

ПРИЛАДИ І СИСТЕМИ БІОМЕДИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

УДК 004.891.3:615.47

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ОЦІНЮВАННЯ ОДНОРІДНОСТІ ВИХІДНИХ ПОТОКІВ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ ПРЯМОКУТНОЇ ФОРМИ ПРИ РІЗНИХ ВАРІАНТАХ ВИКОНАННЯ ВИХІДНИХ ДІЛЯНОК СВІТЛОВИХ НАСАДОК ДО МЕДИЧНОЇ ЛАЗЕРНОЇ АПАРАТУРИ

^{1,2)} Комарова О. С., ²⁾ Холін В. В., ¹⁾ Терещенко М. Ф., ³⁾ Павлов С. В., ⁴⁾ Розуменко В. Д.,
⁵⁾ Посохов М. Ф., ²⁾ Івасенко В. І., ²⁾ Лапіна С. М.

¹⁾ КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

²⁾ ПП "Фотоніка Плюс", Черкаси, Україна

³⁾ Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

⁴⁾ Інститут нейрохірургії ім. А. П. Ромоданова НАМН України, Київ, Україна

⁵⁾ Інститут неврології, психіатрії та наркології НАМН України, Харків, Україна

E-mail: komarova.ollha@gmail.com, info@fotonikaplus.com.ua, agfarkpi@i.ua,
psv@vntu.edu.ua, rozumenko.neuro@gmail.com, nsd17@ukr.net, info@fotonikaplus.com.ua

У статті приведено результати дослідження однорідності потоків оптичного випромінювання прямокутної форми при різних варіантах виконання вихідних ділянок світлових насадок. Під час проведення значної частини лікувальних маніпуляцій на основі лазерних впливів у медицині патологічні ділянки біотканини чи їх проєкції, які знаходяться на поверхні тіла, накриваються світловими плямами з контурами зазвичай у вигляді плоских геометричних фігур [1]. Варіабельність виконання світлових плям за формою (коло, квадрат, прямокутник, трикутник, ромб тощо) і лінійними розмірами поперечного перерізу дозволяє підбирати форму та розміри світлової плями, яка охоплює певну конкретну патологічну поверхню з мінімальним захопленням інтактних ділянок тканини [2]. Водночас, незалежно від форми та лінійних розмірів, світлові плями мають бути максимально однорідними [3 - 5].

На сьогодні особливий інтерес представляє забезпечення оптичної однорідності прямокутних світлових плям. По-перше, подібні форми плям широко застосовуються при впливах у лазерній медицині. По-друге, у вихідних оптичних каскадах лазерної апаратури і периферійних світловодах, які підключаються до них, насамперед, використовуються оптичні волокна циліндричної форми з округлим поперечним перерізом оптичного потоку на виході.

Метою даної роботи є оптимізація параметрів світлових насадок лазерної медичної апаратури з вихідними потоками оптичного випромінювання прямокутної форми на основі оцінки рівномірності розподілу щільності потужності потоку при різних варіантах виконання вихідних ділянок насадок.

У роботі досліджено оптичні потоки на виході трьох варіантів виконання дистальних ділянок світловодів. Світловоди було сформовано оптичними волокнами, у тому числі з використанням мікролінз на вихідних кінцях та задіафрагмовано каналними оптичними хвилеводами у вигляді прямокутних паралелепіпедів. Отримані на етапі фізичного моделювання експериментальні результати показують перспективність використання сферичних мікрооптичних елементів на вихідних кінцях оптичних волокон в поєднанні з діафрагмами прямокутної форми у вигляді каналних оптичних хвилеводів для отримання світлових плям прямокутної форми з високим рівнем оптичної однорідності.

Ключові слова: каналний оптичний хвилевод; оптичне волокно; діафрагмування оптичного потоку; діаграма спрямованості; насадки до лазерної медичної апаратури; щільність потужності лазерного випромінювання; лазерне випромінювання.

Вступ

Під час проведення значної частини дистанційних, контактних, контактено-компресійних лазерних впливів у медицині патологічні ділянки біотканини чи їх проєкції, які знаходяться на поверхні тіла,

накриваються світловими плямами з контурами зазвичай у вигляді плоских геометричних фігур [1].

