

УДК 681.5:613

С.В. ПАВЛОВ, Д.В. ВОВКОТРУБ, Р.Ю. ДОВГАЛЮК

## ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ ШВИДКОГО ПЕРЕТВОРЕННЯ ФУР'Є

Вінницький національний технічний університет,  
21021, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна,  
E-mail: [dina-wdw@mail.ru](mailto:dina-wdw@mail.ru), [rdovgaliuk@yandex.ua](mailto:rdovgaliuk@yandex.ua)

**Анотація:** У статті досліджено ефективність оброблення біомедичних зображень за допомогою низькочастотних фільтрів. Проведено порівняння швидкості оброблення зображень в просторовому та частотному діапазонах із застосуванням згладжувальної маски та маски Собеля.

**Анотация:** В статье исследована эффективность обработки биомедицинских изображений при помощи низкочастотных фильтров. Проведено сравнение скорости обработки изображений в пространственной и частотной областях с использованием сглаживающей маски и маски Собеля.

**Abstract:** In current article the effectiveness of biomedical image processing using low pass frequency filters is investigated. Comparison of image processing speed in spatial and frequency domains using smoothing and Sobel masks is performed.

**Ключові слова:** просторова фільтрація, частотна фільтрація, низькочастотні фільтри.

### ВСТУП

Наявність алгоритму швидкого перетворення Фур'є для комп'ютерних систем дозволяє перенести оброблення зображень від маніпуляцій з числовими значеннями яскравості окремих пікселів до оброблення сигналу, що отримується після проведення швидкого перетворення Фур'є над зображенням. Можливість представлення зображення у вигляді Фур'є-образу дає можливість застосувати фільтри, що застосовуються в обробленні сигналів. Дослідження ефективності частотних фільтрів в обробленні зображень дасть цінну інформацію про особливості їх застосування, а порівняння швидкості їх роботи з показниками аналогічних просторових методів оброблення зображень дозволить застосувати в обробленні зображень методи з найвищою швидкістю.

### МЕТА РОБОТИ

Метою роботи є огляд та оцінювання ефективності оброблення біомедичних зображень низькочастотними фільтрами; співставлення часу проведення фільтрації біомедичного зображення згладжувальною маскою та маскою Собеля в просторовому та частотному діапазонах.

### ОГЛЯД НИЗЬКОЧАСТОТНИХ ФІЛЬТРІВ ОБРОБЛЕННЯ ЗОБРАЖЕНЬ

Процес оброблення зображення в частотній області загалом здійснюється за допомогою послідовності дій, наведених на рис. 1 [1, 2].

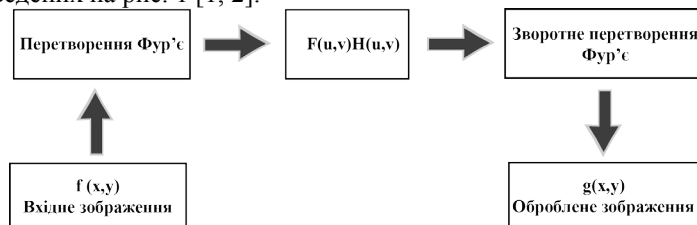


Рис. 1. Загальна послідовність дій при обробці зображення за допомогою частотних фільтрів

Мета низькочастотного оброблення зображення у частотному діапазоні полягає у виборі передавальної функції  $H(u, v)$ , яка послабить високочастотні компоненти Фур'є-образу зображення  $F(u, v)$  і сформує результуючий Фур'є-образ обробленого зображення. Контури та інші різкі перепади яскравості в зображенні мають значний внесок у високочастотній частині його перетворення Фур'є. Згладжування досягається в частотній області, за допомогою послаблення високочастотних компонент визначеного діапазону Фур'є-образу даного зображення. Таку фільтрацію можливо провести за допомогою низькочастотних фільтрів, а саме ідеального фільтра та фільтрів Баттерворта і Гауса. Дані три фільтри покривають діапазон від дуже різких фільтрів (ідеальний), до дуже гладких фільтрів (Гаусівський). Фільтр Баттерворта характеризується параметром, який називається порядком фільтра. При малих значеннях цього параметра він має гладку форму, яка схожа на форму гаусівського фільтра. При великих значеннях фільтр Баттерворта наближається за формою до ідеального фільтра. Таким чином, фільтр Баттерворта може розглядатися як проміжний варіант між ідеальним фільтром та фільтром Гауса.

