

Л.Г. Ахметшина, С.К. Митрофанов, В.К. Гайдара

ПОЛІПШЕННЯ СЛАБОКОНТРАСТНИХ ЗОБРАЖЕНЬ В ЧАСТОТНІЙ ОБЛАСТІ З ВИКОРИСТАННЯМ НЕЧІТКОЇ ІНТЕНСИФІКАЦІЇ

Анотація. Представлені інформаційні можливості методу обробки напівтонових медичних зображень, спрямованого на поліпшення контрасту та підвищення деталізації об'єктів інтересу з метою збільшення достовірності діагностування на їх основі. Пропонований алгоритм заснований на процесі багатоетапної обробки, що включає використання двовимірного частотного перетворення Фур'є та методу нечіткої інтенсифікації в просторовій області. Застосування Фур'є-перетворення передбачає корекцію його коефіцієнтів і реконструкцію зображення зворотним перетворенням. Корегуванню піддаються тільки аргументи комплексних коефіцієнтів. Досліджено вплив параметрів частотного перетворення на деталізацію результуючого зображення. Метод нечіткої інтенсифікації використовується як передобробка для другого етапу частотного перетворення. Наведено результати обробки на прикладі реальних рентгенівських знімків.

Ключові слова: цифрове рентгенівське зображення, двовимірне Фур'є-перетворення, амплітуда Фур'є-перетворення, оцінка якості зображення, метод нечіткої інтенсифікації, перетворення яскравості.

Вступ. Близько 80% всієї інформації людина отримує з допомогою зору. Число областей, у яких вихідні дані надходять у вигляді зображень, постійно зростають. До них відносяться системи спостереження, моніторингу, поліграфія, медицина та багато інших напрямків. Зростає роль систем комп'ютерного зору, що реалізують методи обробки цифрових зображень для подальшого зорового або автоматичного аналізу з метою вибору наступної реакції.

Важливо відзначити, що адекватно оцінити якість зображення є досить складним завданням, оскільки характеристики в цілому по зображенню і в локальних областях (областях інтересу) можуть істотно відрізнятися. Це ускладнює автоматичний розрахунок кількісного значення загальної оцінки якості як вихідних даних, так і результату обробки і на практиці для цього зазвичай використовуються експертні якісні оцінки.

Зокрема, цифрова обробка медичних зображень дозволяє істотно підвищити їхню якість: контрастність, роздільну здатність, виявити дрібні деталі,

які важко розрізнити неозброєним оком та ін. Однак, через величезну різноманітність типів зображень в теперішній час відсутні універсальні методи, які забезпечують гарантований результат рішення цього завдання. Наприклад, рентгенівські знімки, які характеризуються низькою інтенсивністю, нерівномірним фоном, високим рівнем шуму, поганим контрастом та слабко вираженими межами структур є особливо складними для аналізу та вибору ефективного методу обробки.

Постановка задачі. Стаття присвячена розгляду інформаційних можливостей методу обробки напівтонових медичних (рентгенівських) зображень, спрямованого на поліпшення контрасту та підвищення деталізації об'єктів інтересу, який використовує багатоетапну обробку, що включає модифікацію характеристик двовимірного частотного перетворення Фур'є та метод нечіткої інтенсифікації.

Аналіз публікацій. Підходи до поліпшення цифрових зображень звичайно поділяють на дві категорії: методи обробки в просторовій області (ПО) та методи обробки в частотній області [1]. Поняття просторові перетворення поєднує підходи, які засновані на безпосередньої зміни значень яскравості пікселів растрових зображень [2]. Частотні методи, зокрема, використання двовимірного дискретного перетворення Фур'є (ДДПФ), змінюють не зображення, а форму його уявлення, переводячи вихідний сигнал у його компоненти різної частоти і амплітуди. У такій формі буває значно простіше проводити фільтрацію чи посилення окремих складових сигналу, виділяти важливі параметри, виявлення яких іншими методами є менш ефективним або неможливим [3, 4]. Цей математичний інструмент широко використовуваний, наприклад, у медичній візуалізації при формуванні КТ, МРТ та ультразвукових зображень анатомії людини [5].