Варіабельність виконання світлових плям за формою (коло, квадрат, прямокутник, трикутник, ромб і т.д.) і лінійними розмірами поперечного перерізу дозволяє підбирати форму та розміри світло-

вої плями, яка охоплює певну конкретну патологічну поверхню з мінімальним захопленням здорової тканини [2]. Площа поперечних перерізів фігур, що достатньо просто розраховується при їх відомих лінійних розмірах, і контрольована величина вихідної потужності лазерного випромінювання забезпечують проведення процедур лазерного впливу з відповідними медичними протоколами і рекомендаціями щодо щільності потужності або дози лазерного випромінювання. Водночас, незалежно від форми та лінійних розмірів, світлові плями мають бути максимально однорідними [3 – 6].

Особливий інтерес представляє забезпечення оптичної однорідності прямокутних світлових плям. По-перше, подібні форми плям широко застосовуються при впливах у лазерній медицині. По-друге, у вихідних оптичних каскадах лазерної апаратури і периферійних світловодах, які підключаються до них, насамперед, використовуються оптичні волокна циліндричної форми з округлим поперечним перерізом оптичного потоку на виході [7, 8].

Мета роботи. Оптимізація параметрів світловодних насадок лазерної медичної апаратури з вихідними потоками оптичного випромінювання прямокутної форми на основі оцінки рівномірності розподілу щільності потужності потоку при різних варіантах виконання вихідних ділянок насадок.

Матеріали та методи

У роботі було досліджено оптичні потоки на виході світловодів, сформованих оптичними волокнами у поєднанні з каналними оптичними хвильоводами у вигляді прямокутних паралелепіпедів. Використовувалися три відрізки оптичного волокна ZLHWF 400N/600 SP (Light Guide Optics) довжиною 1500 мм. Паспортне значення числової апертури $NA=0,3$. З одного боку на всіх волокнах були встановлені конектори SMA-905. Вихідна сторона одного волокна була відполірована. На вихідних кінцях двох волокон методом оплавлення в дуговому розряді були сформовані напівсферичні мікролінзи радіусом, рівним радіусу волокна.

Канальні хвильоводи використовувалися двох типорозмірів ($32,5 \times 24,7 \times 8,5$, мм та $32,8 \times 25,1 \times 11,1$, мм). Вони були виконані з ПММА марки ТОСП ГОСТ 17622-72 (показник заломлення 1,5) та мали відполіровані грані. Вибір матеріалу для виготовлення каналних хвильоводів був зумовлений насамперед технологічністю обробки та наближеністю їх оптичних характеристик до оптичного скла.

Були реалізовані три світловоди (1 - оптичне волокно з мікролінзою на торці + паралелепіпед $32,5 \times 24,7 \times 8,5$, 2 - оптичне волокно з мікролінзою + паралелепіпед $32,8 \times 25,1 \times 11,1$, 3 - оптичне волокно з полірованим торцем + паралелепіпед $32,8 \times 25,1 \times 11,1$). При реалізації світловодів вихідні ділянки оптичних волокон розташовувалися перпендикулярно до граней каналних хвильоводів з роз-

мірами $25,1 \times 11,1$ або $24,7 \times 8,5$ на відстані 5 мм від центру (рис. 1).

Лінійні розміри ділянок світловодів визначалися з урахуванням подальшої реалізації у реальних виробках медичного призначення.

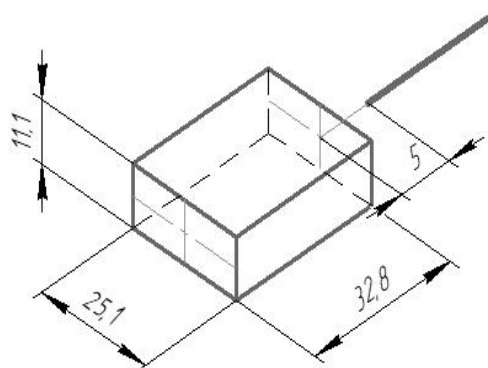


Рис. 1. Розташування вихідної ділянки оптичних волокон відповідно до граней каналних хвильоводів з розмірами $25,1 \times 11,1$

Оцінка однорідності оптичних потоків здійснювалася внаслідок переміщення фотоприймального елемента з малим поперечним перерізом приймальної ділянки вздовж великої та малої осей симетрії вихідних граней каналних оптичних хвильоводів.