Найпростіший низькочастотний фільтр являє собою двохвимірний ідеальний фільтр, який обрізає високочастотні складові Фур'є-образу, що знаходяться на більшій відстані від початку координат перетворення, ніж деяка задана відстань  $D_0$ . Даному фільтру відповідає така передавальна функція [1, 3]:

$$H(u, v) = \begin{cases} 1, & \text{при } D(u, v) \leq D_0, \\ 0, & \text{при } D(u, v) > D_0. \end{cases}$$

де  $D_0$  – задана невід'ємна величина, а  $D(u, v)$  позначає відстань від точки  $(u, v)$  до початку координат.

Передавальна функція низькочастотного фільтра Баттерворта порядку  $n$  з частотою зрізу на відстані  $D_0$  від початку координат задається такою формулою [1, 3]:

$$H(u, v) = \frac{1}{1 + \left(\frac{D(u, v)}{D_0}\right)^{2n}}.$$

Фільтри з гладкою передавальною функцією визначають місця розташування обрізання частот як множини точок, в яких значення функції  $H(u, v)$  стають меншими за частину її максимального значення.

Гаусівський низькочастотний фільтр у двовимірному випадку задається такою формулою [1]:

$$H(u, v) = e^{-\frac{D^2(u, v)}{2D_0^2}}.$$

де  $D(u, v)$  - відстань від початку координат Фур'є-образу, а  $D_0$  – задана невід'ємна величина.

### ОЦІНЮВАННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ НИЗЬКОЧАСТОТНИХ ФІЛЬТРІВ

Дослідження ефективності фільтрів, розглянутих у попередньому розділі, проводилося на основі візуального аналізу зображень після проведення над ними оброблення в програмному пакеті MATLAB за допомогою вищенаведених фільтрів.

На рис. 2 наведено томограму макулярної зони сітківки вражену імпульсним шумом та її спектр Фур'є.

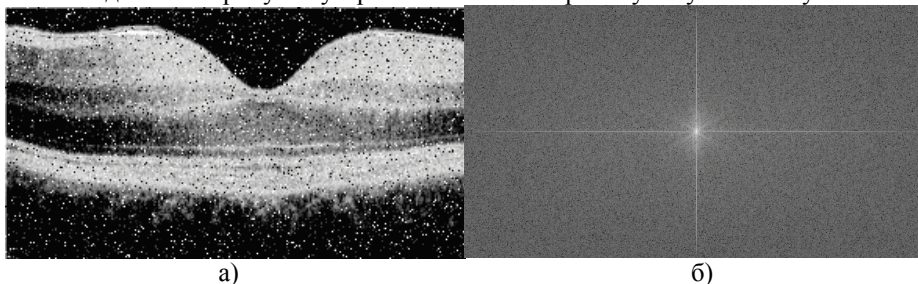


Рис. 2. Томограма макулярної зони сітківки а) та її спектр Фур'є б)

Одним з шляхів подолання імпульсного шуму є застосування згладжувального фільтра. В частотному діапазоні таке оброблення зображення можливо провести за допомогою низькочастотних фільтрів. На рис. 3 наведено зображення отримане після оброблення ідеальним низькочастотним фільтром з параметром  $D_0 = 200$  та його спектр Фур'є.

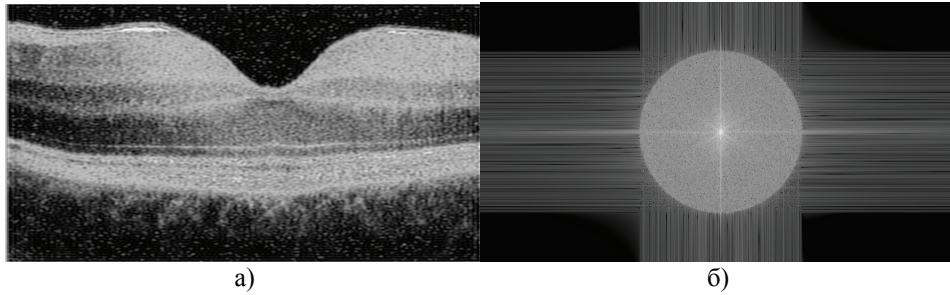


Рис. 3. Зображення після застосування ідеального низькочастотного фільтру а) та його спектр Фур'є б)

