

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра Фізичних основ електронної техніки
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА Пояснювальна записка

рівень вищої освіти другий (магістерський)
ЗАСТОСУВАННЯ ФОТОННО-КРИСТАЛІЧНИХ РЕЗОНАТОРІВ ДЛЯ
ДЕТЕКТУВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТА ХІМІЧНИХ РЕЧОВИН
(тема)

Виконав:
здобувач 2 курсу, групи ФТОІм-23-1
Феклістов О.А.
(прізвище, ініціали)

Спеціальність 175 Інформаційно-вимірювальні
технології
(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма «Фотоніка та
оптоінформатика»
(повна назва освітньої програми)

Керівник проф. каф. ФОЕТ Одаренко Є.М.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри _____
(підпис)

Гнатенко О.С.
(прізвище, ініціали)

2025 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Електронної та біомедичної інженерії
(повна назва)

Кафедра Фізичних основ електронної техніки
(повна назва)

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

Спеціальність 175 Інформаційно-вимірювальні технології
(код і повна назва)

Тип програми освітньо-професійна
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма «Фотоніка та оптоінформатика»
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____
(підпис)

« ____ » _____ 20 ____ р.

ЗАВДАННЯ

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

здобувачеві Феклістову Олександр Андрійовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Застосування фотонно-кристалічних резонаторів для детектування біологічних та хімічних речовин

затверджена наказом університету від « 22 » листопада 2024 р. № 1230 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії 28 січня 2025 р.

3. Вихідні дані до роботи Дані про фізичні властивості фотонно-кристалічних структур (характеристики матеріалів, геометричні параметри решіток тощо). Відомості про механізми взаємодії світла з фотонно-кристалічними структурами та аналітами. Методи моделювання та чисельного аналізу параметрів фотонно-кристалічних резонаторів. Літературні джерела, що містять інформацію про сучасні фотонно-кристалічні сенсори, їх будову, характеристики та застосування.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі Огляд та аналіз сучасних фотонно-кристалічних сенсорів: їх типи, характеристики та сфери застосування. Вивчення фізичних принципів роботи фотонно-кристалічних резонаторів. Дослідження взаємодії фотонно-кристалічних структур з біологічними та хімічними речовинами.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій
Демонстраційний матеріал – 14 слайдів.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел про фотонні кристали та резонаторні структури на їх основі	02.09.24–30.09.24	Виконано
2	Створення розрахункового проєкту в комп'ютерному пакеті МЕЕР	01.10.24–20.10.24	Виконано
3	Виконання чисельних розрахунків характеристик фотонно-кристалічного сенсорного пристрою	21.10.24–12.11.24	Виконано
4	Аналіз результатів розрахунків характеристик резонансного сенсорного пристрою	13.11.24–28.11.24	Виконано
5	Оформлення пояснювальної записки	29.11.24–18.12.24	Виконано
6	Оформлення демонстраційних матеріалів	19.12.24–05.01.25	Виконано
7	Проходження нормоконтролю і отримання рецензії	06.01.25–15.01.25	Виконано
8	Проходження перевірки на плагіат	18.01.25–20.01.25	Виконано
9	Підготовка та захист кваліфікаційної роботи	21.01.25–29.01.25	Виконано

Дата видачі завдання 02 вересня 2024 р.

Здобувач _____
(підпис)

Керівник роботи _____ проф. каф. ФОЕТ Одаренко Є.М.
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 53 с., 31 рис., 1 додаток, 43 джерела.

БЮСЕНСОР, ДВОВИМІРНИЙ ФОТОННИЙ КРИСТАЛ, ДЕФЕКТ ПЕРІОДИЧНОСТІ, КРИПТОФАН, ФОТОННО-КРИСТАЛІЧНИЙ РЕЗОНАТОР.

Об'єкт дослідження – сенсорний пристрій на основі фотонно-кристалічного резонатора для визначення характеристик хімічних та біологічних речовин.

Мета роботи – визначення основних експлуатаційних характеристик сенсорного резонансного пристрою на основі двовимірного фотонно-кристалічного резонатора.

Метод дослідження – чисельний метод скінченних різниць в часовій області.

У роботі розглянуто кілька варіантів конфігурації фотонно-кристалічних резонаторів, які застосовуються в сенсорних пристроях для визначення параметрів хімічних та біологічних речовин. Створено розрахунковий проєкт для моделювання двовимірного фотонно-кристалічного резонатора. Здійснено підбір параметрів резонаторної системи для поліпшення експлуатаційних характеристик сенсору.

ABSTRACT

Explanatory note of the qualification work: 53 pp., 31 figures, 1 appendices, 43 sources.

BIOSENSOR, CRYSTAL RESONATOR, PERIODICITY DEFECT, TWO-DIMENSIONAL PHOTONIC CRYSTAL, PHOTONIC CRYPTOPHANE,.

The object of the study is a sensor device based on a photonic crystal resonator for determining the characteristics of chemical and biological substances.

The purpose of the work is to determine the main operational characteristics of a sensor resonant device based on a two-dimensional photonic crystal resonator.

The research method is a numerical finite difference method in the time domain.

The work considers several options for the configuration of photonic crystal resonators, which are used in sensor devices to determine the parameters of chemical and biological substances. A computational project has been created for modeling a two-dimensional photonic crystal resonator. The parameters of the resonator system have been selected to improve the operational characteristics of the sensor.

ЗМІСТ

Вступ.....	7
1 Фотонно-кристалічні біологічні сенсори.....	8
1.1 Основні параметри сенсорів	9
1.2 Типи біологічних сенсорів	11
1.2.1 Оптичні та фотонно-кристалічні біосенсори	12
1.2.2 Біосенсори на основі хвилеводів із резонаторним зв'язком.....	18
1.2.3 Біосенсори на основі резонаторів.....	25
2. Вимірювання концентрації метану за допомогою фотонно-кристалічних сенсорів.....	32
2.1 Конструкція та принцип дії сенсору	34
2.2 Модель та оптимізація ФК резонатору	37
2.3 Аналіз результатів розрахунків	44
Висновки	48
Перелік джерел посилання	49
Додаток А Демонстраційний матеріал.....	54

ВСТУП

На сучасному етапі розвитку науки та техніки особливу увагу привертають фотонно-кристалічні структури, які відкривають нові можливості в галузі сенсорних технологій. Їх унікальні властивості, зокрема здатність маніпулювати світловими хвилями у нанорозмірному масштабі, дозволяють створювати високочутливі, компактні та економічно вигідні пристрої для аналізу біологічних і хімічних речовин. Ці розробки є надзвичайно актуальними в умовах постійного підвищення вимог до точності та швидкості виявлення біологічних маркерів, хімічних компонентів та інших аналітів у різних сферах, таких як медицина, екологія та промисловість.

Метою цієї кваліфікаційної роботи є вивчення можливостей застосування фотонно-кристалічних резонаторів для детектування біологічних та хімічних речовин. У процесі роботи передбачено аналіз принципів функціонування фотонно-кристалічних сенсорів, дослідження їх параметрів, а також проведення розрахунків і моделювання для визначення оптимальних характеристик.

Результати цієї роботи можуть стати основою для подальшого вдосконалення фотонно-кристалічних технологій та їх адаптації для практичних завдань, що дозволить підвищити ефективність детектування і забезпечити більш високу якість отриманих даних.

1 ФОТОННО-КРИСТАЛІЧНІ БІОЛОГІЧНІ СЕНСОРИ

Фотонно-кристалічні структури зазвичай розробляються з мікроструктурою періодичного діелектричного елемента або наноструктурою з повторюваними областями високої та низької діелектричної проникності, які впливають на поширення світлової хвилі через структуру в залежності від довжини хвилі.

Структуру фотонного кристала можна зробити періодичною в одному (1D), двох (2D) або трьох вимірах (3D). 1D кристалічні структури є простими і використовуються як різноманітні біодатчики та для розробки фільтрів та оптичних дзеркал. Вони також мають неповну заборонену зону. 3D кристалічні структури є складними, оскільки вони мають дуже малу решітку і їх важко використовувати. 2D структури широко використовуються, оскільки вони мають високу пропускну здатність світла, легкі у виготовленні та керуванні режимами поширення хвиль.

Структури 2D фотонних кристалів загалом поділяються на два типи:

- 1) діелектричні стрижні, розміщені в повітряному середовищі;
- 2) повітряні отвори в діелектричній плиті.

Розташування решітки фотонних кристалів може бути повністю періодичним, квазіперіодичним і неперіодичним за своєю природою. Залежно від конструкції оптичного пристрою вибираються гратчасті структури, серед яких найбільш часто використовуються квадратна та гексагональна решітки, оскільки це забезпечує легку інтеграцію з іншими оптичними пристроями та широку заборонену зону в оптичному діапазоні частот [1].

Через періодичність діелектричної проникності матеріалу певні смуги довжин хвиль не допускаються в структурі, що називається фотонною забороненою зоною (ФЗЗ), і електромагнітні хвилі не можуть поширюватися у цій зоні [2]. Для створення різноманітних фотонно-кристалічних пристроїв (хвилеводи, резонатори, тощо) періодичність структури повинна бути порушена шляхом включення дефектів. Видалення однієї точки решітки (стрижнів/отворів) у всій структурі фотонного кристалу називається точковим дефектом (які називають

мікро- або нанопорожнини). Крім того, видалення ряду елементів решітки називається лінійним дефектом, що призводить до існування однієї або декількох мод в межах ФЗЗ. Ці моди не можуть поширюватися в іншій частині кристалічної структури. Таким чином, шляхом введення точкових і лінійних дефектів у кристалічній структурі можна контролювати процес спонтанного випромінювання [3, 4]. Лінійний дефект утворює хвилевід, а видалення одного стрижня/отвору призводить до дефекту порожнини. Виконання певної поверхні в об'ємній кристалічній структурі призводить до існування поверхневих хвиль.

Фотонні кристали демонструють дуже сильне утримання світла при дуже малому об'ємі, а характеристики речовини визначаються в нанорозмірному діапазоні. Такі датчики привернули пильну увагу дослідників завдяки своїм видатним оптичним властивостям, таким як висока чутливість, компактний сенсорний пристрій, швидка реакція, стійкість до електромагнітних перешкод і низька вартість. Він використовується в широкому діапазоні застосувань у промисловості та біомедичних темах [5]. Основна перевага цих датчиків полягає в тому, що вони перетворюють дуже невелику кількість результатів аналізу в сигнали, які можна виявити, що використовується в багатьох сенсорних пристроях, таких як мультиплексор, демультіплексор, лазери, волокна, логічні вентиля, хвилеводи, фільтри, оптичні датчики тощо. З нещодавнім прогресом у мікро- та нановиробництві, оптимізована конструкція фотонно-кристалічних сенсорів у межах виробничих обмежень є дуже важливою.

1.1 Основні параметри сенсорів

Сенсор – це в основному перетворювач, який використовується для перетворення однієї форми виявленого сигналу з одного домену в інший. До цього часу багато доменів досліджувалися багатьма дослідженнями, такими як електричний домен (струм, напруга тощо), біохімічний домен (компоненти крові, сеча, глюкоза тощо), магнітний домен (магнітне поле), радіаційний домен (поглинання, випромінювання і трансмісія), механічний домен (сила, напруга,

деформація тощо), теплова область (температура). Технологія «Кремній на ізоляторі» (КНІ) у сфері фотонних датчиків прокладає шлях для багатьох застосувань зондування, як зазначено вище, і її продуктивність вимірюється з точки зору чутливості, коефіцієнта якості, здатності передачі тощо.

Ключовими параметрами, які використовуються для вимірювання продуктивності сенсора, є коефіцієнт якості Q -фактор, чутливість до довжини хвилі S , роздільна здатність і ефективність передачі.

Серед них вимірювання коефіцієнта якості визначає утримання світла в порожнині фотонного кристалу, а чутливість визначає зміну показника заломлення в датчику або те, наскільки вихідний сигнал датчика змінюється зі зміною вхідного сигналу.

Коефіцієнт якості Q визначається як відношення отриманої резонансної довжини хвилі до зміни довжини хвилі на півмаксимумі повної ширини резонансної характеристики (FWHM). Q має бути якомога вищим, і цей параметр не має розмірності:

$$Q = \frac{\lambda_0}{\Delta\lambda}, \quad (1.1)$$

де λ_0 – довжина хвилі в резонансі;

$\Delta\lambda$ – різниця довжин хвиль, отриманих на рівні FWHM.

Чутливість S – це відношення отриманої зміни резонансної довжини хвилі до зміни показника заломлення. Чутливість вимірюється в нанометрах на одиницю показника заломлення (RIU) і має бути якомога вищою.

$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n}, \quad (1.2)$$

де $\Delta\lambda$ – зміна резонансної довжини хвилі;

Δn – зміна показника заломлення.

Роздільна здатність характеризує найменший можливий спектральний зсув, який можна точно виміряти. Чисельно роздільна здатність R обчислюється таким чином:

$$R = \Delta\lambda = \lambda_r - \lambda_s, \quad (1.3)$$

де $\Delta\lambda$ – різниця довжин хвиль;

λ_r – резонансна довжина хвилі;

λ_s – найменший зсув резонансної довжини хвилі.

Межа виявлення DL задається як відношення роздільної здатності за довжиною хвилі R до чутливості S :

$$D = \frac{R}{S}. \quad (1.4)$$

Для визначення матеріальних параметрів об'єктів DL має бути найменшою зміною показника заломлення зразка, яку можна точно виміряти.