Структурну схему установки для експериментальної оцінки однорідності оптичних потоків на виході описаних вище світловодів наведено на рис. 2. Зовнішній вигляд установки наведено на рис. 3.

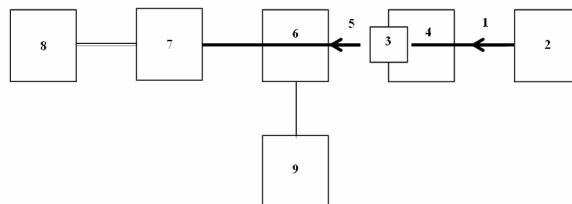


Рис. 2. Схема експериментальної установки, де: 1 – світловод, 2 – лазерне стабілізоване джерело випромінювання, 3 – каналний хвильовід, 4 – предметний столик, 5 – фотоприймач з малим поперечним перерізом приймальної ділянки, 6 – юстирувальний оптичний стіл, 7 – приймальна голівка вимірювача потужності, 8 – вимірювач потужності, 9 – часовий індикатор

При проведенні вимірювань вхідний кінець світловода 1 (оптичного волокна з конектором SMA-905) підключався до оригінального стабілізованого джерела оптичного випромінювання 2 (ПП "Фотоніка Плюс", Україна). Джерело зібране на лазерному діоді NDG7K75T (Nichia). Довжина хвилі лазерного випромінювання 520 ± 10 нм, розмір емітера лазерного діода – 50×1 мкм, розкриття діаграми спрямованості випромінювання – 5° по повільній осі, 35° по швидкій осі. Вихідний оптичний каскад виконаний на сферичній оптиці.

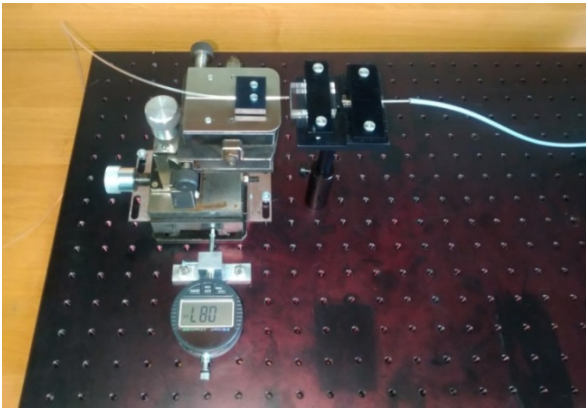


Рис. 3. Зовнішній вигляд експериментальної установки

Потужність на виході стабілізованого джерела випромінювання $0 \div 400$ мВт [9]. Нестабільність вихідної потужності на часовому інтервалі, достатньому для проведення вимірювань, у межах допусків результатів вимірювань вимірювача OPHIR (NOVA II DISPLAY ROHS та термоелектричний датчик 3A-P-V1 ROHS).

Числова апертура [10] на виході відполірованого волокна була близька до паспортних значень і складала $NA = 0,3$ (повний кут 35°). Числова апертура на виході волокон із сферичними мікролінзами на кінцях становила $0,676$ (повний кут близько 85°).

Вихідний кінець оптичного волокна 1 і каналний хвилевід 3 розмішувалися на предметному столику 4. Вихідна грань каналного хвилеводу трохи виступала за габарити предметного столика (на $1 \div 2$ мм). При фіксації каналних хвилеводів між нижньою гранню хвилеводу та площиною предметного столика, верхньою гранню хвилеводу та притискуною пластиною укладалися смуги фторопластової стрічки Ф4Д (показник заломлення $1,46$) завтовшки $0,2$ мм.

Як фотоприймач з малим поперечним перерізом приймальної ділянки використовувалося оптичне волокно 5. Було обрано полімерне оптичне волокно (матеріал – ПММА, тип СК-40 Eska Mitsubishi, діаметр $1,0$ мм, числова апертура – $0,5$). Приймальне оптичне волокно мало довжину $2\ 000$ мм. Вхідний кінець приймального оптичного волокна було оконцовано конектором SMA-905, вихідний кінець було відполіровано.