Крім цього, новим підходом при обробці зображень, який набув широкого застосування останнім часом, є теорія нечітких множин. Вона має здатність кількісно та якісно моделювати проблеми, пов'язані з невизначеністю та неточністю, які завжди присутні у цифрових зображеннях. Їх наявність обумовлена як особливостями фізичних процесів систем формування зображень, так і етапом створення цифрового уявлення [6].

Основна відмінність нечітких методів від інших методологій обробки полягає в тому, що вхідні дані (рівні сірого, гістограми, особливості, ...) перетворюються в площину належності. Перехід в нечіткий простір (фаззифікація), може бути інтерпретований як специфічний тип кодування вхідних даних, який

залежить як від поставленої мети, так і від характеристик вихідного зображення.

Зображення G розміру $M \times N$ з L рівнями сірого яскравості може бути представлено у вигляді масиву нечітких множин щодо аналізованої властивості зі значенням функції належності μ_{xy} , яка змінюється в інтервалі $[0,1]$ для кожного пікселя:

$$G = \bigcup_{m=1}^M \bigcup_{n=1}^N \frac{\mu_{mn}}{X_{mn}} \quad (1)$$

Використання нечіткого підходу дозволяє отримувати нові ефективні алгоритми обробки цифрових зображень. В [7, 6] показано ефективність методу нечіткої інтенсифікації при поліпшенні слабо-контрастних зображень.

Основна частина. Для зображення розміру $M \times N$, яке описується дійсною двовимірною дискретною функцією $f(x,y)$ ДДПФ забезпечує створення комплексної двовимірної функції, задану в частотній координатній системі (u,v) , яка описується виразом:

$$F(u,v) = \frac{1}{M \cdot N} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) e^{i2\pi(\frac{ux}{M} + \frac{vy}{N})} \quad (2)$$

Базисні функції являють собою синусоїдальні та косинусоїдальні хвилі зі зростаючими частотами. $F(0,0)$ представляє постійну складову зображення, яка відповідає середньої яскравості, а $F(M-1,N-1)$ представляє найвищу частоту.

ДДПФ являє собою вибірконе перетворення Фур'є і, отже, містить не всі частоти, що формують зображення, а тільки набір вибірок, який досить великий, щоб повністю описати зображення в просторовій області. Кількість частот відповідає кількості пікселів зображення у ПО, тобто, зображення в обох випадках мають однаковий розмір. ДДПФ дозволяє отримати доступ до геометричних характеристик зображення в просторовій області.

Аналогічним чином, зображення Фур'є може бути повторно перетворено в ПО. Зворотне двовимірне дискретне перетворення Фур'є (ЗДДПФ) має вигляд:

$$f(x,y) = \sum_{u=0}^{M-1} \sum_{v=0}^{N-1} F(u,v) e^{-i2\pi(\frac{ux}{M} + \frac{vy}{N})} \quad (3)$$

Діапазони зміни просторових координат $x=0,1,2,\dots,M-1$, та $y=0,1,2,\dots,N-1$ та частотних $u=0,1,2,\dots,M-1$, і $v=0,1,2,\dots,N-1$ однакові. Прямокутна область розміру $M \times N$ зветься частотним прямокутником.

Перетворення Фур'є створює вихідне зображення зі значенням комплексного числа

$$F(u, v) = R(u, v) + i \cdot I(u, v) \quad (4)$$

де $R(u, v)$ та $I(u, v)$ позначають дійсну та уявну компоненти $F(u, v)$.