У випадку використання низькочастотного ідеального фільтру всі частоти всередині кола радіуса  $D_0$  проходять без зміни, у той час як всі частоти поза колом пригнічуються повністю. У міру збільшення радіусу фільтру, відбувається зменшення степеня розмивання. На рис. 4 наведено зображення, отримане після оброблення низькочастотним фільтром Баттерворта з параметрами  $D_0 = 200$ ,  $n = 1$ , та його спектр Фур'є.

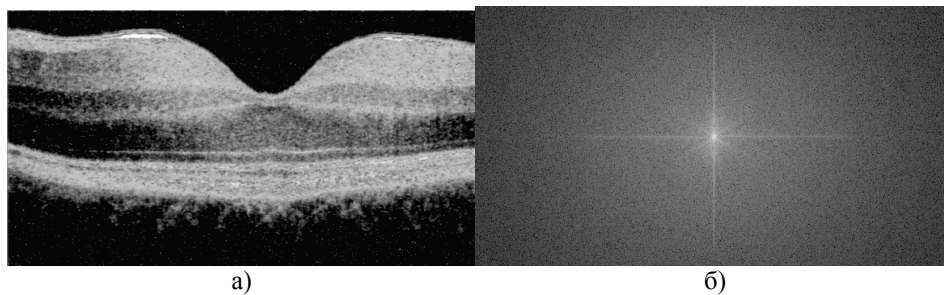


Рис. 4. Зображення після застосування низькочастотного фільтру Баттерворта а) та його спектр Фур'є б)

На відміну від ідеального фільтру, фільтр Баттерворта не має розриву, який встановлює точну межу між частотами, що не змінюються, та частотами, які зазнають послаблення, тому розмиття зображення не таке інтенсивне. При збільшенні частоти зрізу спостерігається плавне зменшення міри розмивання. На рис. 5 наведено зображення, отримане після оброблення низькочастотним фільтром Гауса з параметром  $D_0 = 200$ , та його спектр Фур'є.

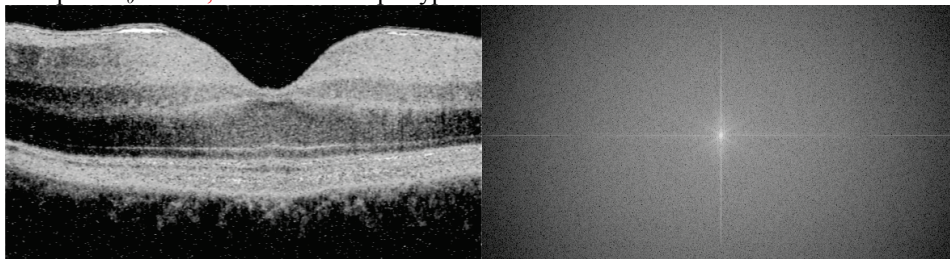


Рис. 5. Зображення після застосування низькочастотного фільтру Гауса а) та його спектр Фур'є б)

Як і у випадку фільтрації низькочастотним фільтром Баттерворта, спостерігається плавне зменшення ступеню розмивання при збільшенні частоти зрізу. При цьому, застосування низькочастотного фільтру Гауса дає менше, в порівнянні з низькочастотним фільтром Баттерворта, згладжування при однаковому значенні частоти зрізу.

Оброблення зображення вищенаведеними низькочастотними фільтрами дозволяє зменшити наявність імпульсного шуму та шуму типу «сіль та перець» та підвищити якість зображення для аналізу людиною та комп'ютерними програмами аналізу зображень.