Вхідний кінець приймального оптичного волокна 5 розміщувався на верхній площинці трикоординатного юстувального столика 6 з невеликим ($2\text{--}3$ мм) вильотом щодо габаритів площинки. Юстувальний та предметний столики розташовувалися таким чином, що вхідний кінець приймального волокна був перпендикулярний вихідній грані каналного хвилеводу.

При лінійному переміщенні вздовж осі симетрії вихідної грані зберігалася заздалегідь встановлена відстань від неї до торцевої поверхні приймального волокна 1 мм. Вихідний кінець волокна 5 за допомо-

гою адаптера приєднувався до виносної головки 7 (LM-2VIS) вимірювача потужності оптичного випромінювання 8 (Field Master - GS COHERENT).

Вхідний кінець волокна 5 крок за кроком переміщався вздовж осі симетрії вихідної грані каналного хвилеводу. Крок переміщення становив 1 мм по довгій осі та $0,5$ мм по короткій осі, контролювався за допомогою годинникового індикатора 9 (індикатор годинного типу цифровий ІЧЦ-25/0.01 мм). У всіх проміжних положеннях приймального волокна реєструвалися значення потужності оптичного випромінювання.

Результати та обговорення

В результаті проведених вимірювань та обробки отриманих даних було побудовано графіки розподілу щільності потужності лазерного випромінювання вздовж осей симетрії оптичних потоків прямокутної форми на виході світловодів трьох виконань. Графіки розподілу щільності потужності лазерного випромінювання вздовж довгої та короткої осей симетрії наведено на рис. 4 та рис. 5 відповідно.

Розподіл щільності потужності вздовж короткої осі симетрії оптичного потоку прямокутної форми у випадках світловодів із мікролінзами на вихідних кінцях оптичних волокон близькі до рівномірних (П-подібних) і мають різкі межі (рис. 5). У межах лінійних розмірів короткої осі однорідність потоку коливається в діапазонах $0,7 \div 1,0$ для світловода №2 (висота каналного хвилеводу $11,1$ мм) та $0,81 \div 1,0$ для світловода №1 (висота каналного хвилеводу $8,5$ мм).

Розподіл щільності потужності вздовж довгої осі для світловодів зі сферичними мікролінзами на вихідних кінцях оптичних волокон (№ 1 та № 2) менш рівномірний (рис. 4). У той самий час рівень однорідності цих розподілів значно перевищує однорідність розподілу світловода № 3 із плоским відполірованим вихідним кінцем оптичного волокна.

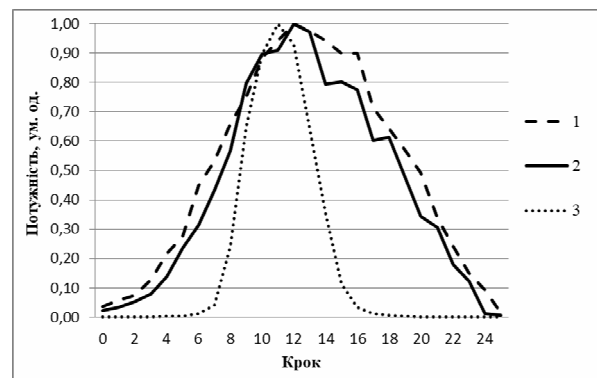


Рис. 4. Графік розподілу щільності потужності лазерного випромінювання в межах осей симетрії світлових плям прямокутної форми світловодів трьох виконань вздовж довгої осі

Ймовірно, збільшення відстані між вихідним відполірованим кінцем оптичного волокна і вхідною гранню каналного хвилеводу або збільшення дов-

жини каналного хвилеводу призведуть до покращення однорідності оптичного потоку на виході каналного хвилеводу (світловод № 3). Але цим буде спровоковано збільшення габаритів (і маси) світловодного інструменту і швидше за все призведе до додаткових втрат потужності оптичного випромінювання.

