспективність досліджень у даному напрямку, а саме, розробки моделей для опису, порівняння та обробки біомедичних зображень. Тому для полегшення роботи лікаря під час дослідження дна ока та зменшення ймовірності помилок медичного персоналу, потрібно створити біомедичну систему для аналізу структурних змін при діагностиці патологій очного дна, зокрема ідіоматичних макулярних розривів (ІМР). Вона дасть змогу збільшити точність і швидкість оброблення складних біомедичних зображень дна ока на основі спеціальних автоматизованих процедур для сегментації і розпізнавання виявлених патологій та дати висновок щодо стадії прогресування наявної патології.

Задачі

Практично підтвердити доцільність застосування методів корекції яскравості зображення, у випадку його загального затемнення, а також методики нерізного маскування для підвищення чіткості зображення.

Розв'язання задач

Якість зображення визначається великою кількістю технічних характеристик системи: співвідношенням сигнал/шум і статистичними характеристиками шуму, градаційними характеристиками, спектральними (колірними) характеристиками, інтервалами дискретизації і т.д.

Одним з параметрів, які визначають якість зображень, є контрастність. Оскільки зображення має складний характер, то це породжує необхідність при визначенні його контрастності виходити з контрасту окремих комбінацій елементів зображення. При цьому всі елементи вважаються рівнозначними, а контраст кожної їх пари обчислюється за формулою

$$C_{ij} = \frac{L_i - L_j}{L_i + L_j} \quad (1)$$

де L_i, L_j – яскравості елементів зображення.

Розглянемо відомий емпіричний підхід до оцінювання візуальної якості зображення. Для формування цієї оцінки розглядаються такі параметри зображення як середньоарифметичне значення \bar{L} яскравостей, повнота використання градацій яскравостей, різкість зображення і його узагальнений контраст.

Величина \bar{L} відображає рівень адаптації по яскравості зорової системи людини, оптимальним значенням якої є половина максимально можливого діапазону яскравостей $L_{\max} / 2$. Тому величину відхилення \bar{L} від $L_{\max} / 2$ можна використовувати як оцінку рівня адаптації зорової системи

$$LQ = 1 - \frac{\bar{L} - L_{\max} / 2}{L_{\max} / 2}. \quad (2)$$

Другим важливим параметром оцінки візуальної якості зображення є повнота використання його елементами градацій яскравостей. Аналітичний вираз цього параметра такий

$$KQ = \frac{S}{L_{\max}}, \quad (3)$$

де S – кількість рівнів яскравостей, для кожного з яких на даному зображенні присутні більше ніж $b \times N \times M$ кількість елементів з даною яскравістю ($N \times M$ – розміри зображення, b – константа).

Третім параметром оцінювання візуальної якості зображення в даному методі є його різкість, яка вимірюється швидкістю наростання яскравості, розділеної на загальну величину перепаду:

$$RO = \frac{\int_a^b \left(\frac{df}{dx}\right)^2 dx}{f(a) - f(b)}, \quad (4)$$

де $f(x)$ – це відеосигнал; a і b – точки, які розташовані на протилежних межах перепаду. Тому оцінку різкості знаходять таким чином:

$$RQ = \frac{R_o}{L_{\max}}. \quad (5)$$

В цілому вираз для кількісної оцінки візуальної якості півтонових монохромних зображень записують так:

$$Q = k \cdot KC \cdot LQ \cdot KQ \cdot RQ, \quad (6)$$

де LQ – нормуючий коефіцієнт.

Існують також інші комплексні критерії якості зображень. Їх суть полягає в наступному. Мається на увазі, що людина-оператор може сама оцінити важливість окремих параметрів якості зображення Q_1, \dots, Q_k , для різних класів спотворень. Після цього будується деяка комплексна оцінка Q . Прикладом можуть бути комплексні оцінки вигляду:

$$Q = \alpha_1 Q_1 + \dots + \alpha_k Q_k, \quad (7)$$

$$Q = Q_1^{p_1} \times \dots \times Q_k^{p_k}. \quad (8)$$

Вагові коефіцієнти $\alpha_1, \dots, \alpha_k$ або p_1, \dots, p_k враховують відносну важливість часткових оцінок в комплексній оцінці якості зображення.