### ПОРІВНЯННЯ ШВИДКОСТІ ПРОСТОРОВОЇ ТА ЧАСТОТНОЇ ФІЛЬТРАЦІЇ

У попередніх роботах було експериментально досліджено ефективність просторових методів оброблення зображень на прикладі зображень клітин крові [4]. При цьому залишається актуальним питання порівняння ефективності просторових та частотних методів у однакових умовах. Дане дослідження можливо провести відповідно до теореми про згортку, яку можна записати у такій формі [5]:

$$F\{f(x, y) * h(x, y)\} = F(u, v)H(u, v) ,$$

де  $f(x,y)$  та  $h(x,y)$  – зображення та фільтр в просторовій формі,  $F(u,v)$  та  $H(u,v)$  – зображення та фільтр після здійснення над ними перетворення Фур'є. Теорема про згортку констатує той факт, що Фур'є-образ, отриманий після проведення перетворення Фур'є над результатом згортки просторових функцій зображення та фільтра, є аналогічним до результату добутку двох Фур'є-образів зображення та фільтра.

Співставлення часу проведення просторової фільтрації зображення та аналогічних дій у частотному діапазоні дасть змогу визначити швидший спосіб оброблення зображень. Дані результати є особливо цінними для створення програмного забезпечення, яке здійснює оброблення зображень, оскільки швидкість в програмах такого роду є одним з найголовніших критеріїв ефективності.

Порівняння швидкості просторової та частотної фільтрації проводилось з використанням системи, обладнаної процесором Intel Core 2 Duo E6700 з тактовою частотою роботи 2.66 ГГц у програмному пакеті MATLAB R2010b із застосуванням фільтра Собеля, що задається в просторовій формі такою матрицею [5]:

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix}$$

Для мінімізації зовнішнього впливу та зменшення дії похибки, використовувалась М-функція для MATLAB, яка автоматично підраховувала час 10 ітерацій обох фільтрації. Для проведення дослідження використовувалось біомедичне зображення наведене на рис. 2 в наступних розмірах: 720x576 (100%), 900x720 (125%), 1080x864 (150%), 1260x1080 (175%) пікселів та наступні функції програмного середовища MATLAB: `imfilter` – для проведення згортки в просторовому діапазоні, `fft2` та `ifft2` – для проведення прямого та зворотного швидкого перетворення Фур'є, `tic/toc` – для замірів часу. Варто зазначити, що функція `imfilter`, виконуючись на системах, обладнаних центральним процесором виробництва Intel, може використовувати бібліотеку Intel Integrated Performance Primitives (Intel IPP), що, в результаті, підвищує швидкість [6].

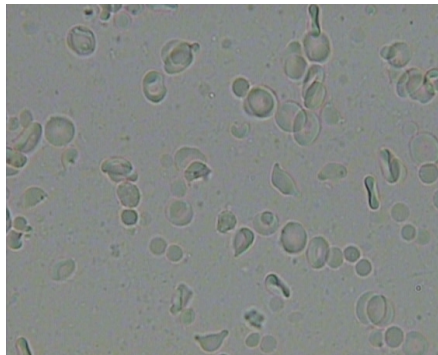


Рис. 6. Біомедичне зображення, використане у процесі фільтрації

Здійснивши оброблення біомедичного зображення наведеного на рис. 6, за допомогою маски Собеля, можливо отримати зображення в якому відображені контури складових об'єктів зображення. Одним із застосувань отриманого зображення, наведеного на рис. 7, є нерізка маскування, проведення якого дає можливість підвищити чіткість зображення [1].

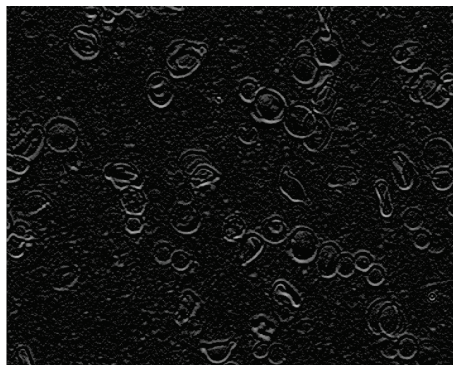


Рис. 7. Результат оброблення біомедичного зображення маскою Собеля



На рис. 8 наведено отриманий час виконання 10 ітерацій оброблення біомедичного зображення за допомогою маски Собеля в просторовому та частотному діапазоні.