Коефіцієнт якості датчика можна визначити наступним рівнянням:

$$FOM = \frac{S \times Q}{\lambda_r}. \quad (1.5)$$

Ефективність передачі використовується для вимірювання рівня вихідного сигналу, який можна розрахувати за наступним рівнянням:

$$P = \frac{P_o}{P_I}, \quad (1.6)$$

де P_o – вихідна потужність на піку резонансу;

P_I – вхідна потужність на тій же довжині хвилі.

1.2 Типи біологічних сенсорів

Біосенсор – це аналітичний пристрій, який виявляє певний аналіт, наприклад фермент, ДНК, патогени тощо і перетворює біологічну відповідь у сигнали (наприклад, оптичні), які можна виявити. Основними елементами біосенсора є система біологічного розпізнавання для виявлення аналіту, датчик, який перетворює біологічну інформацію в сигнали, які можна виявити, і блок обробки

сигналів, який обробляє сигнал. На рис. 1.1 показано основні складові елементи біосенсора.

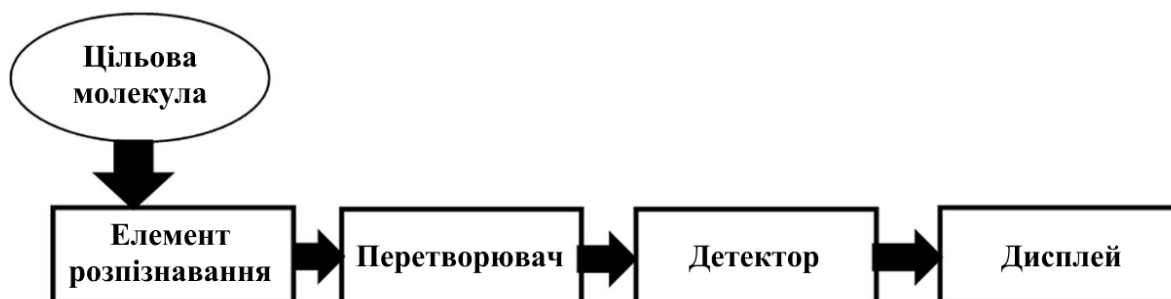


Рисунок 1.1 – Основні елементи біосенсора

Зазвичай, біосенсори класифікуються на основі типу біоперетворювача. Найпоширеніші біоперетворювачі такі:

- а) термальний біосенсор;
- б) акустичний біосенсор;
- в) оптичний біосенсор.

1.2.1 Оптичні та фотонно-кристалічні біосенсори

Оптичний біосенсор – це аналітичний пристрій, який використовується для перетворення біологічних даних об'єкту дослідження в оптичний сигнал. Він максимально покладається на поле, яке можна контролювати в режимі реального часу. Коли світло взаємодіє з аналітом, зміна показника заломлення призводить до зміни інтенсивності або зміни довжини хвилі. Таким чином, оптичні датчики використовують оптичну властивість, таку як зміна показника заломлення аналіту, для його сприйняття. Волоконні Бреггівські решітки і поверхневий плазмовий резонанс є іншими методами вимірювання, які досі використовуються. Фотонно-кристалічні біосенсори також відіграють важливу роль в оптичному зондуванні, і існує великий попит на розробку високочутливих, швидко реагуючих, простих у використанні та недорогих датчиків для виявлення або розпізнавання аналітів. Цю вимогу можуть задовольнити оптичні біосенсори на базі фотонних кристалів.

Система оптичного біосенсора складається з оптичного джерела, потім біосенсора на базі фотонного кристалу, фотодетектора, блоку обробки сигналу та блоку дисплея. На рис. 1.2 представлена схема оптичної системи вимірювання.



Рисунок 1.2 – Схематичне зображення оптичної вимірювальної системи.

Фотонно-кристалічні сенсори використовують різні явища, такі як інфрачервоне поглинання, поверхневий плазмонний резонанс тощо. Існують також інші оптичні пристрої на основі фотонних кристалів, такі як оптичні фільтри, демультіплексори, логічні вентиля, перемикачі, розгалужувачі потужності, каналні фільтри. Датчики мають багато застосувань, як датчики температури, датчики тиску, хімічні датчики, датчик рідини та біосенсори.

Протягом останніх кількох десятиліть біосенсори є сферою досліджень, яка швидко розвивається, оскільки вона стосується оптичних датчиків на основі спорідненості без міток. Це робиться шляхом вимірювання зміни показника заломлення для визначення аналітів за допомогою фотонної кристалічної структури, оскільки вона забезпечує унікальний механізм утримання світла в мікро- та нанопорожнинах.

Оптичні біосенсори на основі фотонних кристалів можна класифікувати за структурою, як описано нижче:

- а) біосенсори на основі хвилеводів;
- б) біосенсори на основі хвилеводів із резонаторами;
- в) біосенсори на основі резонаторів.

Сенсор на основі хвилеводу може бути сформований шляхом введення лінійного дефекту у фотонний кристал. Ці пристрої використовуються для виявлення біологічних аналітів, оскільки вони ефективно контролюють взаємодію світло-матерія.

В роботі [6] запропоновано біосенсор для визначення вагітності на основі хоріонічного гонотропіну людини (HGC) у сечі. Розмір датчика становить близько $6 \text{ мкм} \times 6 \text{ мкм}$ використовуються стрижні в повітряній конфігурації з квадратною решітчастою структурою, яка працює на довжинах хвиль від 1590 нм до 1600 нм. У цьому датчику для визначення використовуються як лінійні, так і точкові дефекти. Зміна показника заломлення сечі вагітних жінок за визначенням хоріонічного гонотропіну людини (HGC), відповідна зміна потоку вихідної трансмісії спостерігається для різних зразків сечі. На рис. 1.3 показано схему цього біосенсора.

В роботі [7] спроектовано біочіп для аналізу ДНК раку молочної залози. Використовується квадратна решітка з лінійним дефектом і діелектричними кремнієвими стрижнями, розташованими в повітрі. Було проведено аналіз ДНК нормальних клітин молочної залози та ДНК клітин раку молочної залози. Зміна показника заломлення є основним принципом, який використовується в цьому датчику.

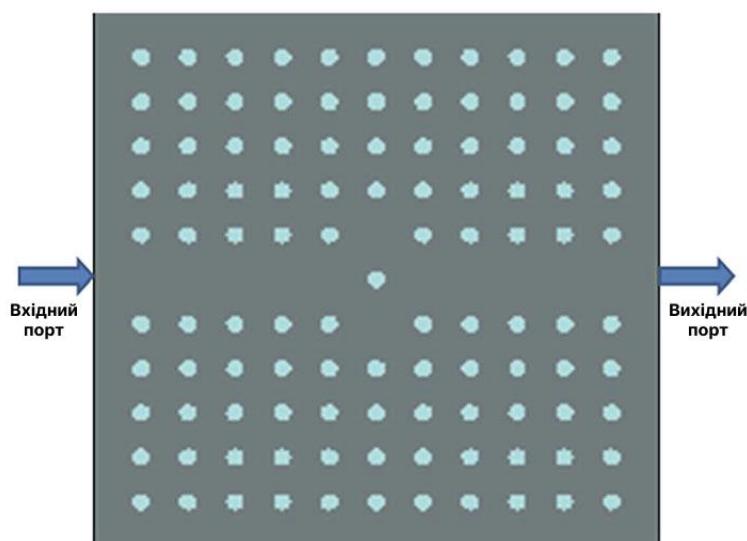


Рисунок 1.3 – Схема фотонно-кристалічної структури, яка використовується в біосенсорі

Отримана спектральна характеристика показує, що максимальна амплітуда для нормальної ДНК молочної залози становить 0,1802, тоді як для доброякісної ДНК і злоякісної ДНК становить 0,1791 і 0,1795 відповідно. Через зміну показника заломлення аналіту спостерігалися зсуви довжини хвилі для нормальної ДНК

молочної залози при 1,845 мкм, доброякісної ДНК при 1,846 мкм і злоякісної ДНК при 1,8447 мкм. Чутливість датчика становить 10^{-6} з дуже хорошим коефіцієнтом якості 118 563.

В роботі [8] розроблено біосенсор для визначення концентрації глюкози в сечі. Використовуються стрижні в повітряній конфігурації з гексагональною симетрією та постійною решітки 100 нм. Були отримані різні концентрації глюкози в сечі (0,625; 1,25; 2,5; 5 мг/декалітр) і резонансна частота змінювалася в міру зміни показника заломлення сечі. Датчик має високу чутливість: при невеликій зміні показника заломлення приблизно на 0,001, резонансна частота змінюється до 0,00002. Зокрема, це дає дуже хороший результат при гіпоглікемії (дуже низький рівень концентрації глюкози у крові).

В роботі [9] запропоновано біосенсор для виявлення глюкозурії в сечі. Використовуються повітряні отвори в кремнієвій плиті з гексагональною структурою ґратки. Постійна решітки 0,1 мкм і радіус повітряних отворів 420 нм. Беруться зразки сечі з різною концентрацією глюкози (0,625; 1,25; 2,5; 5; 10 мг/декалітр) і при хвилинній зміні показника заломлення сечі спостерігається зниження нормалізованого вихідного потоку пропускання з дуже хорошою добротністю. Крім того, цей сенсор також виявляє цукровий діабет, оскільки показник заломлення сечі змінюється відповідно до рівня глюкози в крові, а отже, змінюється рівень вихідної потужності. На рис. 1.4 зображено схему запропонованого біосенсору.

Двовимірний фотонний кристал на основі квадратної ґратки був також розроблений для аналізу базальних клітин раку молочної залози та раку шийки матки. У матриці 15×20 решітка була включена з лінійним дефектом, який формує фотонно-кристалічний хвилевід. Кубічна симетрія з діелектричними кремнієвими стрижнями в повітрі з діаметром 380 нм включена в датчик.

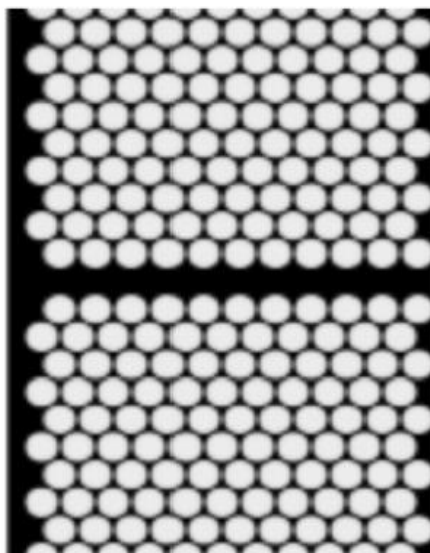


Рисунок 1.4 – Схема фотонно-кристалічного хвилеводу, який використовується в сенсорі

Період стрижнів решітки становить 1 мкм, що забезпечує хорошу чутливість зі зміною показника заломлення нормальних і ракових клітин, спектр відбиття також різний для кожного типу клітин. На рис. 1.5 зображено схему такого біосенсора.



Рисунок 1.5 – Фотонно-кристалічна структура біосенсора.

В роботі [10] запропоновано біосенсор, розроблений із L-подібними хвилеводами із чутливим отвором, який використовується для виявлення клітин

раку шийки матки. Датчик використовує квадратну решітку зі стрижнями в повітряній конфігурації з періодичністю 588 нм. Фотонна заборонена зона обмежена довжинами хвиль 1225 нм та 1656 нм. Через зміну показника заломлення нормальної клітини та клітини раку шийки матки спектр пропускання світла зміщується до 1650 нм із 100 % ефективністю пропускання, а довжина хвилі вхідного світла становить 1550 нм. Схема цього сенсора представлена на рис. 1.6.

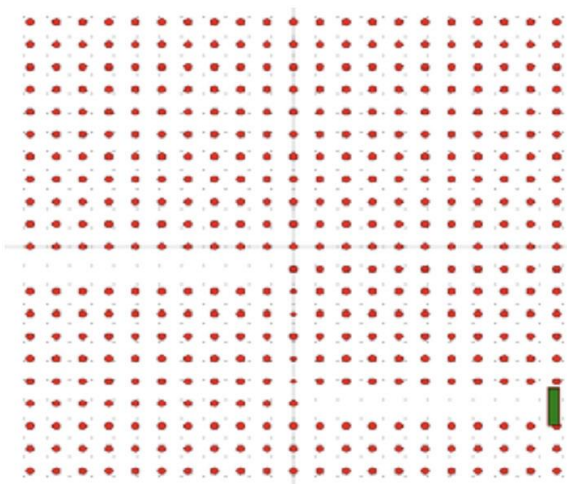


Рисунок 1.6 – Схема фотонно-кристалічного сенсору

В роботі [11] розглянуто біосенсор для виявлення збудника так званої *Escherichia coli* (*E. coli*). Було проведено експериментальний аналіз, щоб виміряти його параметри, коли він культивувався зі штамами DH5a, і його довжина та діаметр коливалися від 1,132 мкм до 1,825 мкм і від 0,447 мкм до 0,66 мкм відповідно. Фотонно-кристалічний хвилевід (ФКХ) був розроблений із SiO_2 як базовим шаром і трьома активними шарами, такими як GaAs (арсенід галію), Si (кремній) або Si_3N_4 (нітрид кремнію) товщиною 0,57 нм. Повітряні отвори круглої форми з постійною решітки 1 нм і радіусом повітряних отворів 0,45 нм використовувалися з шестикутною решіткою. Лінійний дефект був введений горизонтально в центрі структури з малими порожнинами радіусом 0,1 мкм і центральною більшою порожниною довжиною 1,096 мкм і діаметром 0,57 мкм.