Застосування просторових методів оброблення біомедичних зображень макулярної області сітківки ока.

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

$$g(x, y) = T[f(x, y)], \quad (9)$$

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 1×1 , 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 перетворення яскравості залежить лише від значення пікселя, а його позиція в зображенні не має значення, функцію перетворення яскравості часто записують у формі:

$$s = T(r), \quad (10)$$

де r – яскравість поточного вхідного пікселя, s – яскравість вихідного пікселя [1, 2].

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. На рис. 1 наведено біомедичне зображення томограми макулярної області та його гістограма [7].

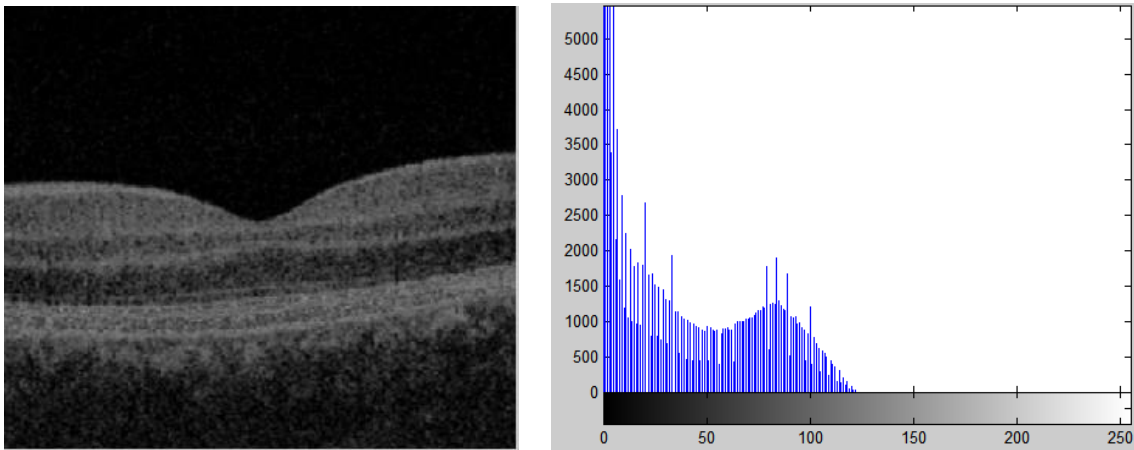


Рисунок 1 – Томограма макули та її гістограма

Зміна гістограми зображення дозволяє провести маніпуляції з діапазоном яскравості зображення і відповідно підвищити його контраст. В загальному, процедура підвищення контрасту за допомогою перетворення гістограми полягає 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:

$$p_g(g) = \frac{1}{g_{max} - g_{min}}, \text{ для } g_{min} < g < g_{max}. \quad (11)$$

Функція розподілення в даному діапазоні має вигляд:

$$p_g(g) = \frac{g - g_{min}}{g_{max} - g_{min}}, \quad (12)$$

$$p_f(f) = \frac{g(f) - g_{min}}{g_{max} - g_{min}}, \quad (13)$$

і, відповідно,

$$g(f) = (g_{max} - g_{min})P_f(f) + g_{min}. \quad (14)$$

Оброблення яскравості пікселів зображення можливо здійснювати за допомогою наступного перетворення:

$$s = cr^\gamma, \quad (15)$$

де s та r – значення яскравості поточного пікселя вхідного та вихідного зображень;
 c та γ – додатні константи.

Показник γ називається гамою, а вищенаведене перетворення – γ -корекцією, яка дозволяє змінити форму кривої, що описує співвідношення між яскравістю вхідного та вихідного зображень. На рис. 2 наведені приклади кривих γ -корекції.