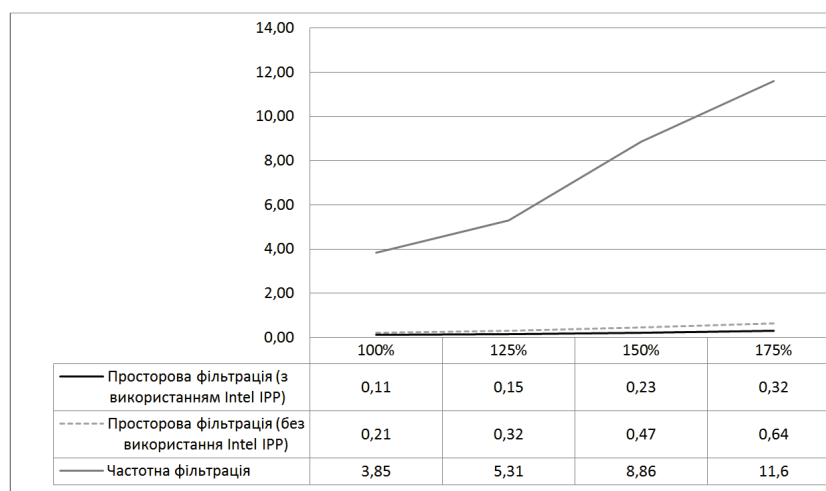


Рис. 8. Час проведення 10 ітерацій просторової та частотної фільтрації зображення за допомогою маски Собеля розміром 3x3

Отримані результати наочно показують, що величини часу, необхідного для проведення частотної та просторової фільтрації, співвідносяться між собою в середньому як 18 до 1. Порівняння часу проведення просторової фільтрації з використанням бібліотеки Intel IPP та без, наочно демонструє те, що час фільтрації зображення може бути ще нижчим при застосуванні програмної оптимізації.

Залишається актуальним питання про те, чи збережеться значна різниця у швидкості проведення просторової та частотної фільтрації при збільшенні розміру маски. Для проведення даного дослідження було обрано згладжувальну маску, яка являє собою матрицю розмірністю  $k * k$ , елементами якої є значення  $\frac{1}{k^2}$  [5]. Фільтрація з використанням даної маски дозволяє отримати згладжене зображення, що може бути корисним у якості етапу обробки зображення перед сегментацією, крім цього можливість масштабувати розмір маски дозволяє провести дослідження при різних розмірах маски і, як наслідок, отримати більш повну інформацію. На рис. 9 наведено отриманий час виконання 10 ітерацій оброблення зображення розміром 1080x864 пікселів (150%) при різних розмірах згладжувальної маски. Для створення маски в MATLAB використовувалась функція `fspecial('average', k)`.

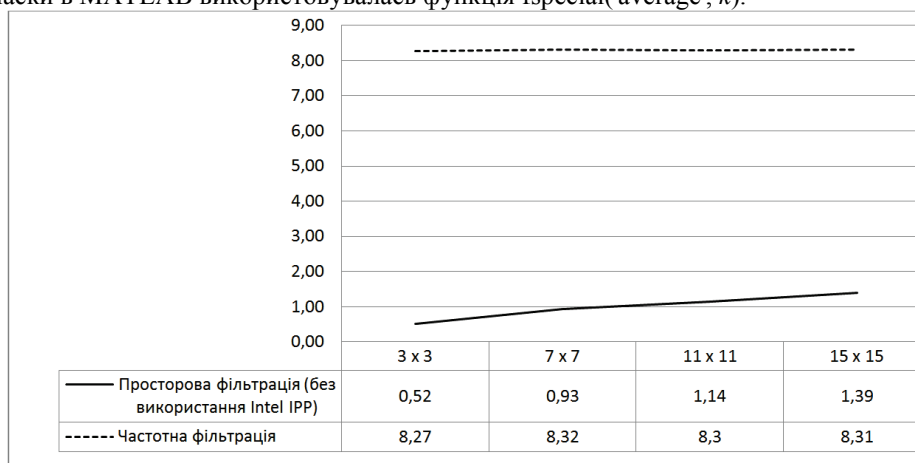


Рис. 9. Час проведення 10 ітерацій просторової та частотної фільтрації за допомогою згладжувальної маски різних розмірів

Отримані результати підтверджують незалежність швидкості проведення частотної фільтрації від розміру маски. В той же час, швидкість проведення просторової фільтрації зменшується зі збільшенням розміру маски.

