

В. Вуйцік¹
І. Шедресва²
О. В. Осадчук³
Т. Б. Мартинюк³
О. В. Мозговий⁴

ЗАСТОСУВАННЯ ОПТИЧНИХ ВОЛОКОННИХ СЕНСОРІВ ДЛЯ КОНТРОЛЮ ТЕМПЕРАТУРНИХ РЕЖИМІВ В АПАРАТУРІ МЕДИЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

¹Люблінський технологічний університет, Польща;
²Таразський університет імені М. Х. Дулаті, Республіка Казахстан;
³Вінницький національний технічний університет;
⁴Національний транспортний університет, Київ

Подано результати визначення впливу температури на оптичні параметри похилої брегівської ґратки та аналіз можливості її використання як датчика температури для контролю стану біомедицинської апаратури. Методи визначення теплових режимів елементної бази є основою для аналітичного розрахунку показників надійності біомедицинської апаратури, пов'язаних з температурами окремих елементів електронної структури. На цей час оптичні методи контролю випромінювання широко застосовуються в різних галузях науки і техніки, завдяки тому, що можна змінювати такі параметри світлової хвилі: амплітуду, частоту, фазу, поляризацію та напрямок поширення. Такі оптичні пристрої, як модулятори, дефлектори та фільтри, характеризуються високою швидкістю, малою потужністю керування, простотою конструкції та високою надійністю. Ці переваги забезпечили їхнє широке застосування не тільки в лазерній фізиці, а й у вимірній техніці, екології, медицині, військовій справі тощо. Сьогодні вплив температури на оптичні параметри похилих брегівських ґраток вивчено практично недостатньо. В роботі досліджено сенсор температури на основі використання похилої брегівської ґратки, де її спектральні характеристики та параметри змінюються під впливом температури. Запропоновано математичні моделі визначення параметрів теплового поля елементів біомедицинської апаратури. Отримано аналітичні рішення для визначення температур на основі використання брегівських ґраток, що враховують відведення теплоти з усіх поверхонь елементів. На підставі проведених досліджень дійшли висновку, що зміна довжини брегівської хвилі з температурою дає лінійну залежність. Робота за актуальністю проблеми та шляхами її реалізації відповідає сучасним тенденціям світової науки і техніки. Існує різна чутливість у кожному діапазоні температур, тому підсумкове значення отримано з розрахунку середнього значення для всього діапазону температур кожної брегівської ґратки.

Ключові слова: біомедицинська апаратура, діагностика, температура, брегівська похила ґратка, спектральна характеристика, брегівська волоконна ґратка, параметри, спектри пропускання, ефективний показник заломлення, довжина хвилі.

Вступ

Оптичні волоконні сенсори мають широкі перспективи розвитку через переваги неруйнівного детектування, високої чутливості та швидкості детектування тощо [1], [2]. Оптичний датчик, що складається з каналу оптичних датчиків і інтегрального блоку реєстрації та передачі сигналу, є актуальним у галузі контролю. За останні десять років оптичні сенсори на основі оптичних волокон привернули увагу науковців завдяки своїм привабливим характеристикам, таким як компактний розмір, гнучкість, відносно низька вартість і біосумісність [1], [2]. До того ж їхня магнітно-резонансна сумісність і можливість дистанційного та мультиплексного виявлення [1], [3] дозволяють використовувати їх у різноманітних галузях [2]. Фізичні властивості оптичних волокон

дозволяють вимірювати рівень біомаркерів і хімічних маркерів у біологічних і хімічних рідинах, нерідких середовищах і важкодоступних середовищах для мінімально інвазивної медичної діагностики *in vivo* [1], [2]. Механізм чутливості волоконно-оптичного біохімічного датчика модулює фізичний сигнал світла, що проходить у волокні, такий як показник заломлення (RI), інтенсивність, амплітуда та фаза, використовуючи біохімічну інформацію, яка генерується селективною взаємодією між об'єктом вимірювання та біологічним датчиком. Щоб підвищити чутливість оптичного сенсора, площа контакту між світлом і біохімічним чутливим елементом збільшується шляхом зміни структури оптичного волокна в певній точці виявлення або покриття чутливого середовища на кінці оптичного волокна. Потім спектр пропускання або спектр відбиття, викликаний зміною навколишнього біохімічно чутливого середовища, детектується спектральним аналізатором або векторним аналізатором [2]—[10].