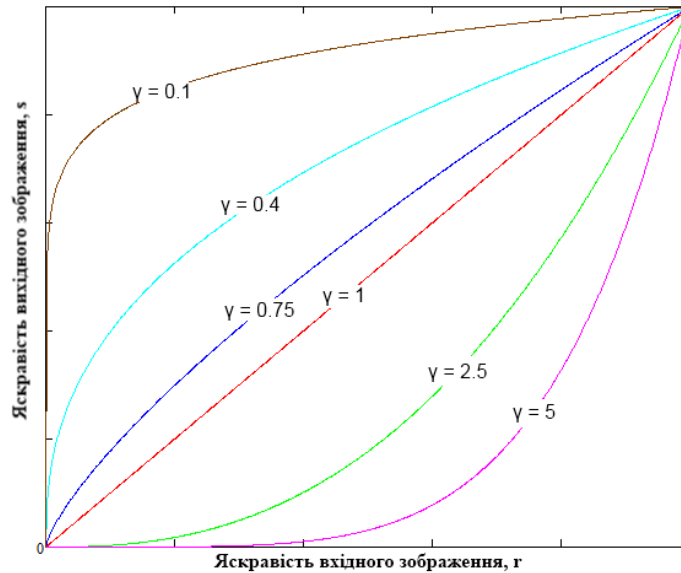


Рисунок 2 – Залежність кривої відношення яскравості вхідного та вихідного зображень для різних значень γ

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 спотвореного 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 [15].

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.

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 нерізка маскування. Даний метод базується на відніманні від вхідного зображення його частини, отриманої за допомогою лінійних фільтрів, та характеризується наступною формулою:

$$g(x, y) = f(x, y) - cf_s(x, y), \quad (16)$$

де $g(x, y)$ – значення яскравості пікселя з координатами x, y вихідного зображення, $f(x, y)$ – яскравість пікселя вхідного зображення, c – константа, $f_s(x, y)$ – 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 дис-

кретних зображень за допомогою лінійного фільтру. Зокрема, поширеними варіантами є фільтри (маски) Прюїта (Prewit) і Собеля (Sobel) [4].

Фільтр Прюїта задається матрицею:

$$M_{\text{Prewit}} = \frac{1}{3} \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad (17)$$

Фільтр Собеля задається матрицею:

$$M_{\text{Sobel}} = \frac{1}{4} \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix} \quad (18)$$

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 вищенаведеним 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):

$$M_{\nabla} = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{pmatrix} \quad (19)$$

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 перевищує 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 [16].

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:

$$B_{\text{median}}(x, y) = \text{median}\{N(x, y)\}. \quad (20)$$

Результатом фільтрації є медіанне значення пікселів вікна, форма якого вибирається довільно. Застосування нелінійного медіанного фільтру не призводить до зміни різких стрибків яскравості на зобра-

женні, 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.

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 μ в центрі ковзаючого вікна та дисперсія σ^2 за допомогою формул:

$$\mu = \frac{1}{mn} \sum_{x,y \in \eta} a(x,y), \quad (21)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{mn} \sum_{x,y \in \eta} a^2(x,y) - \mu^2, \quad (22)$$

де η – множина пікселів ковзаючого вікна розміром m на n .

Значення яскравості пікселя $b(x,y)$ вихідного зображення знаходяться за допомогою формули:

$$b(x,y) = \mu + \frac{\sigma^2 - v^2}{\sigma^2} (a(x,y) - \mu), \quad (23)$$

де v^2 – дисперсія шуму.

Оцінювання ефективності методів просторового оброблення біомедичних зображень проводилося на основі візуального аналізу зображення макулярної області, представленого на рис. 2.1, після здійснення фільтрації методами, огляд яких наведено в попередньому розділі.

Проаналізувавши гістограму зображення, наведену на рис. 2.1, можна зробити висновок, про наявність вузького діапазону яскравості та малоконтрастності 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 [3, 4,5,6].

Використання гістограмної еквалізації дало можливість розширити діапазон яскравості зображення, підвищити його контрастність і, як наслідок, покращити візуальну якість, в чому можна впевнитись з рис. 3. Недоліком гістограмної еквалізації є те, що її застосування для покращення візуальної якості зображення, яке вже має широкий діапазон яскравості, не дасть позитивного результату.