Метод розкладання по плоским хвилям використовувався для визначення ФЗЗ. Після внесення дефектів сигнали з довжинами хвиль $\lambda_1 = 2,55$ нм, $\lambda_2 = 2,6$ нм

і $\lambda_3 = 2,44$ нм можуть поширюватися через GaAs/SiO₂, Si/SiO₂ і Si₃N₄/SiO₂ фотонно-кристалічні хвилеводи. Оскільки *E. coli* ($n = 1,39$) затримується в центрі сенсора, а коли світло проходить через вхід, резонансний зсув для GaAs/SiO₂, Si/SiO₂ і Si₃N₄/SiO₂ становить 1×10^{-4} нм, 6×10^{-4} нм, $6,06 \times 10^{-8}$ нм відповідно. Si/SiO₂ спостерігається з найвищою чутливістю 10,10438 нм/RIU, але зі зміною показника заломлення чутливість зменшується до 6,73 нм/RIU, GaAs/SiO₂ має середню чутливість 2,02 нм/RIU, а Si₃N₄/SiO₂ має дуже низьку середню чутливість. Таким чином, GaAs/SiO₂ є кращим для виявлення *E. coli*, оскільки він має помірну чутливість. На рис. 1.7 наведено зображення схеми біосенсору.

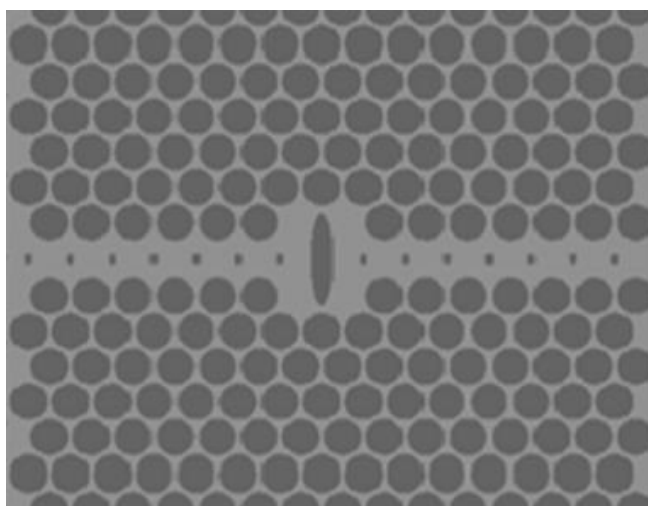


Рисунок 1.7 – Схема біосенсору на основі фотонно-кристалічного хвилеводу та резонатору

1.2.2 Біосенсори на основі хвилеводів із резонаторним зв'язком

Ці датчики сконструйовані, включаючи як точковий дефект (порожнину), так і лінійний дефект (хвилевід). Порожнина може бути як мікропорожниною, так і нанопорожниною залежно від вимог розробника та досліджуваного аналіту. Хвилевідні структури порожнини забезпечують дуже хорошу взаємодію світлової речовини з аналітами і, отже, забезпечують довший час життя фотонів у порожнині. Таким чином, це дуже перспективна платформа для біосенсорів.

В роботі [12] запропоновано хвилевідний біосенсор, пов'язаний із нанопорожниною, за допомогою якого виявляються різні компоненти крові, такі як цитоп, плазма крові тощо. Для незначної зміни показника заломлення аналізу існує помітний резонансний зсув у спектрі пропускання. Була введена гексагональна симетрія зі стрижнями у повітряній конфігурації, щоб загальна площа датчика становила приблизно 19×15 мкм². Використовується постійна решітки 690 нм і радіус 220 нм. Фотонну заборонену зону було отримано методом розкладання по плоским хвилям, а метод FDTD використовується для аналізу. Для створення нанопорожнини радіус центрального отвору змінюється від 220 нм до 130 нм. Коли датчик занурюється в аналіт, вихідний сигнал пропускання змінюється відповідно до зміни показника заломлення компонента крові. На рис. 1.8 зображено конструкцію біосенсора.

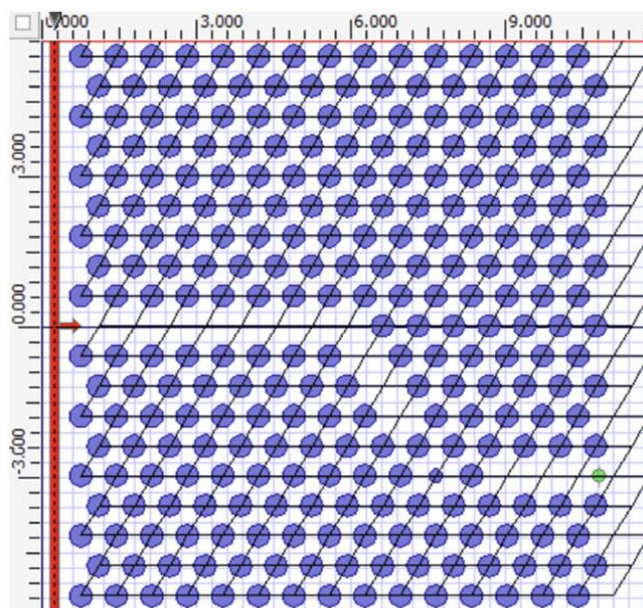


Рисунок 1.8 – Конструкція біосенсору.

В роботі [13] розроблено багатоканальний біосенсор, пов'язаний із нанопорожнинами, який був розроблений, щоб подолати обмеження одноцільового датчика. Шестикутна решітка з кремнієвими діелектричними стрижнями розміщена над пластиною повітря. З огляду на те, що різні концентрації глюкози в крові матиме різні показники заломлення, було запропоновано чотириканальний

біосенсор, що містить краплинні хвилеводи та нанопорожнини. Радіус кремнієвих стрижнів змінюється від 200 нм до 170 нм для центральних нанопорожнин уздовж чотирьох хвилеводів. На рис. 1.9 зображено біосенсор із чотирма різними каналами. Чотири різні показники заломлення заповнюються в чотирьох хвилеводах, і коли аналіти вводяться в датчик, аналізується концентрація глюкози в крові з 0, 50, 100, 150 мг/дл. Спектр пропускання змінюється відповідно до зміни показника заломлення концентрації глюкози. Робоча довжина хвилі варіюється від 1300 нм до 1700 нм, а вхідна довжина хвилі становить 1550 нм.

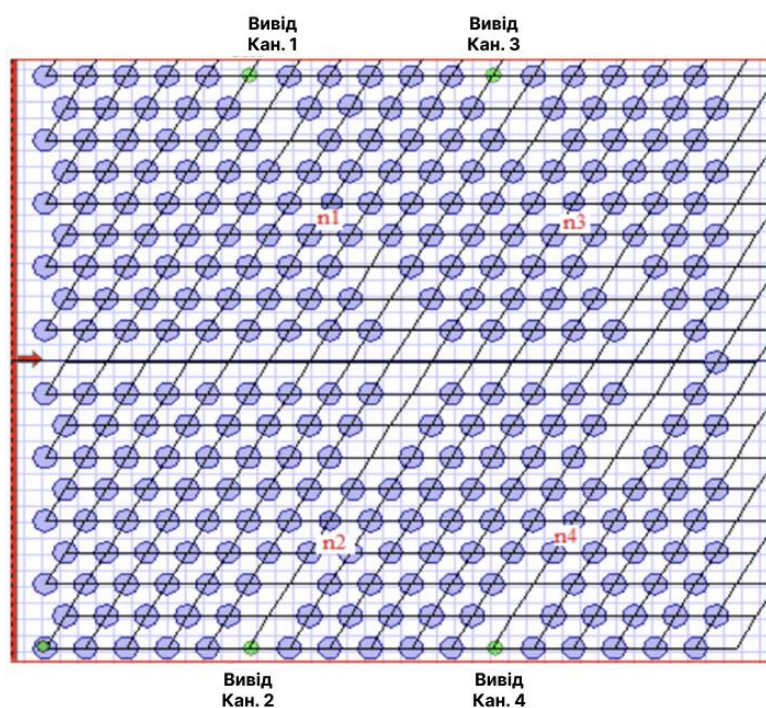


Рисунок 1.9 – Біосенсор з чотирма різними каналами.

В роботі [14] запропоновано фотонно-кристалічний хвилевід, пов'язаний з нанопорожнинками, який використовується для визначення п'яти різних ракових клітин із високою селективністю та чутливістю. Ефективна зміна показника заломлення є принципом, який використовується в біосенсорі, оскільки ракові клітини демонструють більший показник заломлення, ніж нормальні клітини, а ядро містить велику кількість білка для поділу клітин. Ракові клітини, такі як Jurkat, HeLa, PC-12, MDA-MB-231 і MCF-7, аналізуються в цьому біосенсорі.

Розглядається гексагональна ґратка з кремнієвими стрижнями в повітряній конфігурації з постійною ґратки $a = 0,8$ мкм і радіусом Si стрижнів $0,3a$. Метод розкладання по плоским хвилям використовується для розрахунку спектрів пропускання для TE фотонної забороненої зони для нормалізованої частоти від $0,5240a/k$ до $0,6698a/k$. У цьому випадку дефекти вводяться шляхом створення зв'язаної нанопорожнини у хвилеводі. У керованому оптичному режимі виходить резонансна довжина хвилі 1661 нм, коли аналіт не заповнює нанопорожнину. Оптимізована структура полягає в зміні радіуса центральної нанопорожнини, зсуві сусідніх отворів і зміні радіуса сусідніх отворів. По-перше, нанопорожнину заповнюють кров'ю здорової людини з показником заломлення 1,35 і з різними радіусами дефекту, причому оптимальний радіус приймається рівним $0,16a$, оскільки він закінчується високою чутливістю з хорошим Q -фактором. Крім того, оптимізація здійснюється шляхом зсуву сусідніх отворів від нанопорожнини, і структура сприймає нормальні та ракові клітини з чутливістю 388,57 нм/RIU і коефіцієнтом якості 4856,75. Далі відбувається зміщення довжини хвилі у вихідних спектрах відповідно до зміни показника заломлення ракових клітин. На рис. 1.10 показано схематичне зображення такого біосенсора.

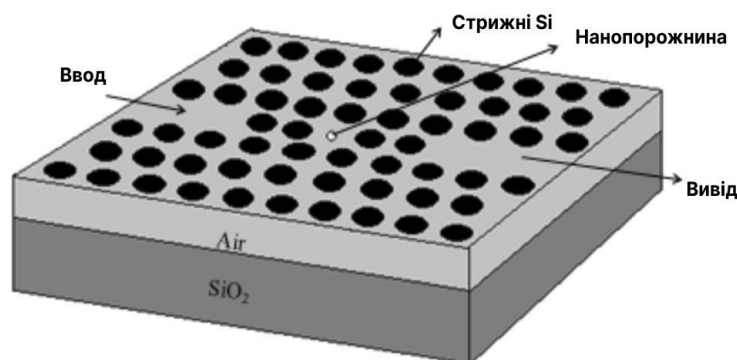


Рисунок 1.10 – Схема біосенсора.

В роботі [15] запропоновано високочутливий біосенсор із двома хвилеводами та однією мікропорожниною. Він заснований на принципі зсуву резонансної довжини хвилі внаслідок зміни показника заломлення таких рідин, як деіонізована

вода ($n = 1,33$), дистильована вода ($n = 1,3147$), ацетон ($n = 1,3445$), метанол ($n = 1,316$), ізопропіловий спирт ($n = 1,363$). Конструкція біосенсора складається з трикутної решітки з повітряними отворами на діелектричній кремнієвій пластині з постійною решітки 470 нм, а радіус повітряних отворів прийнятий рівним 190 нм. Структура фотонного кристала показує діапазон забороненої зони від 1135 нм до 1860 нм для ТМ поляризації.

Для подальшого підвищення чутливості датчика радіус r' повітряних отворів уздовж хвилеводу оптимізовано до 200 нм, оскільки він забезпечує найвищий коефіцієнт пропускання та добротність $Q = 1,47 \times 10^4$. При зміні показника заломлення на 0,001 резонансна довжина хвилі змінюється на 0,435 нм, а чутливість становить $S = 425$ нм/RIU. Нарешті, датчик має ефективність передачі від 73 % до 84,4 %. На рис. 1.11 зображено схему такого пристрою.

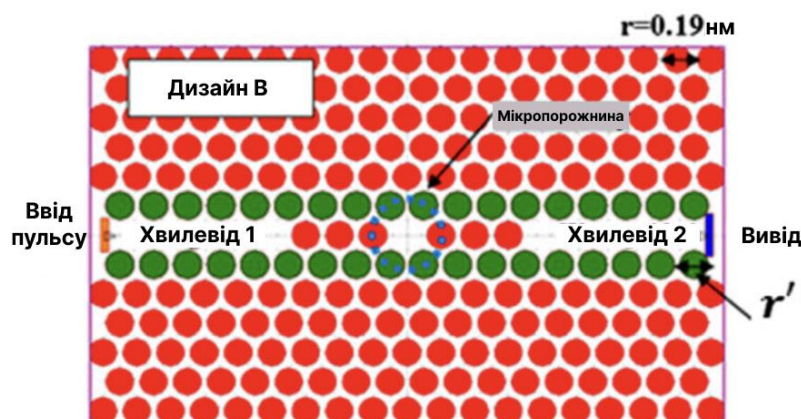


Рисунок 1.11 – Біосенсор з двома хвилеводами та мікропорожниною.