У 1990 році на міжнародній конференції «Optical Fiber Communication» Г. Мельца вперше запропонував теоретичну модель міжмодового зв'язку в оптичному волокні (ОВ), яку реалізував за допомогою похилих брегівських ґраток. Похила ґратка Бреґга, штрихи якої мають відмінний від нуля кут нахилу відносно поперечного перерізу світловода. На відміну від стандартних ґраток, похилі ґратки, крім зв'язку головних мод серцевини, що поширюються в протилежних напрямках, також реалізують зв'язок мод серцевини і мод оболонки волокна. Іншими словами, вони виводять частину випромінювання з серцевини ОВ в його оболонку [7]—[9], [11]—[15].

Похила ґратка Бреґга (ПГБ) має періодичну модуляцію показника заломлення вздовж осі волокна, проте вони відрізняються від звичайних тим, що мають певний кут нахилу між площиною решітки та поперечним перерізом волокна, який призводить до складнішої взаємодії мод [16].

На рис. 1 показано схематичне зображення похилої брегівської ґратки.

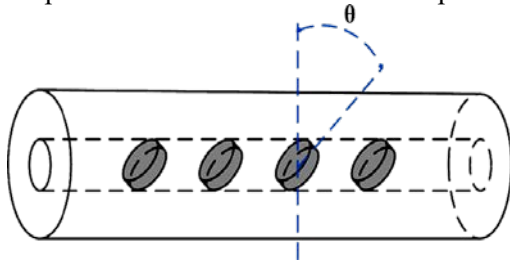


Рис. 1. Схематичне зображення похилої брегівської ґратки [7]

в оболонку оптичного волокна [14]—[20].

Мета роботи — визначення впливу температури на оптичні параметри похилої брегівської ґратки та аналіз можливості її використання як сенсора температури для контролю стану біомедичної апаратури.

Матеріали та методи

Процес визначення температури характеризується аналізом широкого спектру світлових променів, що надсилається на матрицю за допомогою брегівських волокон, при цьому відбиття від кожного сегмента впливає лише на певну довжину хвилі світлового променя. Значення зміни температури впливає на ефективний показник заломлення. Це призводить до зміщення довжини відбитої хвилі. Властивості ґратки брегівських волокон у разі деформації та зміни температури можна охарактеризувати такими рівняннями [8]:

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda, \quad (1)$$

$$\lambda_B = 2 \left(\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial l} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial l} \right) \Delta l + 2 \left(\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} + n_{eff} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \Delta T, \quad (2)$$

де λ_B — довжина хвилі Бреґга, Λ — період решітки, $\Delta \lambda_B$ — зсув довжини хвилі Бреґга, ΔT — зміна температури, n_{eff} — ефективний показник заломлення оптичного волокна.

Рівняння (1) описує вплив ефективного показника заломлення та періоду решітки на довжину хвилі Бреґга, рівняння (2) відображає вплив напруги та температури на зсув довжини хвилі. Відповідно до залежності (1) зміну довжини брегівської хвилі, викликану її подовженням і зміною температури, можна подати у вигляді рис. 2.

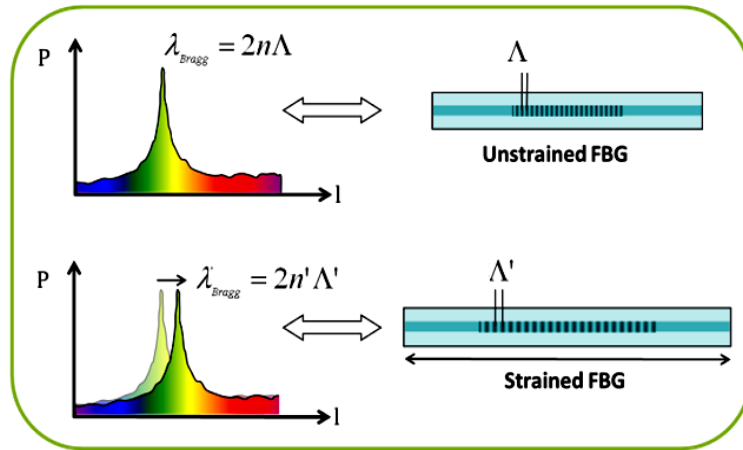


Рис. 2. Особливості роботи прямолінійних волоконних брегівських ґраток [10]