Для зменшення часу проведення частотної фільтрації необхідно проаналізувати часові затрати на кожний етап програмних обчислень, необхідних для її проведення. На рис. 10 наведено діаграму

розподілу часу проведення кожного етапу фільтрації зображення в частотному діапазоні розміром 1260x1080 пікселів (175%) в MATLAB.

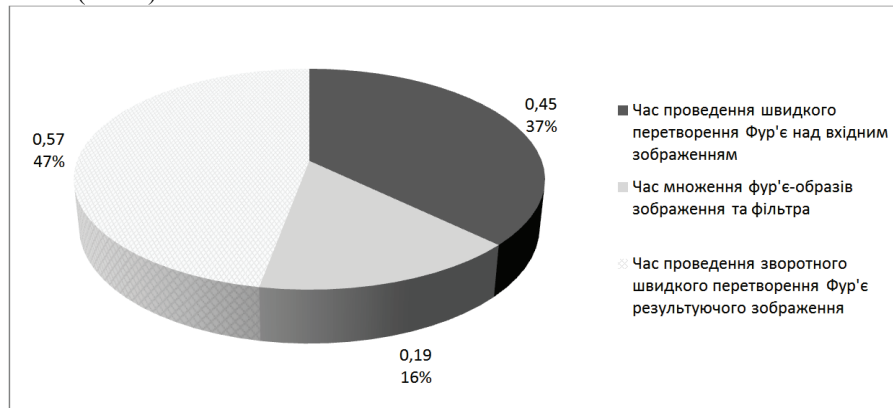


Рис. 10. Розподіл часу проведення етапів фільтрації зображення в частотному діапазоні

З отриманих даних можна зробити висновок про необхідність оптимізації алгоритмів швидкого прямого та зворотного перетворень Фур'є для зменшення загального часу необхідного для проведення фільтрації зображень у частотному діапазоні.

### ВИСНОВКИ

1. Застосування низькочастотних фільтрів при обробленні зображень в частотному діапазоні дає змогу зменшити негативний прояв імпульсного шуму та шуму виду «сіль та перець» на зображенні.
2. Експериментально встановлено, що оброблення зображення за допомогою масок в просторовому діапазоні є ефективнішим, ніж проведення аналогічних дій в частотному діапазоні, через необхідність меншої кількості часу для проведення оброблення.
3. Швидкість частотної фільтрації не залежить від розміру маски, проведення згортки зображення з маскою надвеликих розмірів (приблизно 120 на 120 елементів і більше) доцільно проводити в частотному діапазоні.

### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Гонсалес Р. Цифровая обработка изображений / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М.: Техносфера, 2005. – 1072 с. – ISBN 5-94836-028-8
2. Оптико-електронні методи і засоби для обробки та аналізу біомедичних зображень: (Монографія) / В.П. Кожем'яко, С.В Павлов, К.І. Станчук - Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2006. - 203 с.
3. Juan L. Mateoa, Antonio Fernandez-Caballero. Finding out general tendencies in speckle noise term reduction in ultrasound previous images term. // Expert Systems with Applications. – Vol. 36. – Issue 4. – May 2009. – PP. 7786-7797.
4. Павлов С.В., Вовкотруб Д.В., Довгалоук Р.Ю., Хані Аль-Зубі Інформаційні технології підвищення якості біомедичних зображень // Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія. – 2011. – №2(20). – С. 41 – 48.
5. Dougherty G. Digital Image Processing for Medical Applications / Geoff Dougherty - 2009. - 462 P. - ISBN 0-521-86085-7
6. R2011a Documentation → Image Processing Toolbox [Електронний ресурс] — Режим доступу: <http://www.mathworks.com/help/toolbox/images/ref/imfilter.html>.

Надійшла до редакції 25.11.2011р.

**ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ** – д.т.н., професор, завідувач кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

**ВОВКОТРУБ ДІНА ВІКТОРІВНА** – аспірант кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.

**ДОВГАЛЮК РОСТИСЛАВ ЮРІЙОВИЧ** – студент 2-го курсу кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.