Основний метод використання цього перетворення для аналізу та перетворення зображень полягає в обчисленні та візуалізації спектра

$$|F(u, v)| = \sqrt{R^2(u, v) + I^2(u, v)} \quad (5)$$

Значення

$$\phi(u, v) = \arctan \left[\frac{I(u, v)}{R(u, v)} \right] \quad (6)$$

називаються фазовим спектром зображення.

На рис. 1 представлена візуалізація двовимірного Фур'є-спектру – набір всіх $|F(u, v)|$. Чим вище значення $|F(u, v)|$, тим світліша точка з координатами (u, v) . Світлий центр спектру - вихідне зображення містить в основному однорідні області, без перепадів яскравості. Світла периферія – багато локальних перепадів яскравості. При обробці зображень зазвичай використовується саме амплітуда перетворення Фур'є, так як вона містить більшу частину до інформації зображення в просторовій області.

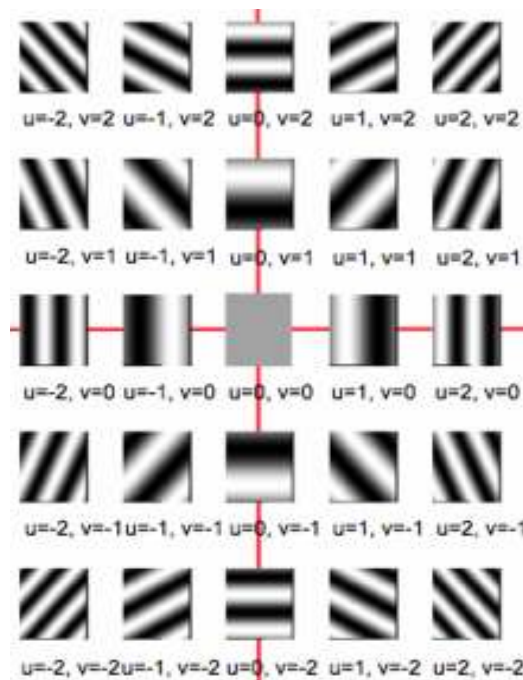


Рисунок 1 - Двовимірний Фур'є- спектр

У фазовому спектрі значення кожної точки визначає фазу відповідної частоти. Він дозволяє ідентифікувати вертикальні та горизонтальні лінії, що відповідають зразкам вихідного зображення, однак спотворене до невпізнанності.

Для правильного виконання ЗДДФ в просторову область після деякої обробки в частотній області, інформація про фазу має вирішальне значення. Якщо для двох різних зображень поміняти місцями їх фазові компоненти в частотній області, зберігаючи незмінними їх амплітудні компоненти, то перетворення Фур'є їх спектрів назад у просторову область, загальне зовнішній вигляд результату буде майже взаємозамінним (рис. 2).