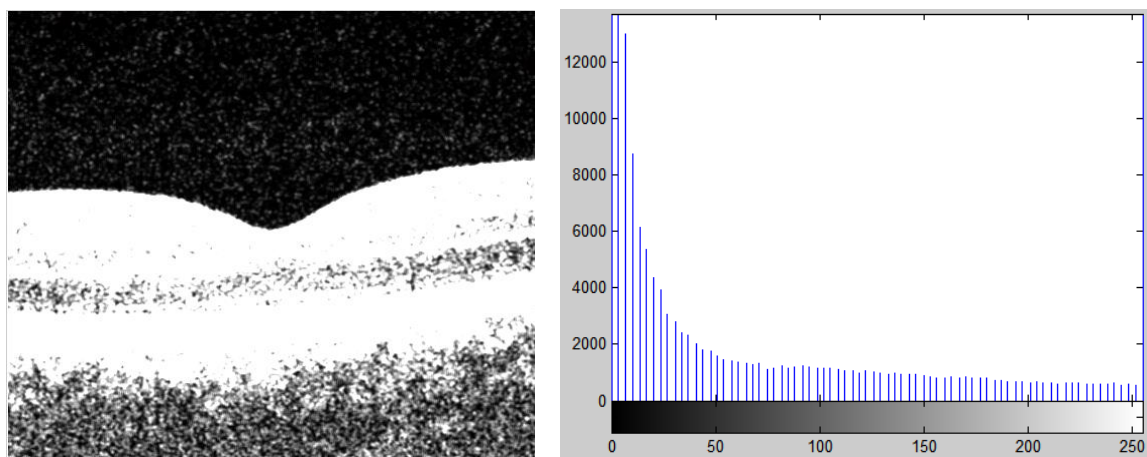
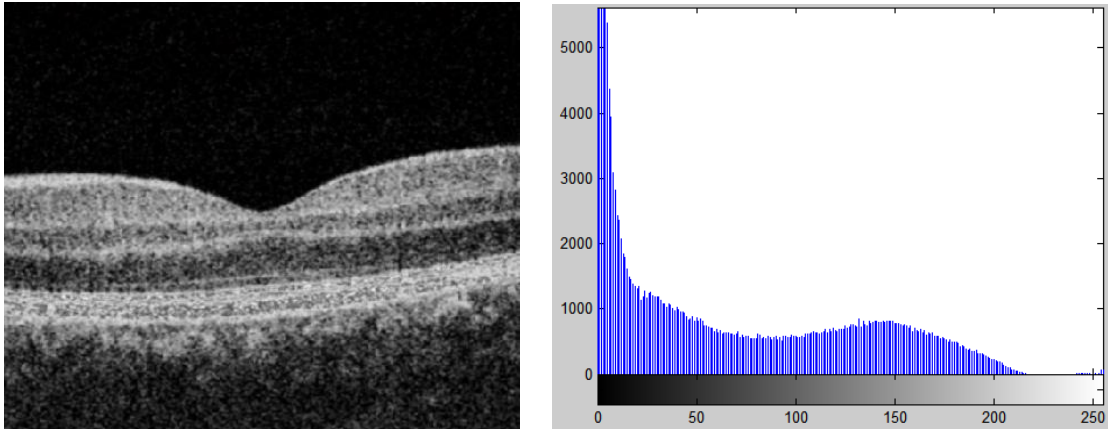


Рисунок 3 – Зображення томограми та її гістограма після еквалізації

Для оцінювання ефективності візуального покращення зображення після γ -корекції було проведено оброблення біомедичного зображення, зображеного на рис. 2,3, з параметром $\gamma = 0.75$ в пакеті MATLAB за допомогою функції `imadjust`. Результат наведено на рис. 4.

Рисунок 4 – Зображення томограми після гама-корекції з $\gamma = 0.75$ та його нова гистограма

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

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

$$g(x, y) = f(x, y) + c\nabla^2 f(x, y), \quad (24)$$

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.