На цьому фоні діафрагмування каналними хвилеводами оптичного потоку округлого поперечного перерізу з широкою діаграмою спрямованості, що формується оптичними волокнами (у тому числі з використанням мікролінз на вихідних кінцях) бачиться більш перспективним і надає можливість здійснювати комплексну оптимізацію [11].

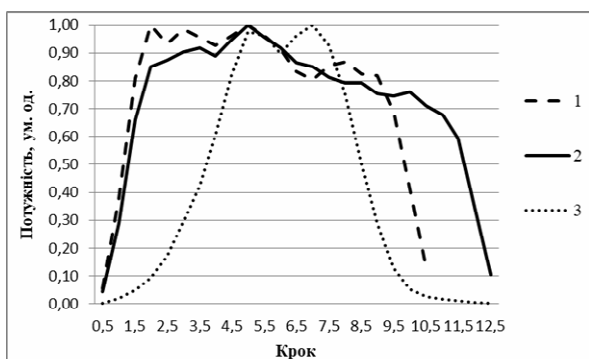


Рис. 5. Графік розподілу щільності потужності лазерного випромінювання в межах осей симетрії світлових плям прямокутної форми світловодів трьох виконань вздовж короткої осі

Висновки

Отримані на етапі фізичного моделювання експериментальні результати показують перспективність використання сферичних мікрооптичних елементів на вихідних кінцях оптичних волокон в поєднанні з діафрагмами прямокутної форми у вигляді каналних оптичних хвилеводів для отримання світлових плям прямокутної форми з високим рівнем оптичної однорідності.

Література

[1] М. Н. Бонусь, А. И. Гладкова, С. А. Горбатюк и др., *Современные аспекты лазерной терапии*. В. Д. Попов, Ред. Черкасы, Украина: Вертикаль, издатель С.Г. Кандыч, 2012.

[2] О. С. Комарова, В. В. Холін, М. Ф. Терещенко, С. В. Павлов, М. Ф. Богомолов, А. К. Зильгарева, О. С. Безкрєвний, і А. В. Рева, "Волоконно-оптичний малоінвазивний дифузний розсіювач на оптичному волокні для внутрішньотканинного лазерного впливу", *Оптика-електронні інформаційно-енергетичні*

технології, вип. 41, вип. 1, с. 39-46, Травень 2022. DOI:10.31649/1681-7893-2021-41-1-39-46.

- [3] О. М. Чепурна, Ю. В. Петрушко, В. В. Холін, і С. В. Павлов. «Розробка та дослідження багатоспектральної світлодіодної системи для експериментальних робіт», на *XLVII Міжнар. наук.-практ. конф. Застосування лазерів у медицині та біології*, Харків, 2017, с. 96-98.
- [4] З. Ю. Гостра, С. В. Павлов, З. М. Микитюк, С. М. Злепко, О. Є. Сушинський, Д. В. Вовкотруб, І. Й. Хаїмзон, М. В. Вісьтак, В. В. Холін, "Фізичні основи функціонування лазерів, їх класифікація та параметри" у *Лазерні медичні технології: навчальний посібник*, В. Дружиніна, Ред., Вінниця, Україна: ВНТУ, 2017, с. 5-33.
- [5] Wójcik, W., Pavlov, S., & Kalimoldayev, M. (Eds.). (2019). *Information Technology in Medical Diagnostics II: Proceedings of the International Scientific Internet Conference "Computer Graphics and Image Processing" and the XLVIIIth International Scientific and Practical Conference "Application of Lasers in Medicine and Biology"*, May 2018 (1st ed.). CRC Press. DOI: 10.1201/9780429057618.
- [6] А. Г. Никитенко, и Ю. В. Троицкий, "Формирование негаусова профиля интенсивности в лазере с неоднородными зеркалами," *Квантовая электроника*, 9, № 8, с. 1600-1607, 1982.
- [7] Б. О. Баталія, М. Ф. Терещенко, О. С. Комарова, і В. В. Холін, "Автоматизований адаптивний лазерний апарат", Патент № 152756 Україна, Квітня 05, 2023.
- [8] В. С. Войцехович, А. Г. Карпушева, Н. М. Качалова, Ю. А. Петрушко, Н. Ф. Терещенко, та В. В. Холін, «О равномерности распределения плотности мощности лазерного излучения на выходе оптических волокон», на *Наук.-практ. конф. Лазерна хірургія. Актуальні питання застосування лазерів в медицині – 2021*, Черкаси, 2021, с. 226 – 231.
- [9] В. В. Холін, В. М. Биченко, Л. В. Грищенко, і О. М. Чепурна, «Індикатор потужності лазерного випромінювання», на *Наук.-практ. конф. Лазерна хірургія*, Черкаси, 2012, с. 250-253.
- [10] IS/LEC 60793-1-43: *Optical Fibres, Part 1: Measurement Methods and Test Procedures, Section 43: Numerical Aperture*, 2001.
- [11] А. С. Семенов, В. Л. Смирнов, и А. В. Шмалько, "Элементы волноводного тракта оптических интегральных схем на основе трехмерных оптических волноводов," *Квантовая электроника*, т. 15, № 7, с. 1327-1357, 1988.