Перша складова рівняння (1) — це ефект подовження, а друга — вплив зміни температури на світловод. Зміни температури та деформація ґратки впливають на зміни показника заломлення та періоду ґратки. Цей вплив можна подати в такому вигляді [11]

$$\Delta\lambda_B = \lambda_B \left\{ (1 - pe)\varepsilon + (\alpha_\Lambda + \alpha_n)\Delta T \right\}, \quad (3)$$

де ε — відносна деформація, $\alpha_\Lambda = \left(1/\Lambda \left(\frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \right)$ — коефіцієнт температурного розширення (для кварцового скла $\alpha_\Lambda = 0,55 \cdot 10^{-6}$), $\alpha_n = \left(\frac{\partial n_{eff}}{\partial T} \right)$ — температурно-оптичний коефіцієнт (для серцевини з кварцу, легованої германієм $\alpha_n = 8,6 \cdot 10^{-6}$), pe — коефіцієнт деформації, який визначається залежністю

$$pe = \frac{n_{eff}^2}{2} \left[P_{12} - \vartheta(P_{11} + P_{12}) \right], \quad (4)$$

де P_{11} та P_{12} — оптичні коефіцієнти, ϑ — постійна Пуассона. Для кварцового скла, легованого германієм $P_{11} = 0,113$, $P_{12} = 0,252$, $\vartheta = 0,16$, а $n_{eff} = 1,482$.

Із залежності (4) можна визначити коефіцієнти відносної чутливості деформації та температури до брегівської ґратки. Коефіцієнт відносної чутливості температури ґратки у разі деформації можна подати залежністю [12]

$$K_T = \frac{\Delta\lambda_B/\lambda_B}{\Delta T} = (\alpha_\Lambda + \alpha_n) \approx 9,15 \cdot 10^{-6}, K^{-1}. \quad (5)$$

Це означає, що чутливість ґратки для хвилі Брега 1550 нм набуває значення

$$K_T = \frac{\Delta\lambda_B}{\Delta T} = K_T \cdot \lambda_B \approx 14,2 \text{ нм/К} \quad (6)$$

Експериментальні дослідження

Експериментальні дослідження проводили на лабораторній установці в діапазоні температур від -20°C до 120°C з кроком зміни 10°C (нагрівання) і 120°C до -20°C (охолодження). Для вимірювання характеристик пропускання використовували спектроаналізатор, а вимірювання температури проводили за допомогою кліматичної камери [13]—[17].

Оптичний аналізатор спектра використовується як спектральний відгук на амплітуду сигналу відбиття СВД у вигляді зсуву довжини хвилі та зміни температури. Залежно від температури спостерігали довжину хвилі резонансу Брега. Резонансний зсув довжини хвилі брегівської ґратки вимірювали з роздільною здатністю 0,1 нм.

Спектр решітки, як зазначено раніше, вимірювали в діапазоні температур від -20°C до 120°C у разі нагрівання та від 120°C до -20°C у разі охолодження. Побудовано графіки зміни довжин

хвиль Брегга залежно від температури, які показані на рис. 3.

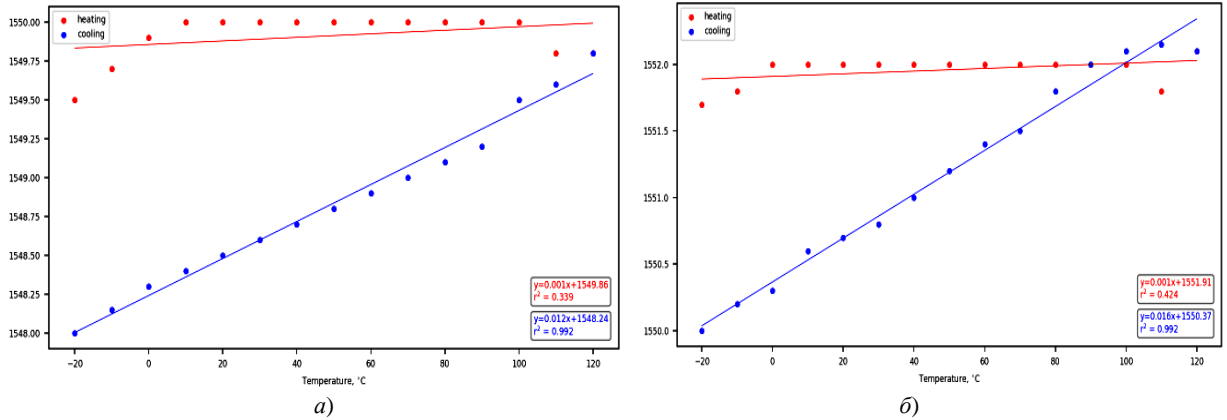


Рис. 3. Спектральні характеристики брегівської ґратки за температури: *a* — -20°C ; *б* — 20°C (для нагріву)