В роботі [16] розроблено чутливий до температури біосенсор із трикутною решіткою з просторовим періодом $a = 470$ нм з повітряними отворами на конфігурації діелектричної пластини. Радіус повітряних отворів $r = 190$ нм. Фотонна заборонена зона обчислюється за допомогою методу розкладання по плоским хвилям із шириною забороненої зони від 1135 нм до 1860 нм для ТМ поляризації. Два хвилеводи і мікрорезонатор утворилися як дефект фотонно-кристалічної структури. Крім того, щоб покращити чутливість, радіус r' повітряних

отворів уздовж кожного боку хвилеводу змінюється, регулюючи кількість отворів. Спектри пропускання були розраховані за допомогою методу FDTD для змінного показника заломлення від 1,323 до 1,333, що відповідає зміні температури від $T = 90\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $20\text{ }^{\circ}\text{C}$.

На рис. 1.12 представлена схема біосенсора. Оскільки показник заломлення дистильованої води змінюється на 0,001 по відношенню до температури, у резонансній довжині хвилі видно зсув на 0,44 нм. Температурна чутливість визначається як Dk/DT (pm/ $^{\circ}\text{C}$), чутливість 84 pm/ $^{\circ}\text{C}$ для діапазону температур вимірювання від $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ до $90\text{ }^{\circ}\text{C}$.

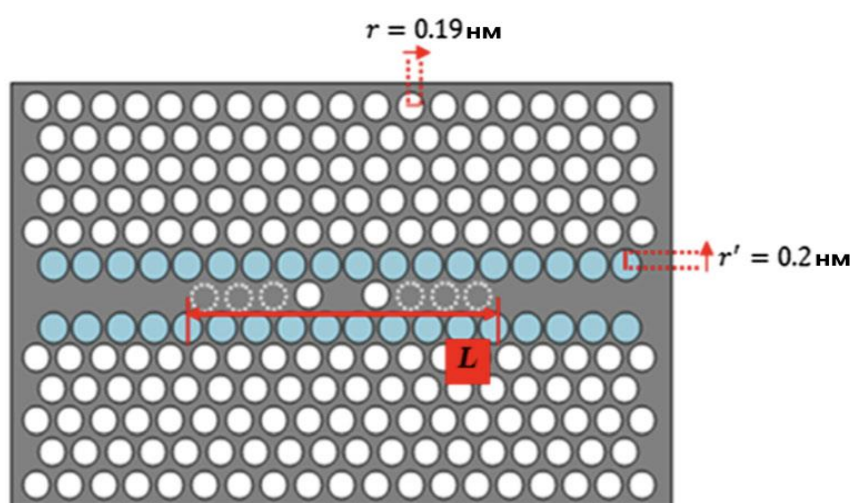


Рисунок 1.12 – Біосенсор з двома хвилеводами, мікропорожниною та трьома повітряними дірками

В роботі [17] запропоновано високочутливий біосенсор для виявлення раку та діабету за допомогою двовимірних фотонних кристалів. Основна структура складається з кремнієвих стрижнів у повітряному шарі, розташованих у вигляді гексагональної решітки з постійною решітки $a = 600\text{ нм}$. Радіус кремнієвих стрижнів становить 120 нм. У конструкції є дві трубки для розміщення зразків крові (червона трубка) і слюзи (блакитна трубка), як показано на рис. 1.13. Радіуси червоної та блакитної трубок $RC1 = 0,9a$ та $RC2 = 1,1a$. У зразку крові виявляють ракові клітини, а слюзу використовують для діагностики діабету.

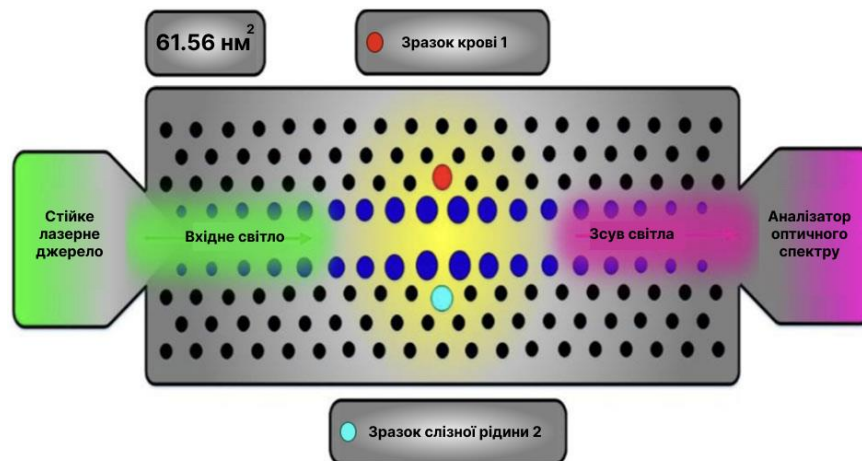


Рисунок 1.13 – Біосенсор для виявлення раку та діабету

Метод розкладання по плоским хвилям використовується для отримання забороненої зони для ТМ поляризації при $0,276 < a/\lambda < 0,446$, що дорівнює $1345 \text{ нм} < k < 2173 \text{ нм}$. Лазерне джерело з центральною довжиною хвилі $\lambda = 1550 \text{ нм}$ застосовано в сенсорі, оскільки він спочатку заповнений кров'ю і сльозою здорової людини з показником заломлення 1,36 і 1,35, розміщених всередині червоної та блакитної трубок. При резонансі довжина хвилі зсувається на $kS1 = 1,562 \text{ нм}$ для зразка сльози та $kS2 = 1,593 \text{ нм}$ для зразка крові. Чутливість визначається як $S = 3080 \text{ нм/RIU}$ і $FOM = 1550,11 \pm 150,11 \text{ RIU}^{-1}$. Ефективність передачі 95 % і 100 % для зразка сльози і крові відповідно.

Було проаналізовано три різні ракові клітини, такі як базальна ракова клітина (епідерміс), клітини HeLa (HPV18) і MDA-MB-231 (рак молочної залози). Ці клітини в нормальному стані мають показник заломлення 1,36, 1,368 і 1,385, а ракові клітини мають показник заломлення 1,38, 1,392 і 1,399 відповідно. FOM становить $940,475 \pm 025 \text{ RUI}^{-1}$ із чутливістю $S = 1893 \text{ нм/RIU}$ та коефіцієнтом якості 946,5 для базальних ракових клітин. Для ракових клітин HeLa $FOM = 805,283 \pm 58,92 \text{ RUI}^{-1}$ і чутливість $S = 1642 \text{ нм/RIU}$.

Ця структура має унікальну особливість, оскільки два зразки можуть бути одночасно виявлені за допомогою двох трубок, а коефіцієнт якості становить

946,50, FOM становить $1109,51 \pm 55,235 \text{ RIU}^{-1}$ зі 100 % ефективністю передачі та найвищою чутливістю 3080 нм/RIU^{-1} . Межа виявлення становить $31 \times 10^{-6} \text{ RIU}$.

1.2.3 Біосенсори на основі резонаторів

Біосенсори на основі резонаторів розроблені шляхом включення порожнини, хвилеводу та кільця в центрі резонатора. Форма кільця залежить від застосування сенора та аналіту. Кільця можуть бути круглими, еліптичними тощо. Датчики на основі резонаторів вважаються доволі високочутливими, мають низькі межі виявлення та високу добротність. Крім того, для вимірювання потрібна мінімальна кількість аналіту з високою ефективністю передачі. Крім того, у деяких резонаторах аналіти заповнюються в дуже малій зоні чутливості датчика, що додає більше переваг для такого типу датчиків.

В роботі [18] розроблено біосенсор для виявлення клітин раку шийки матки. Датчик має вхідний і вихідний хвилевід з центральним кільцем. Повітряні отвори в конфігурації плити використовуються з постійною ґратки 450 нм. Отвори в датчику заповнені клітинами зразків крові шийки матки, а зміна показника заломлення нормальних і ракових клітин змінює інтенсивність і довжину хвилі на 0,0176 нм і 0.6 нм відповідно. Коефіцієнт якості та чутливість спостерігаються як 248 та 143 нм/RIU.

В роботі [19] запропоновано біосенсор із двома перевернутими L-хвилеводами та кільцевим резонатором у центрі з відбитком поверхні $11,4 \text{ нм} \times 11,4 \text{ нм}$, як показано на рис. 1.14. У цьому випадку концентрація глюкози в сечі визначається протягом діапазону від 0 г/дл до 15 г/дл. Основним принципом вимірювання є зміна показника заломлення сечі, коли змінюється концентрація глюкози в сечі та змінюється відповідна вихідна відповідь датчика. Структура складається з 21×21 квадратної решітки з постійною решітки 540 нм. Використовуються кремнієві стрижні з радіусом 100 нм. Фотонна заборонена зона ТМ поляризації існує в діапазоні від $0,435 a/\lambda$ до $0,295 a/\lambda$, а її відповідна довжина хвилі становить від 1241 нм до 1830 нм для структури фотонного кристала без

дефектів. Коли вводяться такі дефекти, як два перевернутих L-подібних хвилеводи та один кільцевий резонатор, зборонена зона порушується, а напрямні моди поширюються в цю область. Круговий кільцевий резонатор має внутрішній радіус 50 нм і зовнішній радіус 100 нм. Однак стрижень Si, розміщений у верхній і нижній частині кільцевого резонатора, має довжину довжини 86 нм, щоб покращити вихідну передачу. При резонансі сигнал від вхідного L-хвилеводу подається на кільцевий резонатор і досягає вихідного L-хвилеводу. Резонансна довжина хвилі становить 1545 нм, ефективність передачі становить 100%, а коефіцієнт якості становить 256 за нормальних умов.

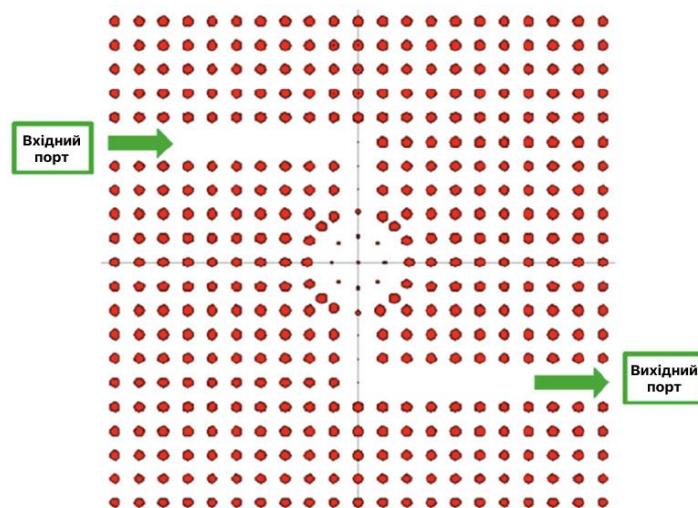


Рисунок 1.14 – Біосенсор з двома L-хвилеводами та одним кільцевим резонатором

Спектр вихідного сигналу розробленого датчика для різних концентрацій глюкози в сечі коливається від 0,625 г/дл до 5 г/дл, і можна відзначити, що вихідна потужність зменшується зі збільшенням концентрації глюкози в сечі. Для нормального рівня (від 0 мг/дл до 15 мг/дл) коефіцієнт якості становить 264 при резонансній довжині хвилі 1585 нм із 100 % ефективністю передачі. Коли концентрація глюкози зростає до 5 г/дл, спектр пропускання становить лише 55%, а коефіцієнт якості становить 217 на тій самій резонансній частоті. Також помічено, що показник заломлення крові також збільшується зі збільшенням концентрації

глюкози в крові. Для нормального рівня глюкози (від 165 мг/дл до 180 мг/дл) коефіцієнт якості отримано як 264 з ефективністю 100% передачі на довжині хвилі 1585 нм. Коли рівень глюкози підвищується до 342 мг/дл, вихідна потужність передачі знижується до 75 %, а коефіцієнт якості досягається як 269 на тій самій резонансній довжині хвилі.

В роботі [20] розроблено датчик солоності, використовуючи фотонно-кристалічний кільцевий резонатор для моніторингу солоності морської води від 0 г/л до 100 г/л при 25 °С. Датчик складається з кремнієвих стрижнів у повітряному шарі з квадратною решіткою, радіус стрижнів становить $0,185a$, де a є постійною ґратки та вибрано як 540 нм. Центральний круглий кільцевий резонатор з'єднаний з двома вбудованими квазіхвилеводами, а один сполучний стрижень розміщений по обидва боки від квазіхвилеводу. Один сполучний стрижень на вхідній і вихідній сторонах був оптимізований, оскільки він забезпечує високу вихідну потужність 99,5 %, з високим Q -фактором 478 на довжині хвилі 1590,5 нм при 0 % солоності. Тепер, коли солоність у морській воді збільшується на кожні 5 %, спектр вихідної потужності зменшується приблизно до 2,69 %, оскільки різна солоність має різний показник заломлення, що призводить до зміни вихідної потужності датчика при 25 °С. Мінімальний діапазон виявлення датчика становить 1 % (1 г/л) і 100 % для температури 5 °С і 25 °С. На рис. 1.15 зображено схему сенсора.