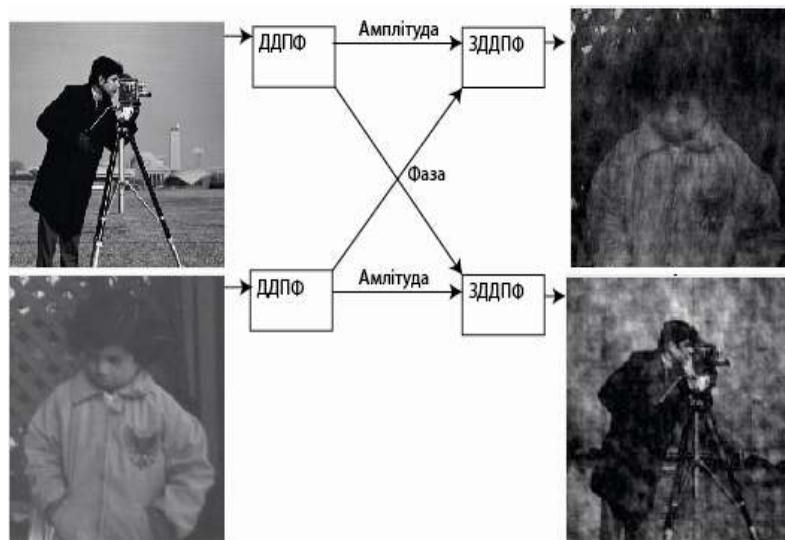


Рисунок 2 - Обмін компонентів фази зображень

Важливість фаз особливо помітна в деяких конкретних областях, таких як оптична метрологія, фізика матеріалів, адаптивна оптика, рентгенівська дифракційна оптика, електронна мікроскопія і біомедична візуалізація. Найбільш цікаві зразки відносяться до фазових об'єктів з дуже малим поглинанням, але з неоднорідним просторовим розподілом їх показника заломлення або товщини. Це призводить до того, що вони мають невеликі варіації амплітуди, але значні варіації фазових складових.

В даній роботі досліджено вплив на якість медичного зображення, а саме, рентгенограми, з процедури перетворення амплітудної складової ДДФЗ використанням виразу:

$$F(u, v) = |F(u, v)|^r \cdot e^{(j|F(u, v)|)} \quad (7)$$

Експериментальні результати.

На рис. 3 а представлено рентгенівський знімок, аналіз якого необхідний для виявлення у пацієнтів ступеня травми хребта та спинного мозку шийного відділу в практиці медико-соціальної експертизи. Для цього розраховуються данні нормальних показників рентгенівської планіметрії (приклад вказано

стрілками). Розмиті межі об'єктів інтересу та відсутня деталізація їх структури ускладнює вирішення цього завдання.

На рис. 3 б, наведено результат застосування обробки у просторовій області (алгоритм адаптивної еквалізації гістограми) та в частотній області відповідно до формули (7) для коефіцієнта $r=0.8$. Результат свідчить про те, що поліпшення зображення полягає в підвищенні контрастності для цих двох методів приблизно однаковою мірою.

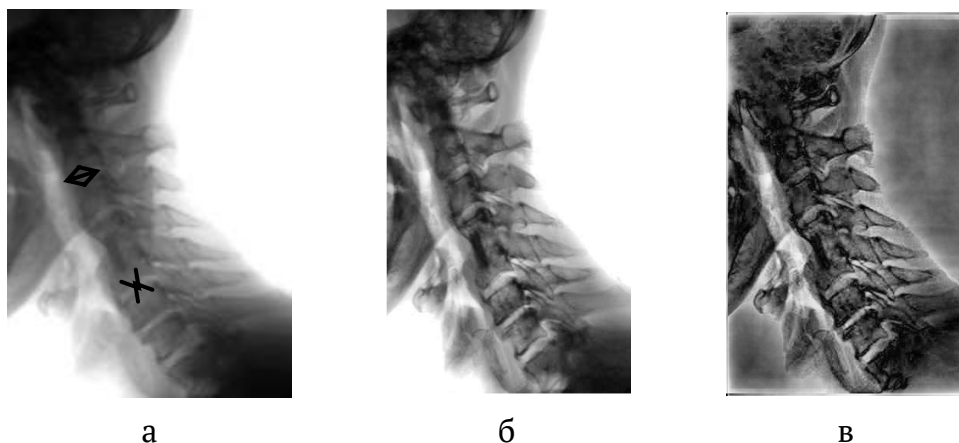


Рисунок 3 - Обробка рентгенограми: а) вхідне зображення; б) еквалізація гістограми; в) перетворення фази ДДПФ (п. 1 - п. 4)

Запропонований у цій роботі алгоритм включає такі кроки:

1. ДДПФ (2) вхідного нормалізованого зображення I (рис. 3 а);
2. перетворення у частотній області на основі формули (7) з коефіцієнтом $r=0.8$;
3. ЗДДПФ (3) з наступною адаптивною еквалізацією гістограми - результат зображення $I1$ (рис. 3 в);
4. формування зображення $I2$ (рис. 4 а) за рахунок застосування операторів нечіткої інтенсифікації [6] к зображенню $I1$ з віддаленим середнім;
5. кроки 1 -3 для $I2$ (рис. 4 б).