На основі експериментальних даних, побудовано графіки впливу температури на зміну довжин брегівської та основної хвиль у похилих брегівських ґратках з нахилами 30° , 50° , 70° для зміни температур у діапазоні від -20°C до $+120^{\circ}\text{C}$, які показані на рис. 4 та 5. Амплітуди брегівської та базової хвиль практично не змінилися.

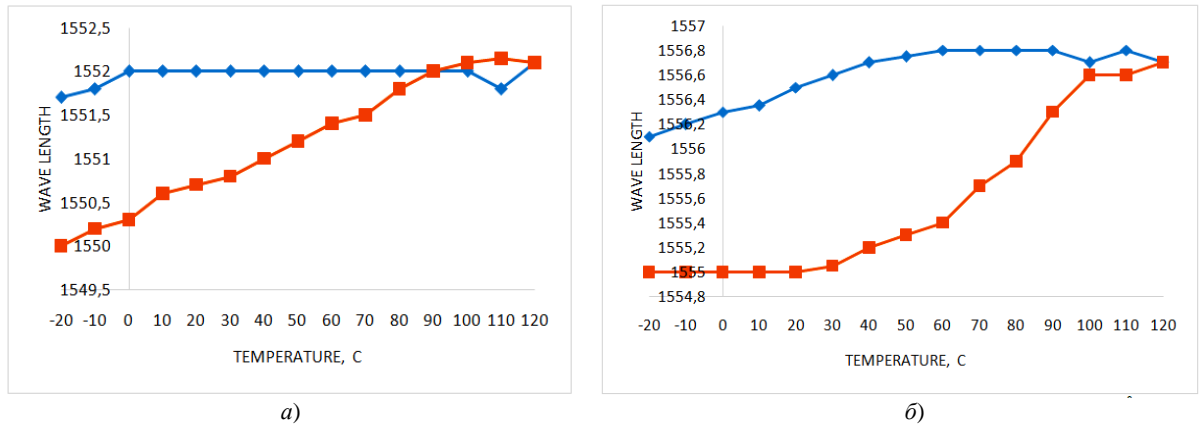


Рис. 4. Залежність довжини брегівської хвилі від температури з нахилом: *a* — 30° ; *б* — 50° (для нагріву та для охолодження)

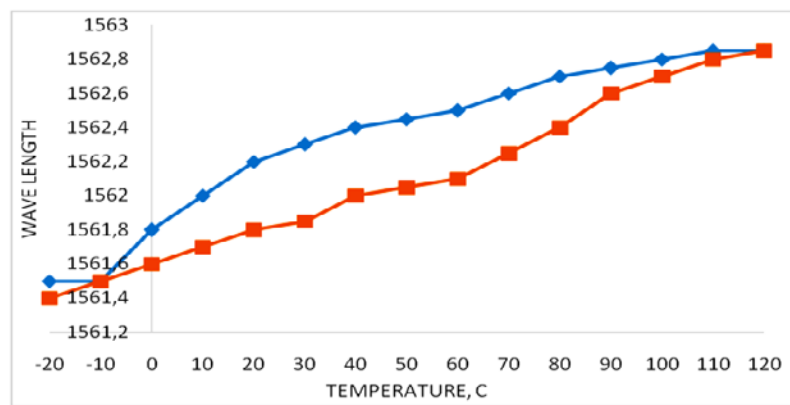


Рис. 5. Залежність довжини брегівської хвилі від температури CBD з нахилом 70° (для нагріву та для охолодження)

На рис. 4, 5 показані точки вимірювання ґраток для хвиль Брега та базової хвилі для кожних 10 градусів, тобто від -20 до 120°C (для нагрівання) та від 120 до -20°C (для охолодження). Побудовано графіки залежності зміни довжин хвиль Брега і хоста для кожного нахилу 30° , 50° , 70° . На графіку показано зміни нагрівання (синій колір) та охолодження (червоний колір) для кожного нахилу похилої решітки Брега. На всіх залежностях можна побачити лінійну зміну довжини хвилі зі зміною температури [18].