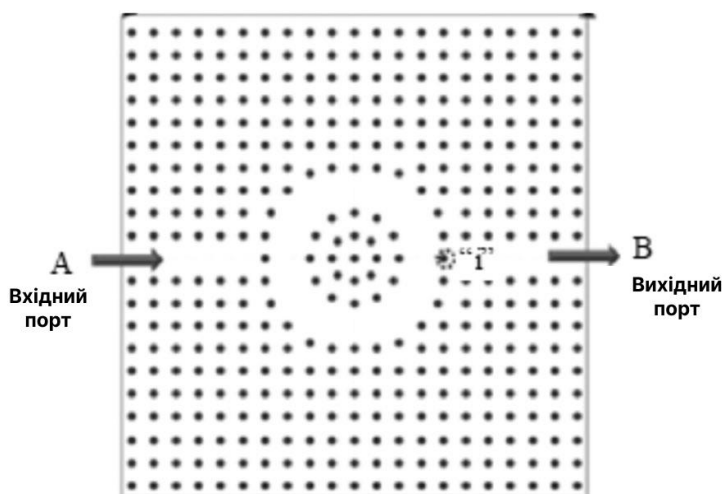


Рисунок 1.15 – Датчик з фотонно-кристалічним кільцевим резонатором

В роботі [21] запропоновано двовимірний біосенсор для виявлення різних компонентів крові, таких як еритроцити, лейкоцити, гемоглобін, рівень цукру в крові тощо. Довжина хвилі компонентів крові коливається від 1530 нм до 1615 нм. Датчик на основі фотонно-кристалічного кільцевого резонатора розроблено з кубічною решіткою, а стрижні в повітряній конфігурації використовуються з постійною ґраткою 540 нм і мають унікальний резонатор еліптичної форми в центрі структури, а радіус переднього та заднього кругового стрижня становить 100 нм. Метод розкладання по плоским хвилям використовується для розрахунку фотонної забороненої зони, а метод FDTD використовується для отримання спектрів пропускання та розподілу поля. У нормальних умовах, коли світло поширюється в резонаторі еліптичної форми через хвилевід і нормалізований спектр пропускання вимірюється на виході, резонансна довжина хвилі, Q -фактор і ефективність пропускання становлять 1590 нм, 257,5 і 100 % відповідно. Спектри вихідного пропускання, резонансна довжина хвилі змінюються відповідно до зміни показника заломлення різних компонентів крові, коли аналізовані речовини поміщаються на датчик. Таким чином, Q -фактор, ефективність передачі та межа виявлення з еліптичним резонатором складають 262, 97 % і $0,002 \text{ RIU}^{-1}$ для різних компонентів крові. На рис. 1.16 зображено такий біосенсор.

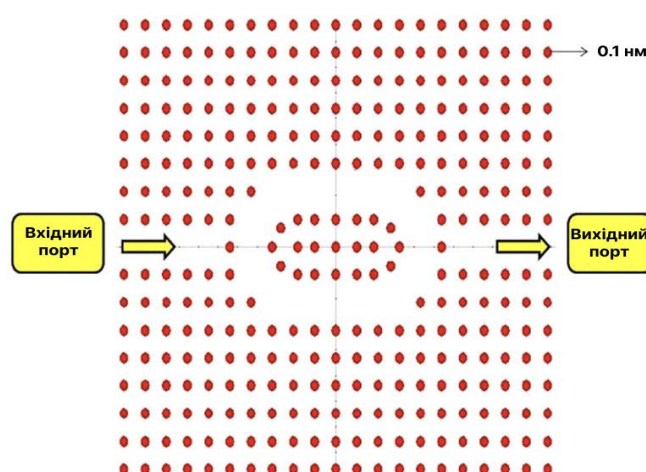


Рисунок 1.16 – Біосенсор з еліптичним кільцевим резонатором

В роботі [22] запропоновано фотонно-кристалічний сенсор з трикутною решіткою повітряних отворів, вигравіруваних у кремнієвій пластині з радіусом $0,37a$, де a — постійна решітки структури фотонного кристала ($a = 530$ нм). Товщина кремнієвої пластини прийнята рівною $h = 230$ нм. SiO_2 з низьким індексом ($n = 1,45$), що лежить під пластиною Si з високим індексом ($n = 3,45$), має товщину 1500 нм, допомагає утримувати світло всередині ядра порожнини, запобігаючи оптичним втратам у нижній підкладці та забезпечуючи повне внутрішнє відбиття у вертикальному напрямку. Фотонна заборонена зона коливається від $0,278 (a/k)$ до $0,4 (a/k)$ для TE поляризації і відповідає діапазону довжин хвиль від 1323,7 нм до 1908,1 нм. Пристрій складається з двох хвилеводних пар і однієї порожнини, яка має кільцеподібні отвори, витравлені в шарі Si. Ці кільцеподібні отвори мають внутрішній і зовнішній радіуси як $R_{in} = 126,5$ нм ($0,23a$) і $R_{out} = 247,5$ нм ($0,45a$) відповідно, таким чином, кільцева область повітря задана $R_{out} - R_{in} = 121$ нм. На рис. 1.17 показано біосенсор на підкладці, а на рис. 1.18 зображено кільцеподібну порожнину з вхідним і вихідним хвилеводом.

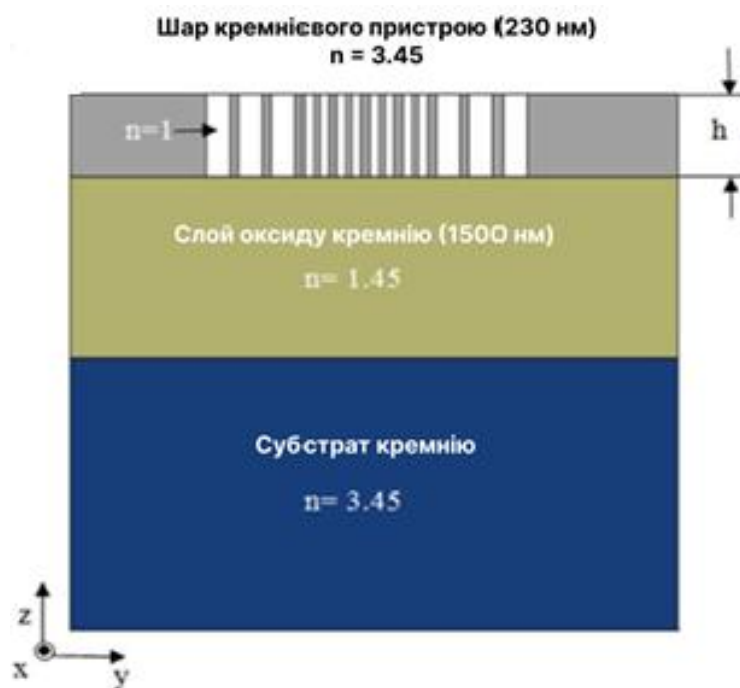


Рисунок 1.17 – Біосенсор на підкладці

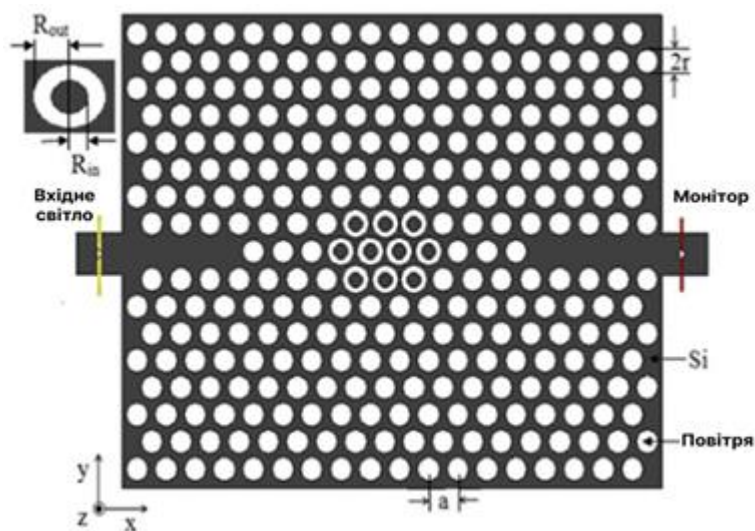


Рисунок 1.18 – Кільцеподібна порожнина з вхідним і вихідним хвилеводом

Для отримання високої добротності та чутливості сенсор розроблений на $R_{in} = 0,255a$. Величина резонансного зсуву довжини хвилі залежить від кількості функціоналізованих дірок і зміни показника заломлення мішеней. Для оптимального Q -фактора та чутливості S функціональні отвори приймаються як $N = 4$, у яких аналіти заповнені розчином глюкози, позначаються синіми круговими отворами, як показано на рис. 1.19.

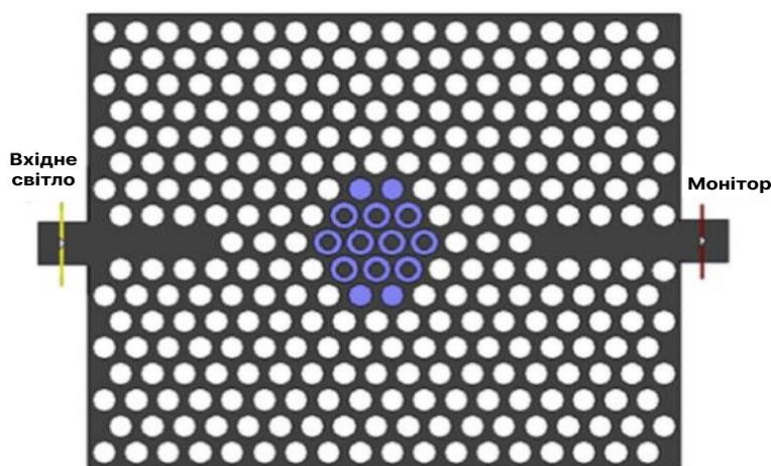


Рисунок 1.19 – Оптимальна структура біосенсору, де сині форми зображують чутливу зону, наповнену глюкозним наповнювачем

Концентрацію розчину глюкози варіюють як (0; 10; 20; 30; 40; 50; 60 г/л), змінюють її відповідний показник заломлення та отримують відповідний зсув довжини хвилі. Датчик дає дуже хороший результат при $\lambda = 1571,0$ нм, чутливість становить 462,61 нм/RIU, високий Q -фактор становить $1,112 \times 10^5$, що призводить до межі виявлення менше $3,039 \cdot 10^{-6}$ RIU⁻¹.

Крім того, фотонно-кристалічні структури різної розмірності використовуються для розроблення сенсорних пристроїв на основі плазмонного резонансу та Бреггівських резонаторів [23, 24].

2 ВИМІРЮВАННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ МЕТАНУ ЗА ДОПОМОГОЮ ФОТОННО-КРИСТАЛІЧНИХ СЕНСОРІВ

Явище забруднення навколишнього середовища стає все більш і більш серйозною проблемою. Тому вимірювання концентрації газу, як нетипове застосування в інтелектуальних системах, привертає все більшу увагу як у промисловості, так і в науково-технічних галузях [25]. Зокрема, метан (CH_4), який є легкозаймистим газом з надзвичайно низькою межею вибухонебезпечності (LEL) 5 % у повітрі, становить значну небезпеку вибуху у вугільній шахті та викликає сильний парниковий ефект, який сприяє глобальному потеплінню. в навколишньому середовищі. Тому дуже важливо розробити високочутливі датчики для точного вимірювання концентрації метану та для забезпечення того, щоб концентрація була нижчою за безпечний LEL [26]. В цьому контексті, багато дослідників звертають увагу на використання оптичних датчиків газу, оскільки вони пропонують багато переваг, таких як високе співвідношення сигнал/шум, малий розмір, легка вага та стійкість до електромагнітних перешкод [27]. Зокрема, оптичні резонатори можуть значно збільшити час взаємодії між світлом і цільовим газом, що може підвищити чутливість вимірювання газу низької концентрації. За останні десятиліття було створено велику кількість оптичних датчиків газу на основі мікрорезонаторів. Це датчики на поверхневому плазмонному резонансі [28], датчики в режимі шепочучої галереї [29] і резонансні мікропорожнини фотонних кристалів (ФК) [30]. Серед усіх цих оптичних резонаторів, згаданих вище, останнім часом найбільшу увагу привернув ФК мікрорезонатор з високою добротністю Q і надзвичайно малим об'ємом [31, 32].

Було продемонстровано, що фотонна заборонена зона ФК, яка реалізується шляхом періодичної модуляції показника заломлення, дає можливість направляти світло та маніпулювати ним у масштабі оптичної довжини хвилі [33]. ФК мікропорожнина, яка утворюється шляхом введення точкових дефектів у впорядковані діелектричні решітки, демонструє сильне обмеження поля та має тривалий час життя фотонів (а саме, високу добротність Q) [34]. Ці характеристики

створюють оптичну моду з резонансною довжиною хвилі, яка є дуже чутливою до локальних змін у навколишньому середовищі, що робить ФК резонатори перспективними для застосування у високочутливих і надкомпактних оптичних датчиках. Одним із прикладів є вимірювання концентрації газу в газовій суміші двох газів з різними показниками заломлення або відносним тиском газу [35, 36]. Періодична мікроструктура повітряного отвору ФК є природним кандидатом для розміщення газових аналітів, і, таким чином, показник заломлення повітряного отвору змінюватиметься зі зміною концентрації інфільтрованого газу. Згідно з емпіричним правилом, резонансна довжина хвилі ФК мікропорожнини буде зміщуватися до нижчої довжини хвилі, а фотонна заборонена зона збільшується, коли різниця показників заломлення між кремнієвою підкладкою та повітряним отвором збільшується [37].