На рис. 4 наведено результат обробки рентгенограми на різних етапах виконання представленого алгоритму, що демонструє значне підвищення контрасту та роздільної здатності. Дослідження впливу величині коефіцієнта r показує, що його зміна дозволяє виявити структуру об'єктів і регулювати ступінь їх деталізації, що підтверджує порівняння результатів, наведених на рис. 4 б, в.

Висновки.

- застосування алгоритму багатоетапної обробки напівтонових медичних зображень, який включає перетворення амплітудних амплітудних характеристик двовимірною частотною перетворення Фур'є та методу нечіткої інтенсифікації, забезпечує поліпшення контрасту та підвищення деталізації об'єктів інтересу, що підвищення достовірності діагностики на основі їх візуального аналізу;
- алгоритм має параметр, зміна якого дозволяє впливати на ступінь деталізації структури об'єктів;
- використання різних методів нечіткого перетворення представляється перспективним напрямом подальших досліджень.

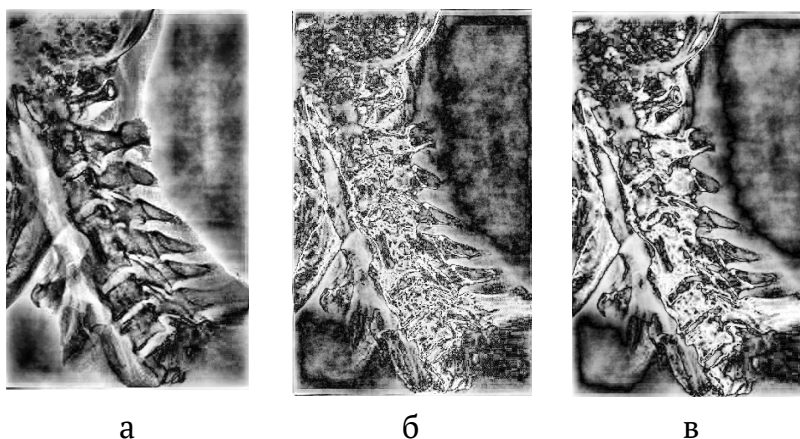


Рисунок 4 - Результати роботи алгоритму:

а) кроки 1 - 5; б) кроки 1 – 6 $r=0.8$; в) $r=0.9$

ЛІТЕРАТУРА

1. Pratt W.K. Digital Image Processing / W.K. Pratt – New York; – Chichester; Weinheim; Brisbane: John Wiley and Sons Inc., 2001. – 723 p.
2. Журавель И.М. Краткий курс теории обработки изображений [Электронный ресурс] /И.М. Журавель – М., -1999.
<http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book2/48>.
3. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс; [пер. с англ. под ред. П.А.Чочиа]. – М.: Техносфера, 2006. – 1070 с].
4. An Introduction to Digital Image Processing with Matlab Notes for SCM2511 Image Processing 1 Semester 1, 2004 Alasdair McAndrew School of Computer Science and Mathematics Victoria University of Technology 233 с.
5. An Analysis of X-Ray Image Enhancement Methods

6. Horst Haußecker. Fuzzy Image Processing/Horst Haußecker,Hamid R. Tizhoosh. Handbook of computer vision and applications.-Vol.2. Signal processing and pattern recognition By Academic press, -1999. –722 с.
7. А. Егоров, Л. Ахметшина. Оптимизация яркости изображений на основе нейро-фаззи технологий / Монография. Изд. Lambert. –2015. –139 с.
8. M. S. V Sokashe, “Computer assisted method for cervical vertebrae segmentation from x-ray images,” Int. J. Adv. Res. Comput. Commun. Eng., vol. 2, no. 11, 2013, pp. 4387–4389.