Відносний температурний коефіцієнт K_T можна визначити так:

$$K_T = \frac{\Delta\lambda_B/\lambda_B}{\Delta T} = (\alpha_\Lambda + \alpha_n) \approx 9,15 \cdot 10^{-6} K^{-1}, \quad (7)$$

де $\alpha_\Lambda = \frac{1}{\Lambda} \cdot \frac{\partial \Lambda}{\partial T}$ — коефіцієнт теплового розширення оптичного волокна, для кварцового скла має

значення $0,55 \cdot 10^{-6}$, де Λ — період Брєга ґратки, $\alpha_n = \frac{1}{n_e} \cdot \frac{\partial n_e}{\partial T}$ — температурно-оптичний коефіцієнт, для серцевини з кварцового скла, легованого германієм, $8,6 \cdot 10^{-6}$.

Температурна чутливість решітки Брєга має вигляд

$$K_T = \frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = k_T \cdot \lambda_B, \quad (8)$$

де λ_B — довжина хвилі Брєга, $\Delta\lambda_B$ — зміна довжини хвилі Брєга. На кожному температурному сегменті існує різна чутливість, тому підсумкове значення отримано шляхом розрахунку середнього значення для всього температурного інтервалу кожної ґратки [19].

Розраховані значення температурної чутливості та температурних коефіцієнтів подано в табл. 1.

Таблиця 1

Температурна чутливість і температурні коефіцієнти похилих брєгівських ґраток

Нахил	Температура, °C	k_T, K^{-1}		$K_T, \text{нм/К}$	
		Bragg	Khost	Bragg	Khost
3°	-20...120	$2,31 \cdot 10^{-6}$	$2,33 \cdot 10^{-6}$	$3,56 \cdot 10^{-3}$	$3,57 \cdot 10^{-3}$
	120...-20	$5,91 \cdot 10^{-6}$	$5,95 \cdot 10^{-6}$	$9,21 \cdot 10^{-3}$	$9,28 \cdot 10^{-3}$
5°	-20...120	$2,52 \cdot 10^{-6}$	$2,57 \cdot 10^{-6}$	$3,87 \cdot 10^{-3}$	$3,89 \cdot 10^{-3}$
	120...-20	$6,84 \cdot 10^{-6}$	$6,87 \cdot 10^{-6}$	$10,3 \cdot 10^{-3}$	$10,7 \cdot 10^{-3}$
7°	-20...120	$2,71 \cdot 10^{-6}$	$2,74 \cdot 10^{-6}$	$4,22 \cdot 10^{-3}$	$4,28 \cdot 10^{-3}$
	120...-20	$7,51 \cdot 10^{-6}$	$7,54 \cdot 10^{-6}$	$10,9 \cdot 10^{-3}$	$11,3 \cdot 10^{-3}$

Висновок

Теплові процеси в структурно-конструктивних модулях біомедичної апаратури значною мірою визначають їхні функціональні характеристики та надійність працездатності апаратури. Запропоновано математичні моделі визначення параметрів теплового поля елементів біомедичної апаратури. Отримано аналітичні рішення для розрахунків визначення температур на основі використання брєгівських ґраток, що враховують відведення теплоти з усіх поверхонь елементів.

Представлено результати визначення впливу температури на оптичні параметри похилої брєгівської ґратки та аналіз можливості її використання як датчика температури для контролю стану біомедичної апаратури. Зараз оптичні методи контролю випромінювання широко застосовуються в різних галузях науки і техніки, завдяки тому, що можна змінювати такі параметри світлової хвилі: амплітуду, частоту, фазу, поляризацію та напрямок поширення. Такі оптичні пристрої, як модулятори, дефлектори та фільтри, характеризуються високою швидкодією, малою потужністю керування, простотою конструкції та високою надійністю. Ці переваги забезпечили їхнє широке застосування не тільки в лазерній фізиці, а й у вимірjuвальній техніці, екології, медицині, військовій справі тощо.