Порівняно з традиційним оптичним газовим датчиком, розмір ФК газового датчика можна значно зменшити. Однак показник заломлення цільового газу завжди малий, а відповідна його зміна через зміни концентрації зазвичай нижча ніж 10^{-4} RIU (одиниця показника заломлення), що призводить до відносно низької чутливості вимірювання концентрації газу. Крім того, оскільки будь-які інші гази та інші параметри навколишнього середовища можуть призвести до зміни показника заломлення повітряного отвору, вони принесуть багато непередбачуваних помилок системі вимірювання та навіть призведуть до того, що система не зможе працювати.

У традиційних оптичних технологіях вимірювання концентрації газу для підвищення газової селективності та чутливості для виявлення газової суміші або класу газів найбільш ефективним і популярним методом є введення газочутливого матеріалу, показник заломлення якого зберігає лінійну залежність від концентрації певного газу [38, 39]. Криптофан — це молекула, яка має першочергове значення для транспортування аполярних «гостьових» молекул, а також для забезпечення взаємодії з цими молекулами у розчині. Повідомлялося, що молекула криптофану є єдиним новим функціональним матеріалом, який має пряму фоточутливість до метану. Якби метан потрапив у внутрішню порожнину молекули криптофану,

змінився б відповідний дипольний момент молекули разом із зміною показника заломлення [40]. Методика, заснована на взаємодії молекул криптофану і метану, була застосована для розробки оптичних датчиків метану, перевагами яких є проста структура, легке управління, сильна здатність запобігати перешкодам і висока селективність [41].

Експериментальні результати показали, що криптофан E має хороші адсорбційні та десорбційні властивості лише щодо алкану, а запропонований датчик метану має хорошу оборотність, повторюваність і стабільність. Проте межа виявлення все ще становить 2 %. Крім того, силікатне волокно з полімерним покриттям є дорогим, має високі втрати при пропусканні та не може зрівнятися зі звичайним волокном. У 2009 році виготовлено датчик метану з модовим фільтром [41]. Хоча межа виявлення може бути знижена до 0,06 %, час відгуку становить 5 хв. У 2010 році розроблено метаносенсор на основі невідповідності діаметра сердечника, але найкраща межа виявлення становить 2,2 % [42].

У цьому розділі розглядається оптичний газовий датчик на основі ФК мікропорожнини, просоченої криптофаном E, для вимірювання концентрації метану. Поєднання резонансних властивостей ФК мікропорожнини з перевагами високої чутливості та високої селективності молекули криптофану до метану дозволяє покращити чутливість і точність вимірювань.

2.1 Конструкція і принцип дії сенсору

На рис. 2.1 представлено схематичну конструкцію газового датчика з ФК мікропорожниною у якості газової комірки. Джерелом світла є ширококутне джерело з центральною довжиною хвилі 1550 нм, спектральною шириною 100 нм і вихідною потужністю 30 мВт. Після того, як світловий промінь пройде через ФК мікропорожнину, він буде переданий і зібраний на аналізаторі оптичного спектру для моніторингу спектру пропускання ФК мікропорожнини, яка оточена метаном з різними концентраціями. Усі ці оптичні інструменти з'єднані одномодовим волокном, за винятком того, що два лінзованих волокна використовуються, коли

світло входило в ФК мікрорезонатор та виходило з нього. Газова комірка оснащена отвором для введення газу та випускним отвором для відкачування газу. Газ вводить у газову комірку з постійним тиском і виводиться через вихідний отвір, щоб підтримувати тиск усередині газової комірки постійним.

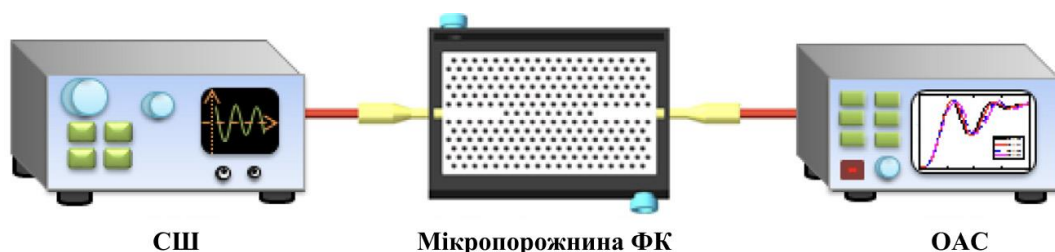


Рисунок 2.1 – Схема датчика метану на основі ФК резонатора, інфільтрованого криптофаном E

Специфічну структуру фотонно-кристалічного резонатора можна побачити на рис. 2.2, де криптофан E буде проникати в дефектні отвори, позначені червоним кольором, а радіуси дефектних отворів буде змінено для оптимізації резонансних властивостей мікропорожнини. Тоді спектр пропускання запропонованого фотонно-кристалічного резонатора демонструватиме резонансний провал, а відповідна резонансна довжина хвилі пов'язана з показником заломлення інфільтрованого криптофану E.

Зв'язок між показником заломлення n криптофану E та концентрацією C метану можна записати наступним чином [42]:

$$n = 1,448 - 0,46C. \quad (2.1)$$

Що стосується оптичного датчика метану, зміна концентрації газу C призведе до відповідної зміни показника заломлення криптофану E, який проник у дефектні отвори ФК резонатора, що, у свою чергу, визначає резонансну довжину хвилі цього резонатора. Таким чином, параметр концентрації можна оцінити та розрахувати шляхом вимірювання резонансного зсуву довжини хвилі ФК резонатора.

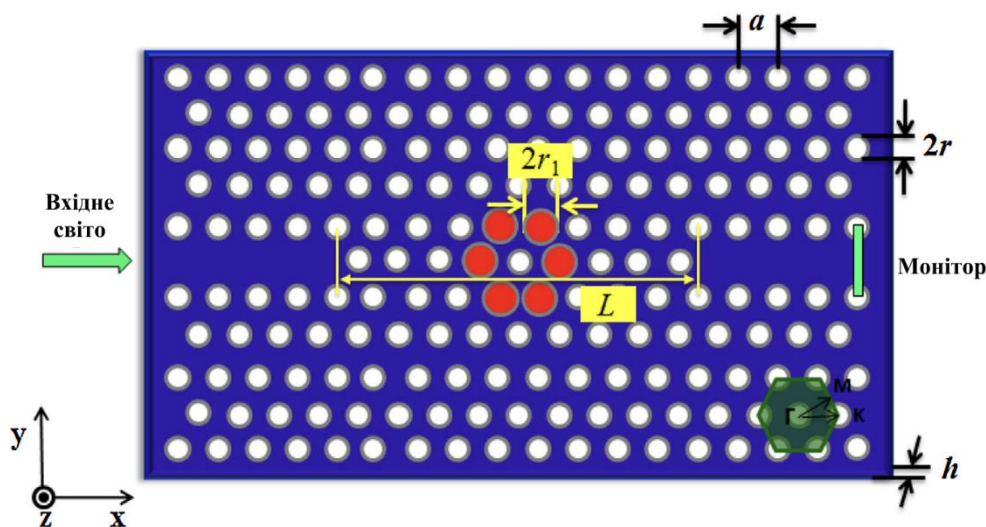


Рисунок 2.2 – Структура ФК резонатора, інфільтрованого криптофаном E

Для моніторингу концентрації газу чутливість і межа виявлення є двома важливими параметрами. Чутливість визначається як співвідношення між зсувом резонансної довжини хвилі $\Delta\lambda$ та зміною концентрації газу ΔC і може бути виражена так:

$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta C} = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n} = \frac{\Delta n}{\Delta C}, \quad (2.2)$$

де S – чутливість;

$S_n = \Delta\lambda/\Delta n$ представляє зсув довжини хвилі, спричинений зміною показника заломлення, і для цього випадку це означає чутливість ФК резонатора;

$S_C = \Delta n/\Delta C$ представляє зміну показника заломлення, спричинену зміною концентрації газу, значення якої визначається властивістю адсорбції метану криптофаном E і в цьому випадку дорівнює 0,46.

Тому це рівняння можна переписати так: $S = 0,46S_n$. Можна зробити висновок, що надвисока чутливість сенсора метану може бути досягнута, якщо S_n достатньо великий (а саме, більший зсув оптичного спектру при заданому показнику заломлення).

Межа виявлення характеризує мінімальну виявлену зміну концентрації D (тобто роздільну здатність датчика газу), яка може бути виражена таким чином:

$$D = \frac{\Delta\lambda_{min}}{s} = \frac{\lambda/Q}{0.46S_n}, \quad (2.3)$$

де $\Delta\lambda_{min} = \lambda/Q$ представляє собою мінімальний виявлений зсув довжини хвилі та дорівнює ширині лінії резонансного піку;

λ представляє собою центральну резонансну довжину хвилі вихідного спектру;

Q – це добротність ФК резонатора.

З рівняння (2.3) видно, що меншу D можна отримати шляхом подальшого збільшення S_n та Q .

Таким чином, щоб отримати датчик метану з високою чутливістю та малою межею виявлення, при розробці ФК резонатора прагнуть до високих значень S_n та Q . Окрім цього, також необхідно розглянути коефіцієнт пропускання T ФК резонатора, оскільки він визначає точність вимірювання сенсорної системи в практичних застосуваннях. Насправді T буде зменшено, якщо врахувати втрати зв'язку між ФК резонатором та одномодовими волокнами. Крім того, якщо вихідний оптичний сигнал нижчий за 10 %, він легко вбудовується у фоновий шум, що може знизити точність виявлення всієї системи та навіть зробити систему нездатною працювати. Оскільки втрати зв'язку зазвичай перевищують 30 %, теоретичне значення T має бути більше 40 %. За попередньої умови, що T перевищує 40 %, мінімальна зміна концентрації D , яку можна визначити, буде обернено пропорційна добутку S_n та Q . Отже, чим більше $S_n \times Q$, тим кращі властивості чутливості. Тому далі розглянемо питання оптимізації структури ФК резонатора для збільшення S_n , Q і T і, таким чином, покращення відповідних властивостей сенсорної системи.

2.2 Модель та оптимізація ФК резонатора

Як показано на рис. 2.2, структура ФК резонатора, призначена для газового сенсора, побудована в кремнієвій пластині ($n_{si} = 3,48$) шляхом розміщення трикутної решітки повітряних отворів на підкладці типу кремній на ізоляторі. У цій конструкції постійна решітки становить $a = 351$ нм, радіус об'ємного отвору для

повітря $r = 0,3a = 105,3$ нм, а товщина пластини $h = 0,6a = 210,6$ нм. Тут ФК резонатор формується шляхом збільшення центральних позначених червоним кольором дефектних отворів, радіуси яких позначені як r_1 і будуть змінені, щоб утворити структуру резонатора. Потім, щоб підвищити ступінь зв'язку між ребристим хвилеводом і ФК резонатором, деякі повітряні отвори в центральному ряду симетрично видаляються вздовж напрямку x , а довжина центрального хвилеводу визначається як L .

Для аналізу розподілу поля та властивостей ФК резонатора використовувався безкоштовний програмний пакет MEER [43]. Розглядалася лише ТЕ-поляризація, а саме, коли електричне поле паралельне площині плити фотонного кристалу.

Для всіх моделювань крок за часом становить 2000 з роздільною здатністю 20, а весь простір моделювання оточений ідеально узгодженим шаром товщиною в одну просторову одиницю для поглинання будь-яких полів, що виходять за межі простору моделювання, без викликання відбиттів. Крім того, усі структури та параметри моделювання, за винятком параметрів дефектних отворів, виконуються з однаковими налаштуваннями для майбутніх порівнянних результатів. Коли $L = 9a$ та $r_1 = 0,45a$, розподіл y -компоненти електричного поля (E_y) ФК резонатора у площині x - y представлено на рис. 2.3, який показує, що існує значне посилення обмеження світлової енергії всередині резонансної мікропорожнини. Порівняно з загасаючим полем на бічних стінках резонансної мікропорожнини можна спостерігати, що центральні збільшені дефектні отвори кільцевого резонатора мають сильніше оптичне поле. Це призводить до того, що резонансна порожнина дуже чутлива до зміни показника заломлення дефектних отворів через великий ступінь взаємодії світла та речовини всередині них.

Для того, щоб краще продемонструвати чутливість запропонованого ФК резонатора до зміни показника заломлення, були розраховані вихідні спектри пропускання ФК резонатора для різних показників заломлення дефектних отворів.

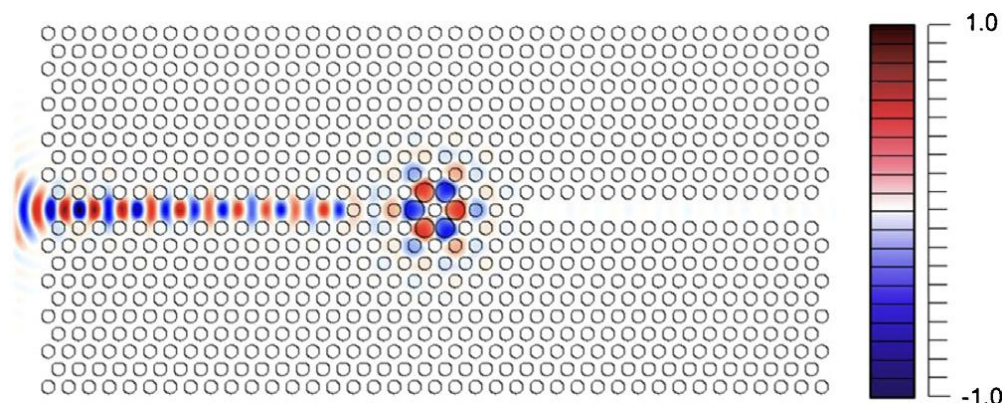


Рисунок 2.3 – Просторовий розподіл у-компоненти електричного поля у площині x - y

Під час моделювання джерело світла розміщується в передній частині вхідного хвилеводу, а детектор (монітор) розміщується в кінці хвилеводу, як показано на рис. 2.2. Спектри передачі обчислюються шляхом ділення вихідної потужності, визначеної монітором, на вхідну потужність джерела.