REFERENCES

1. Pratt W.K. Digital Image Processing / W.K. Pratt – New York; – Chichester; Weinheim; Brisbane: John Wiley and Sons Inc., 2001. – 723 p.
2. Zhuravel' Y.M. Kratky kurs teoryy obrabotky yzobrazhenyy [Elektronnyy re-surs] /Y.M. Zhuravel' M., -1999. <http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book2/4>
3. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс; [пер. с англ. под ред. П.А.Чочиа]. – М.: Техносфера, 2006. – 1070 с].
4. An Introduction to Digital Image Processing with Matlab Notes for SCM2511 Image Processing 1 Semester 1, 2004 Alasdair McAndrew School of Computer Science and Mathematics Victoria University of Technology 233 с.
5. An Analysis of X-Ray Image Enhancement Methods
6. Horst Haußecker. Fuzzy Image Processing/Horst Haußecker,Hamid R. Tizhoosh. Handbook of computer vision and applications.-Vol.2. Signal processing and pattern recognition By Academic press, -1999. –722 с.
7. А. Егоров, Л. Ахметшина. Оптимизация яркости изображений на основе нейро-фаззи технологий / Монография. Изд. Lambert. –2015 г. –139 с.<http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book2/48>.
8. M. S. V Sokashe, “Computer assisted method for cervical vertebrae segmentation from x-ray images,” Int. J. Adv. Res. Comput. Commun. Eng., vol. 2, no. 11, 2013, pp. 4387–4389.

Received 04.02.2023.
Accepted 14.02.2023.

Improvement of low contrast images in the frequency domain using fuzzy intensification

Due to the variety of types of images, there are currently no universal methods that provide a guaranteed result of solving the problem of improving the quality of low-contrast digital images. Medical systems often produce images of insufficient quality for reliable visual analysis. In particular, X-ray images, characterized by low intensity, uneven background, high level of noise, poor contrast and weakly defined boundaries of

structures, are particularly difficult to analyze and choose an effective processing method.

The paper presents the information possibilities of the method of processing half-tone medical images aimed at improving the contrast and increasing the detail of objects of interest in order to increase the reliability of diagnosis based on them. The proposed algorithm is based on a multi-stage processing process, which includes the use of two-dimensional frequency Fourier transformation and the method of fuzzy intensification in the spatial domain.

The use of two-dimensional discrete Fourier transformation changes not the image, but the form of its representation, converting the output signal into its components of different frequencies and amplitudes. In this form, it is much easier to carry out filtering or amplification of individual components of the signal. Fuzzy set theory has the ability to quantitatively and qualitatively model problems related to uncertainty and imprecision, which are always present in digital images. Their presence is determined both by the features of the physical processes of image forming systems and by the stage of creating a digital image.

The application of the proposed method provides improved contrast and increased detailing of objects of interest and affects the reliability of visual analysis. Only the arguments of complex Fourier transform coefficients can be corrected. The method of fuzzy intensification is used as a refinement for the second stage of frequency conversion. The effect of frequency conversion parameters on the detail of the resulting image was studied. The results of the algorithm are presented on the example of real X-ray images.

Ахметшина Людмила Георгіївна – доктор технічних наук, професор, професор кафедри електронних обчислювальних машин, Дніпровський національний університет ім. О. Гончара.

Мітрофанов Станіслав Костянтинович - магістр за спеціальністю комп'ютерна інженерія, Дніпровський національний університет ім.О.Гончара.

Гайдара Володимир Кирилович - студент за спеціальністю комп'ютерна інженерія, Дніпровський національний університет ім. О. Гончара.

Akhmetshina Liudmyla - Doctor of Technical Sciences, professor, professor of the department of electronic computers, Oles Honchar Dnipro National University.

Mitrofanov Stanislav - Master of Science in Computer Engineering, Oles Honchar Dnipro National University.

Haidara Volodymyr – student in Computer Engineering, Oles Honchar Dnipro National University.