Наведено значення чутливості оптичних сенсорів у кожному діапазоні температур, яке оцінюється шляхом розрахунку середнього значення для всього діапазону температур для кожної брєгівської ґратки. На підставі проведених досліджень зроблено висновок, що зміна довжини брєгівської хвилі відносно температури має лінійну залежність. Ця лінійна залежність отримана для періоду зміни температури від -20 до 120 °C і від 120 до -20 °C. Вплив температури на амплітуду брєгівської та вузької хвиль незначний, тому дійшли висновку про їхнє практичне застосування.

Методи визначення теплових режимів елементної бази є основою для аналітичного розрахунку показників надійності біомедичної апаратури, пов'язаних з температурами окремих елементів електронної структури.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

- [1] R. K. Gangwar, S. Kumari, A. K. Pathak, S. D. Gutlapalli, and M. C. Meena, "Optical Fiber Based Temperature Sensors," *A Review. Optics*, 4 (1), pp. 171-197, 2023. <https://doi.org/10.3390/opt401001>.
- [2] Y. Zhang, et al., "Progress on Optical Fiber Biochemical Sensors Based on Graphene," *Micromachines*, no. 13, 348, 2022. <https://doi.org/10.3390/mi13030348>.
- [3] V. I. Balakshy, and S. N. Mantsevich, "Collinear diffraction of divergent optical beams in acousto-optic crystals," *Appl. Opt.*, vol. 48, pp. 135-140, 2012.
- [4] G. Meltz., W. W. Morey, and W. H. Glenn, "Optical fiber Communication," *Conference, OFC. 90*, San Francisco, CA, 2010.
- [5] S. Nolte, J. Thomas, C. Voigtander, R. Becker, D. Richter, and A. Tunnermann, "Femtosecond Laser Induced Fiber Bragg Gratings," *Status and Prospects OSA/BGPP*, 2010.
- [6] T. Erdogan, and J. E. Sipe, "Tilted fiber phase gratings," *Journal of the Optical Society of America*, vol. 13, no. 2, pp. 296-313, 2012.
- [7] T. Erdogan, "Fiber Grating Spectra," *J. Lightwave Technol.*, vol. 15, no. 5, pp. 1277-1294, 2013.
- [8] J. Albert, and L.-Y. Shao Caucheteur, "Tilted fiber Bragg grating sensors," *Laser Photonics Rev.*, 2012, pp. 1-26.
- [9] Z. Gotra, et al., "High resolution differential thermometer," *Technology and Design in Electronic Apparatuses*, pp. 19-23, 2012.
- [10] X. Chen, "Optical Chemsensor Based on Etched Tilted Bragg Grating Structures in Multimode Fiber," *IEEE Photonics Technology Letters*, vol. 17, no. 4, pp. 864-866, 2015.
- [11] H. G. Frihlich, and R. Kashyap, "Two methods of apodisation of fibre-Bragg," *Optics Communications*, vol. 157, pp. 273-281, 2012.
- [12] P. Kisala, *Światłowodowe struktury periodyczne o pochylonej modulacji współczynnika załamania: właściwości i zastosowania*, monografie, Politechnika Lubelska, 2019, pp. 27-40. ISBN: 978-83-7947-356-4.
- [13] P. Kisala, "Application of inverse analysis to determine the strain distribution with optoelectronic method insensitive to temperature changes," *Applied Optics*, no. 51(16), pp. 3599-3604, 2012.
- [14] L. I. Timchenko, and I. Shedreyeva, "Algorithm of parallel: hierarchical transformation and its implementation on FPGA," *Proc. SPIE, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*, 2017.
- [15] A. Othonos, "Fiber Bragg gratings," *Rev. Sci. Instrum.*, vol. 68, no. 12, pp. 4309-4341, 2011.
- [16] R. Kashyap, *Fiber Bragg Gratings*, San Diego: Academic Press, 2012, p. 478.
- [17] J. Alonso, et al., "A method for the measurement of the refractive index of dielectric cylinders," *Pure Appl. Opt.*, no. 6, pp. 147-152, 2012.
- [18] X. Chen, *Optical Fibre Gratings for Chemical and Bio – Sensing, Chapter 8*, 2013, p. 205-235.
- [19] I. Shedreyeva, et al., "The influence of the TFBG tilt angle on the spectral response," *Proceedings of SPIE, The International Society for Optical Engineering*, this link is disabled, 2021.
- [20] W. Wójcik, A. Smolarz, et al., "Multispectral High Temperature Thermography," *Sensors*, no. 22(3), pp. 742, 2022.