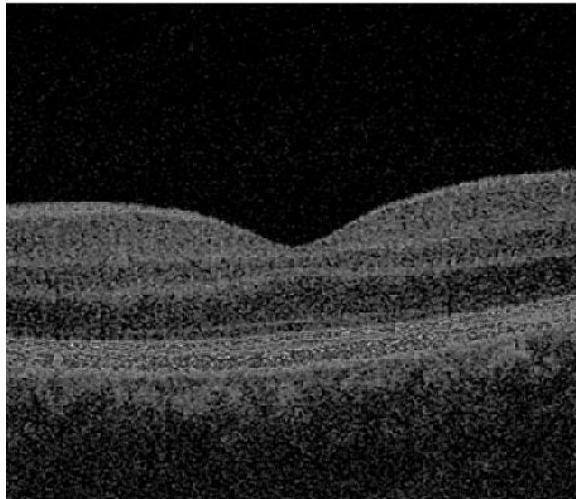


Рисунок 5 – Зображення томограми після нерізкого маскуванню за допомогою фільтра Лапласа

Використання лінійного фільтру представленого маскою Лапласа дозволило підвищити чіткість контурів томограми, але також і шумів. Тому для кращої візуальної якості зображення потрібно провести фільтрацію наявного періодичного шуму, наприклад, за допомогою медіанної чи вінерівської фільтрації [7, 8].

На рис. 6 наведені зображення, отримані після нерізкого маскуванню за допомогою маски Лапласа та оброблені нелінійною медіанною та адаптивною вінерівською фільтраціями. Процес зменшення шумів за допомогою вищезазначених 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 3×3 .

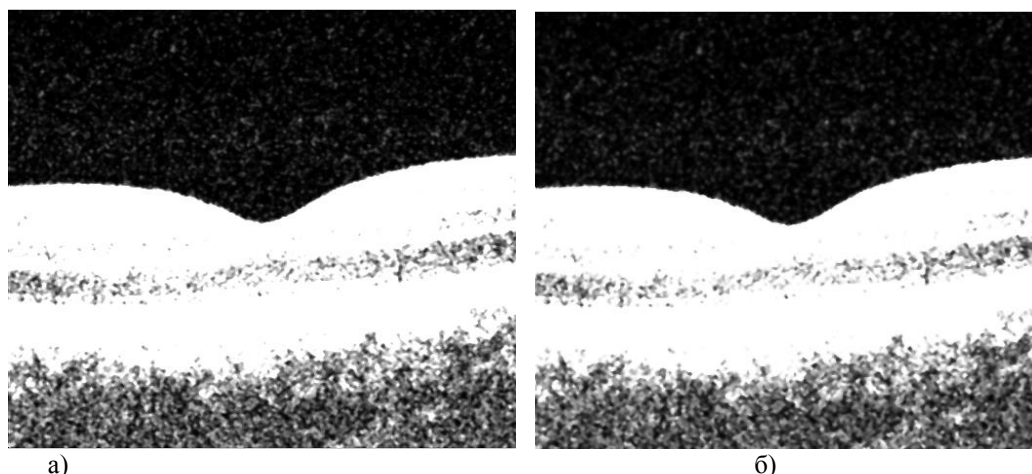


Рисунок 6 – Зображення після: а) медіанної, б) вінерівської фільтрації

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 томограми макулярної області.

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

Висновки

1. Практично підтверджено доцільність застосування методів корекції яскравості зображення, у випадку його загального затемнення, а також методики нерізкого маскування 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 вищезазначені фільтри.