UDC 004.891.3:615.47

^{1,2)}O. S. Komarova, ²⁾V. V. Kholin, ¹⁾M. F. Tereshchenko, ³⁾S. V. Pavlov, ⁴⁾V. D. Rozumenko, ⁵⁾M. F. Posokhov, ²⁾V. I. Ivasenko, ²⁾S. M. Lapina

¹⁾*National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine*

²⁾*FOTONICA PLUS Co., Cherkasy, Ukraine*

³⁾*Vinnitsia National Technical University, Vinnitsia, Ukraine*

⁴⁾*State Institution "Romodanov Neurosurgery Institute of NAMS of Ukraine", Kyiv, Ukraine*

⁵⁾*State Institution "Institute of Neurology, Psychiatry and Narcology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine", Kharkiv, Ukraine*

EXPERIMENTAL EVALUATION OF THE HOMOGENEITY OF THE OUTPUT STREAMS OF OPTICAL RADIATION OF A RECTANGULAR SHAPE FOR VARIOUS VERSIONS OF THE OUTPUT SECTIONS OF THE LIGHT GUIDE NOZZLES FOR MEDICAL LASER EQUIPMENT

The article presents the results of a study of the homogeneity of rectangular optical radiation fluxes for different versions of the initial sections of the light guide nozzles. When conducting a significant part of laser exposure in medicine, pathological areas of biological tissue or their projections located on the surface of the body are covered with light spots with contours, as a rule, in the form of flat geometric shapes.

The variability of the implementation of light spots in shape (circle, square, rectangle, triangle, rhombus, etc.) and linear dimensions of the cross section allows you to select the shape and size of the light spot, covering a specific pathological surface with minimal capture of intact tissues. At the same time, regardless of the shape and linear dimensions, the light spots should be as uniform as possible. To date, of particular interest is the provision of optical uniformity of rectangular light spots.

Firstly, similar forms of spots are widely used under the influence of laser medicine. Secondly, in the original optical stages of laser equipment and the light guides connected to them, first of all, optical fibers of a cylindrical shape with a rounded cross section of the optical flow at the output are used. The purpose of this work is to optimize the parameters of light guide nozzles of medical laser equipment with rectangular output optical radiation fluxes by evaluating the uniformity of the power density distribution for various options for the output sections of the nozzles. In the work, optical flows at the output of three versions of the distal sections of light guides were studied. The light guides were formed by optical fibers, including the use of microlenses at the output ends, and were apertured by channel optical waveguides in the form of rectangular parallelepipeds.

The experimental results obtained at the stage of physical modeling show the promise of using spherical micro-optical elements at the initial ends of optical fibers in combination with rectangular apertures in the form of channel optical waves to obtain rectangular light spots with a high level of optical homogeneity.

Key words: channel optical waveguides; optical fiber; stopping of the optical flow; radiation pattern; nozzles for medical laser equipment; laser radiation power density; laser radiation.

*Надійшла до редакції
28 квітня 2023 року*

*Рецензовано
12 травня 2023 року*



© 2023 Copyright for this paper by its authors.
Use permitted under Creative Commons License Attribution 4.0 International (CC BY 4.0).