На рис. 2.4 показано нормалізовані спектри пропускання ФК резонатора, коли показник заломлення знаходиться в діапазоні від 1,40 до 1,45 з кроком $n = 0,01$. Нормована центральна частота джерела Гауссового імпульсу становить $0,225(2\pi c/a)$, ширина частотного спектру $\Delta\omega = 0,02(2\pi c/a)$. Крім того, закономірності зміни резонансної довжини хвилі та добротності зі зміною показника заломлення показані на рис. 2.5. Можна зробити висновок, що нормалізований коефіцієнт пропускання залишається незмінним і може досягати 84,5 %, що демонструє, що загальні втрати при передачі ФК резонатора є відносно невеликими. Крім того, резонансна крива зміщується в бік більшої довжини хвилі зі збільшенням показника заломлення, і величина зсуву майже однакова в діапазоні його зміни. Зміна показника заломлення дефектних отворів впливатиме на ефективний показник заломлення хвилеводу та структуру фотонної смуги через зміну різниці показника заломлення між кремнієвою підкладкою та повітряними отворами. Обидва ефекти призводять до зсуву резонансної довжини хвилі в одному напрямку: збільшення показника заломлення повітряних отворів призведе до червоного зсуву резонансної довжини хвилі, і навпаки.

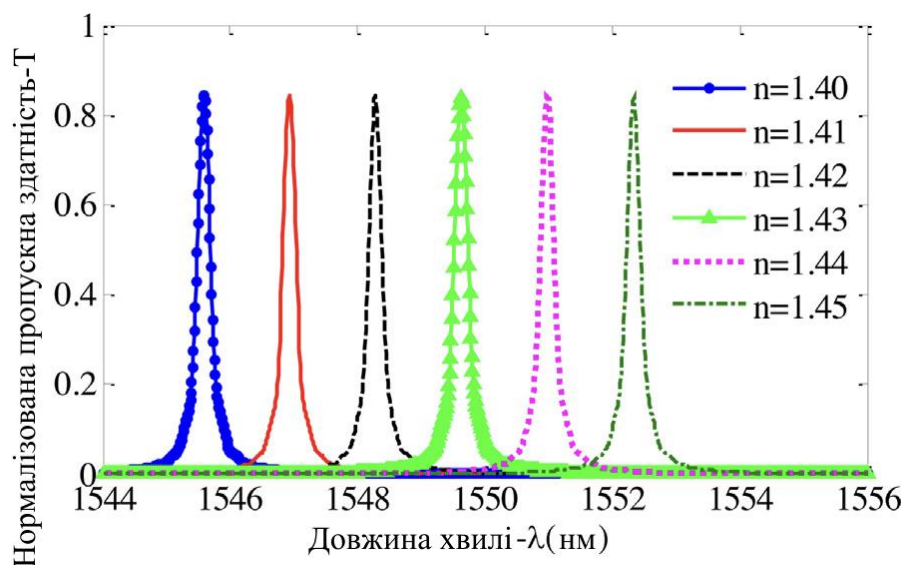


Рисунок 2.4 – Нормований спектр пропускання ФК резонатора як функція довжини хвилі для різних показників заломлення інфільтрованої речовини

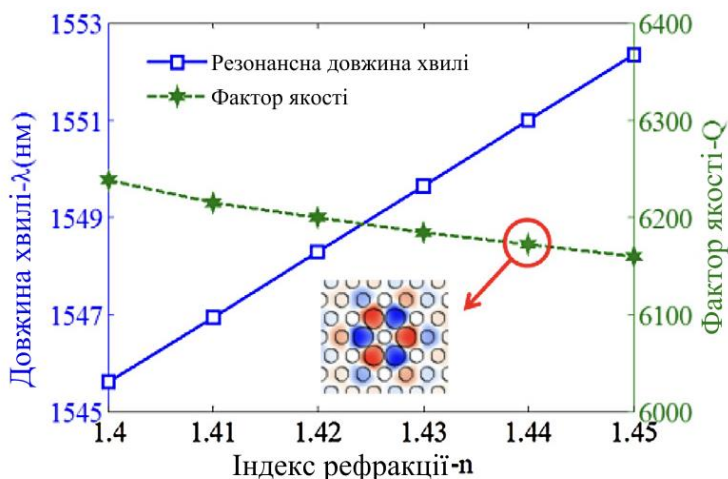


Рисунок 2.5 – Резонансна довжина хвилі та добротність ФК резонатора ($r_I = 0,45a$, $N=6$, $L=9a$), коли n змінюється від 1,40 до 1,45 із кроком $\Delta n = 0,01$

За винятком лінійної залежності резонансної довжини хвилі від показника заломлення, значення добротності не сильно погіршується і залишається відносно стабільним. Для цього випадку чутливість S_n становить приблизно 135,65 нм/RIU, а Q -фактор ФК резонатора приблизно становить 6203. Це демонструє можливість проникнення криптофану Е в ФК резонатор при застосуванні датчика метану. Щоб оптимізувати властивості датчика метану, необхідно розглядати значення S_n , Q і T

ФК резонатора, регулюючи радіуси дефектних отворів r_1 , змінюючи кількість дефектних отворів N і змінюючи довжину центрального хвилеводу L .

Слід зазначити, що S_n , Q і T незначно змінюються зі зміною показника заломлення дефектних отворів. Таким чином, розглянемо ці характеристики ФК резонатора, коли $n = 1,48$, що є показником заломлення криптофану E в неметановому середовищі, для всіх результатів розрахунків, наведених нижче.

На рис. 2.6 представлені закономірності зміни S_n , Q і T зі зміною радіуса дефекту r_1 , який збільшується з $0,39a$ до $0,49a$ з кроком $0,02a$, і всі структури моделюються для виявлення правил зміни їх оптичних характеристик.

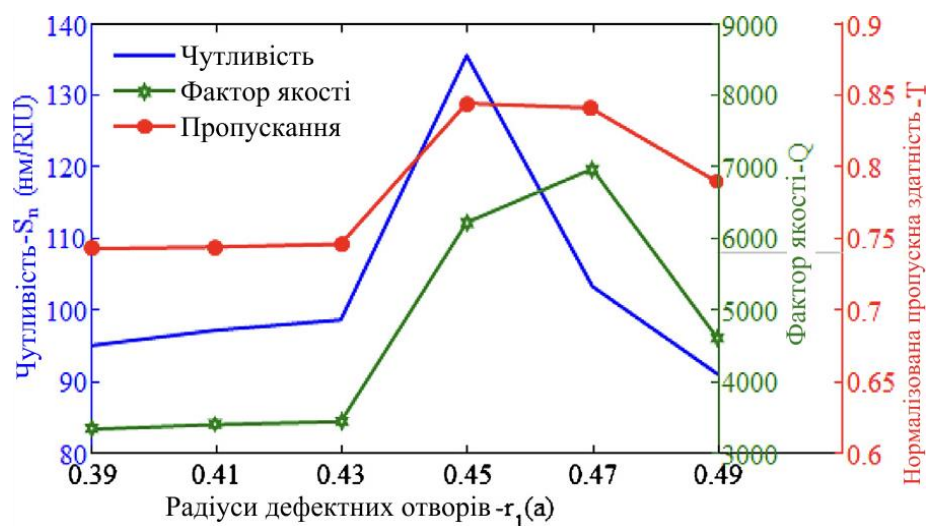


Рисунок 2.6 – Теоретична чутливість, Q -фактор і нормалізований коефіцієнт пропускання ФК резонатора ($N = 6$, $L = 9a$), коли радіус дефектного отвору r_1 змінюється від $0,39a$ до $0,49a$ з інтервалом $0,02a$

Видно, що всі ці три параметри спочатку збільшуються, а потім зменшуються зі збільшенням r_1 . Однак S_n та T мають найбільше значення, коли $r_1 = 0,45a$, а Q має найбільше значення, коли $r_1 = 0,47a$. Враховуючи тенденції зміни S_n , Q і T , можна встановити порожнину з радіусом дефекту $r_1 = 0,45a$ як оптимальну структуру резонатора в наступних моделях.

Розглянемо зв'язок між властивостями ФК резонатора і кількістю дефектних отворів N , коли $r_1 = 0,45a$. Криві на рис. 2.7 показують розраховані S_n , Q і T , коли N

дорівнює 6, 12, 18, 28 і 36 відповідно. А рис. 2.8 представляє конкретні схеми дефектних отворів. Як видно, Q -фактор і T резонансного режиму будуть змінюватися з N , і значення $N = 18$ призводить до оптимальної конструкції з $Q = 6086$ і $T = 0,9198$. Крім того, чутливість тут вища для більшої кількості функціональних отворів.

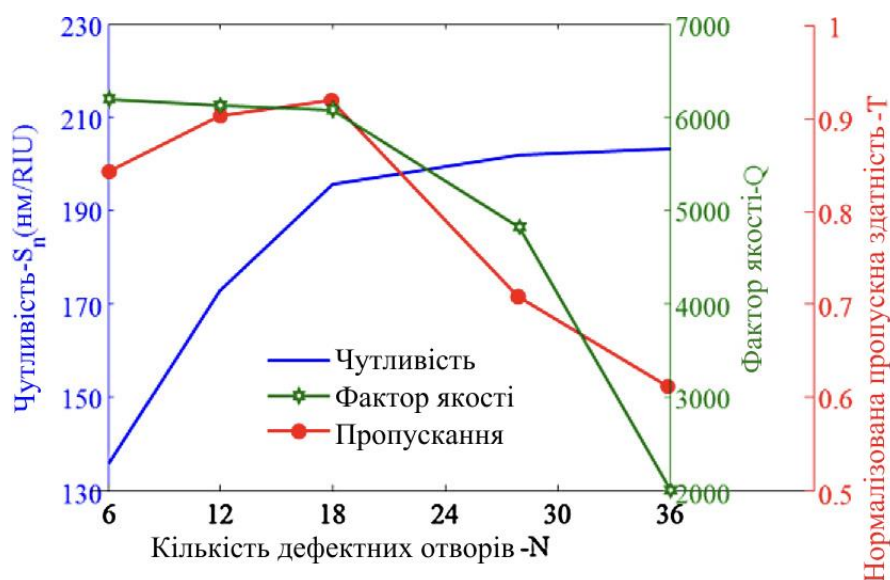


Рисунок 2.7 – Залежності чутливості, добротності та пропускної здатності від кількості дефектних отворів

Цей ефект можна пояснити тим фактом, що більша частина локалізованого поля розподілятиметься в області резонатора коли N буде збільшено, що призведе до більшого перекриття між резонансними модами та газом, який потрібно детектувати. Крім того, значення $N = 18$ діє як демаркаційна точка: у лівій області від $N = 18$ (рис. 2.7, $N = 6, 12, 18$) S_n швидко зростає зі збільшенням N ; у той час як у правій області від $N = 18$ (рис. 2.7, $N = 18, 28, 36$), S_n змінюється дуже повільно зі збільшенням N . Таким чином, у конструкції резонатора можна обрати значення $N = 18$ у ФК резонаторі, аналізуючи S_n , Q і T одночасно.

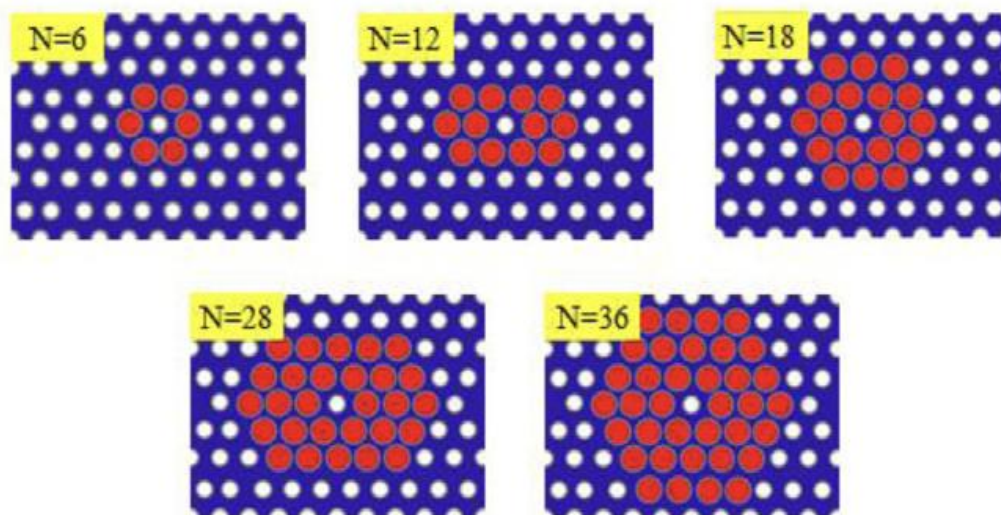


Рисунок 2.8 – Схеми дефектних отворів, коли $N = 6, 12, 18, 28$ і 36 .