Список літератури

1. Методы компьютерной обработки изображений / Под ред. В.А. Сойфера. – 2-е изд., испр. – М.: Физмалит, 2003. – 784 с.
2. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М.: Техносфера, 2005. – 1072 с.
3. Dougherty G. Digital Image Processing for Medical Applications / Geoff Dougherty – 2009. – 462 p.
4. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений в среде MATLAB / Р. Гонсалес, Р. Вудс, С. Эддинс. – М.: Техносфера, 2006. – 616 с.
5. Lim, Jae S. Two-Dimensional Signal and Image Processing / S. Jae Lim. – 1989. – 694p.
6. Павлов С. В. Оброблення біомедичних зображень із застосуванням швидкого перетворення Фур'є / С. В.Павлов, Д. В. Вовкотруб, Р. Ю. Довголюк // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. –2011. – №2. – С. 96-101.
7. New measurement system for fault location in optical waveguide devices based on an interferometric technique / K. Takada, I. Yokohama, K.Chida,J. Noda // Appl. Opt. – 1987. – Vol. 26. – P. 1603-1606.
8. Кански Д. Клиническая офтальмология: систематизированный подход. Пер. с англ. / Д. Кански. – М.: Логосфера, 2006. – 744 с.
9. S. V. Pavlov; V. B. Vassilenko; I. R. Saldan; D. V. Vovkotrub; A. A. Poplavskaya, et al. Methods of processing biomedical image of retinal macular region of the eye, Proc. SPIE 9961, Reflection, Scattering, and Diffraction from Surfaces V, 99610X (September 26, 2016); doi:10.1117/12.2237154..
- 10.S. O. Romanyuk; S. V. Pavlov; O. V. Melnyk. New method to control color intensity for antialiasing. Control and Communications (SIBCON), 2015 International Siberian Conference. - 21-23 May 2015. - DOI: 10.1109/SIBCON.2015.7147194.
- 11.A.V. Dubolazov; G. D. Koval; N. I. Zabolotna and S. V. Pavlov. Fractal structure of optical anisotropy Mueller-matrices images of biological layers, Proc. SPIE 9066, Eleventh International Conference on Correlation Optics, 90661W (December 17, 2013); doi:10.1117/12.2053848

12.N. Romanyuk; S. V. Pavlov; R. Yu. Dovhaliuk; N. P. Babyuk; M. D. Obidnyk, et al. Microfacet distribution function for physically based bidirectional reflectance distribution functions, Proc. SPIE 8698, Optical Fibers and Their Applications 2012, 86980L (January 11, 2013); doi:10.1117/12.2019338.

13.Павлов С. В. Створення блоків нечіткої логіки біомедичної системи для аналізу структурних змін при діагностиці томограм ока ОКТ/С. В. Павлов, Д. В. Вовкотруб // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах – 2013. – №2.(43). – С. 146-152.

14.Застосування оптико-електронних технологій для оброблення біомедичних зображень шляхом формування інформаційних ознакС. В. Павлов, О. Д. Азаров, Д. В. Вовкотруб, Н.П.Бабюк // Проблеми інформатизації та управління: збірник наукових праць: Випуск 1 (41). – 2013. – №1. – С. 81-87.

15. Тимченко Л.І., Кокряцька Н.І., Герцій О.А., Петровський М.С., Степанюк Д.С., Паралельно-ієрархічні мережі для оброблення зображень.Теоретичні дослідження — Полтава : АСМІ, 2017. – 469 с.

16. Тимченко Л.І., Кокряцька Н.І., Герцій О.А., Петровський М.С., Степанюк Д.С., Паралельно-ієрархічні мережі для оброблення біомедичних зображень та зображень плям лазерних пучків. Експериментальні дослідження — Полтава : АСМІ, 2017. – 363 с.

Стаття надішла: 22.11.2017.

Відомості про авторів

Павлов Сергій Володимирович – д. т. н., професор, проректор з наукової роботи Вінницького національного технічного університету.

Салдан Йосип Романович, – д. м. н., професор кафедри очних хвороб та мікрохірургії ока Вінницького національного медичного університету ім. М. Пирогова.

Злепко Сергій Макарович, – д. т. н., професор, зав. кафедри біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету.

Тимченко Леонід Іванович – д. т. н., професор Державного університету інфраструктури та технологій.

Вовкотруб Діна Вікторівна, – к.т.н. науковий співробітник компанії «Сперко Україна», Вінниця.

Кокряцька Наталія Іванівна – доцент Державного університету інфраструктури та технологій, м. Київ.

Степанюк Дмитро Сергійович – аспірант Державного університету інфраструктури та технологій, м. Київ.