Рекомендована кафедрою біомедичної інженерії та оптико-електронних систем ВНТУ

Стаття надійшла до редакції 20.01.2025

Вуйцик Вальдемар — д-р техн. наук, професор Інституту електроніки та інформаційних технологій; д-р Honoris Causa України та Казахстану, e-mail: waldemar.wojcik@pollub.pl .

Люблінський технологічний університет, Польща;

Шедрєєва Індіра — д-р філософії, доцент кафедри автоматизації и телекомунікації, e-mail: indisher@gmail.com .

Таразський університет імені М.Х. Дулаті, Республіка Казахстан;

Осадчук Олександр Володимирович — д-р техн. наук, професор, завідувач кафедри інформаційних радіоелектронних технологій і систем, e-mail: osadchukav69@gmail.com ;

Мартинюк Тетяна Борисівна — д-р техн. наук, професор, професор кафедри обчислювальної техніки, e-mail: martyniuk.t.b@vntu.edu.ua .

Вінницький національний технічний університет, Вінниця,

Мозговий Олександр Васильович — канд. техн. наук, доцент кафедри інформаційно-аналітичної діяльності та інформаційної безпеки, e-mail: general@ntu.edu.ua .

Національний транспортний університет, Київ

W. Wojcik¹
 I. Shedreyeva²
 O. V. Osadchuk³
 T. B. Martyniuk³
 O. V. Mozghovyi⁴

Application of Optical Fiber Sensors for Temperature Control in Medical Equipment

¹Lublin University of Technology, Poland;

²Taraz University named after M. Kh. Dulaty, Kazakhstan ;

³Vinnitsia National Technical University;

⁴National Transport University, Kyiv

The paper presents the results of determining the influence of temperature on the optical parameters of an inclined Bragg grating and the analysis of the possibility of its use as a temperature sensor for monitoring the state of biomedical equipment. Methods for determining the thermal modes of the element base are the basis for analytical calculation of reliability indicators of biomedical equipment related to the temperatures of individual elements of the electronic structure. Currently, optical methods of radiation control are widely used in various fields of science and technology, due to the fact that it is possible to change the following parameters of a light wave: amplitude, frequency, phase, polarization and direction of propagation.

Optical devices such as modulators, deflectors and filters are characterized by high speed, low control power, simplicity of design and high reliability. These advantages have ensured their wide application not only in laser physics, but also in measurement technology, ecology, medicine, military sphere, etc. Today, the influence of temperature on the optical parameters of inclined Bragg gratings has been studied practically insufficiently.

The work investigates a temperature sensor based on the use of an inclined Bragg grating, where the spectral characteristics and parameters of which change under the influence of temperature. Mathematical models for determining the parameters of the thermal field of elements of biomedical equipment are proposed. Analytical solutions for calculating temperature determination based on the use of Bragg gratings are obtained, which take into account heat removal from all surfaces of the elements.

The work, in terms of the relevance of the problem and the ways of its implementation, corresponds to modern trends in world science and technology. It was concluded that the change in the length of the Bragg wavelength with temperature gives a linear dependence. There is a different sensitivity in each temperature range, therefore the resulting value was obtained by calculating the average value for the entire temperature range for each Bragg grating.

Keywords: biomedical equipment, diagnostics, temperature, Bragg inclined grating, spectral characteristics, Bragg fiber grating, parameters, transmission spectra, effective refractive index, wavelength.

Wojcik Waldemar — Dr. Sc. (Eng.), Professor of the Institute of Electronics and Information Technology, Lublin University of Technology, Dr. Honoris Causa of five Universities in Ukraine and Kazakhstan, e-mail: waldemar.wojcik@pollub.pl ;

Shedreyeva Indira — Ph. D., Associate Professor of the Chair of Automation and Telecommunications, e-mail: indisher@gmail.com ;

Osadchuk Oleksandr V. — Dr. Sc. (Eng.), Professor, Head of the Chair of Information Radioelectronic Technologies and Systems, e-mail: osadchukav69@gmail.com ;

Martyniuk Tatiana B. — Dr. Sc. (Eng.), Professor of the Chair of Computer Science, e-mail: martynyuk.t.b@vntu.edu.ua ;

Mozghovyi Oleksandr V. — Cand. Sc. (Eng.), Associate Professor of the Chair of Information and Analytical Activities and Information Security, e-mail: general@ntu.edu.ua