Далі розглянемо зв'язок між властивостями фотонно-кристалічного резонатора і довжиною центрального хвилеводу L , коли $r_c = 0,45a$ і $N = 18$. Коли L збільшується від $5a$ до $15a$ з кроком $2a$, розраховані S_n , Q і T як функція L показані на рис. 2.9. Видно, що зі збільшенням L добротність резонатора зростає. Однак S_n і T спочатку збільшуються, а потім зменшуються. S_n і T швидко зменшуються після точки $L = 11a$. Тому в якості оптимальної конструкції виберемо мікрорезонатор з такою довжиною.

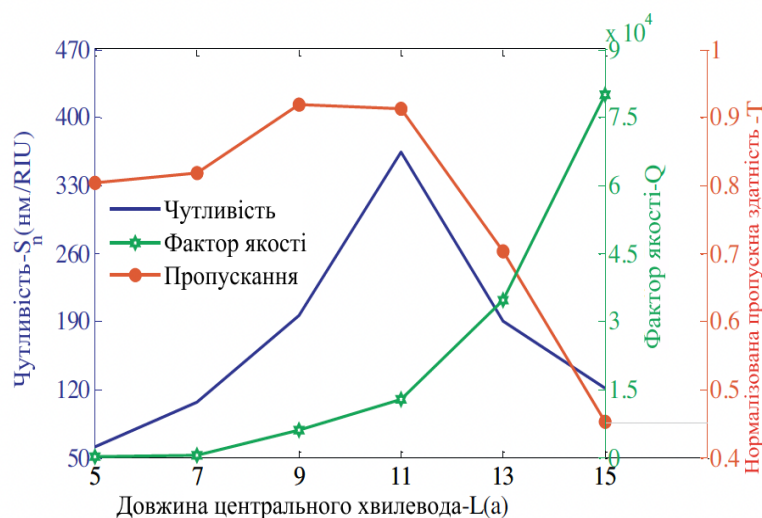


Рисунок 2.9 – Теоретична чутливість, добротність і нормалізований коефіцієнт пропускання ФК резонатора ($r_l = 0,45a$, $N = 18$)

Далі використовуємо структуру з $r_1 = 0,45a$, $N = 28$ і $L = 11a$ як остаточну конфігурацію резонатора, яка показана на рис. 2.10. З цими параметрами фотонно-кристалічний резонатор має чутливість 363,8 нм/RIU, добротність 12923 і коефіцієнт пропускання 0,9122. Для оптимізованої структури резонатора теоретична мінімальна межа виявлення показника заломлення D може бути знижена до $3,2 \times 10^{-4}$ RIU.

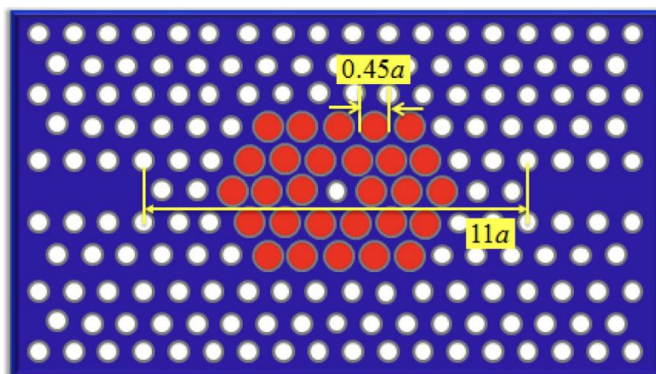


Рисунок 2.10 – Структура кінцевої ФК мікропорожнини
з $r_1 = 0,45a$, $N = 28$ і $L = 11a$

2.3 Аналіз результатів розрахунків

Відповідно до властивостей криптофану E з адсорбції метану, показник заломлення дефектних отворів, які просякнуті криптофаном E, змінюватиметься зі зміною концентрації метану. Виходячи з наведеного вище теоретичного аналізу, високочутливий датчик метану може бути реалізований за допомогою ФК резонатора, просякненого криптофаном E. Щоб змодельовати його, необхідно обчислити спектри пропускання ФК резонатора для різних концентрацій метану в діапазоні від 0 % до 5 %, як показано на рис. 2.11.

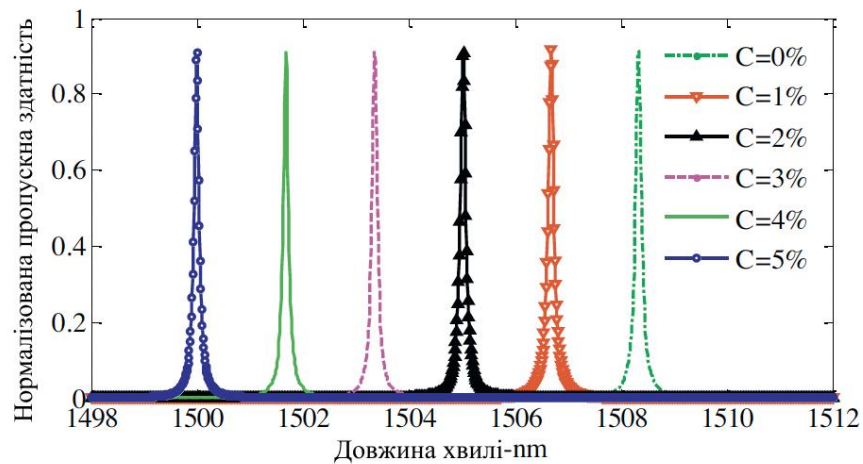


Рисунок 2.11 – Нормований спектр пропускання ФК мікропорожнини як функція довжини хвилі для різних концентрацій метану

Як видно, положення резонансної довжини хвилі, виявленої на виході ФК резонатора зміщується в бік нижчої довжини хвилі зі збільшенням концентрації метану. Резонансна довжина хвилі λ як функція концентрації метану C показана на рис. 2.12, з якого ми можемо знайти, що λ є лінійно пропорційною C , коли C знаходиться в діапазоні від 0% до 5% з чутливістю $167,348 \times 10^{-6}$ нм/ppm. . Відповідно до рівняння (2.3), теоретична мінімальна виявлена концентрація метану може бути знижена до 697,35 частин на мільйон з $\lambda = 1508$ нм і $Q = 12923$. Крім того, на рис. 2.11 також показано відповідні значення Q і T для різних концентрацій метану, і ясно, що ці параметри залишаються майже незмінними, коли концентрація метану змінюється від 0% до 5%. Таким чином, хоча показник заломлення криптофану E , який проник у дефектні отвори ФК резонатора, змінювався б із концентрацією метану, сенсор метану може зберігати ті самі властивості чутливості.

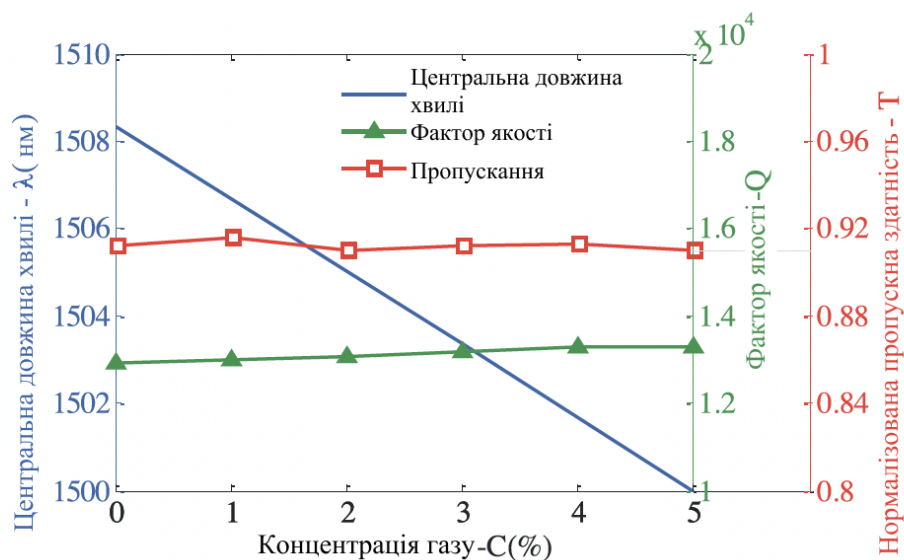


Рисунок 2.12 – Співвідношення центральної довжини хвилі, добротності та коефіцієнта пропускання оптимізованої ФК мікропорожнини до концентрації метану

Хоча межа виявлення розглянутого датчика метану не є кращою порівняно з такими методами, які пов'язані із аналізом спектрів поглинання, але вона має надзвичайно низький об'єм чутливості, що дозволяє знизити межу виявлення маси. Крім того, звичайні газові сенсори на основі ФК пристроїв базуються на внутрішньому вимірюванні показника заломлення цільового газу, чутливість якого відносно низька, а точність вимірювання легко порушується іншими газами [11]. Навпаки, розглянутий сенсор метану реагує лише на метан, що може запобігти перериванню інших газів і підвищити точність вимірювання.

Під час вимірювання слід звернути увагу на зміну внутрішнього показника заломлення метану зі зміною концентрації. Однак різниця показника заломлення між повітрям і чистим метаном становить лише 0,000179. Показано, що резонансна довжина хвилі зміщується в цьому випадку лише на $5,3449 \times 10^{-4}$ нм, що еквівалентно зміні концентрації метану в сенсорній системі на 3,194 ppm. Це дуже мало, щоб вплинути на чутливість розглянутого в роботі сенсора метану. Крім того, слід також зазначити, що поряд з показником заломлення навколишнього середовища існують інші параметри, які можуть впливати на зсув абсолютної

резонансної довжини хвилі ФК резонатора, такі як температура, надлишковий тиск усередині комірки та прогресуюче окислення поверхні зразка. Щоб уникнути впливу температури, зразок повинен бути встановлений на столику з контрольованою температурою всередині герметичної камери, що дозволяє проводити вимірювання у вакуумі та в різних метанових середовищах. Потім, щоб підтримувати постійний тиск газу в газовій комірці, газ вводять у комірку з постійною швидкістю, достатньою для повного заповнення об'єму комірки, спостерігаючи зсув резонансної довжини хвилі зі збільшенням об'єму метану. І коли нове збільшення потоку метану не викликає подальшого зсуву резонансної довжини хвилі, комірка вважається повністю заповненою метаном, тиск якого є постійним.

ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі досліджували застосування інфільтрованої криптофаном ФК мікропорожнини для вимірювання концентрації метану, в якій ця мікропорожнина з високою чутливістю до зміни показника заломлення, високою добротністю, високим коефіцієнтом пропускання та простою структурою використовувалася як газова комірка. В якості чутливого матеріалу використовувався криптофан E, показник заломлення якого змінювався б при контакті з метаном, і проникав у дефектні отвори ФК мікропорожнини. Таким чином, варіація концентрації метану змінить показник заломлення криптофану E, а також дефектних отворів ФК мікропорожнини, що спричиняє зміщення положення резонансів порожнини. Використовуючи метод скінченних різниць в часовій області (FDTD), спочатку було проаналізовано та оптимізовано чутливість сенсора до зміни показника заломлення, добротність і коефіцієнт пропускання запропонованого резонатора. Результати моделювання продемонстрували, що резонансна довжина хвилі моди, локалізованої в мікропорожнині, зміщує своє спектральне положення відповідно до лінійної поведінки, коли застосовується концентрація метану в діапазоні від 0 % до 5 %. Для зондування метану спостерігалася чутливість $167,348 \times 10^{-6}$ нм/ppm і межа виявлення 697,35 ppm. Межа виявлення може бути додатково покращена шляхом збільшення чутливості сенсора або добротності ФК мікропорожнини. Крім того, завдяки невеликому розміру, зручності виготовлення, високій добротності, високому коефіцієнту пропускання та хорошим властивостям сенсора, розглянута в роботі ФК мікропорожнина має великий потенціал для застосування в різноманітних схемах оптичних сенсорів, в тому числі ультракомпактних.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Joannopoulos J.D., Johnson S.G. et al. Molding the flow of light // *Computing in Science & Engineering*. 2008. 3(6). P. 38 – 47.
2. Rajasekar R., Robinson S., Trapezoid 2D photonic crystal Nano-electric field sensor based on two dimensional photonic crystal resonator // *Opt Mater*. 2018. 85. P. 474–482.
3. Suzuki T., Yu PK Existence of photonic band gaps in twodimensional metallo/dielectric photonic crystals // *Electromagnetics*. 1999. Vol. 19(3). P. 321–335. URL: <https://doi.org/10.1063/1.107868> (дата звернення: 21.11.2024).
4. Joannopoulos J.D., Villeneuve P.R., Fan S. Photonic crystals: putting a new twist on light // *Nature*. 1997. Vol. 386(6621). P. 143–149.
5. Nair R.V., Vijaya R. Photonic crystal sensors: an overview // *Prog Quantum Electron*. 2010. Vol. 34(3). P. 89–134.
6. Krupa V., Triveni C.L. Design of biosensor for the detection of pregnancy based on hcg presence in urine using photonic crystal waveguide: 2020 IEEE international conference on electronics, computing and communication technologies (CONECCT). IEEE. 2020. P. 1–4.
7. Nischita R. et al. 2-D photonic crystal based bio-chip for DNA analysis of breast cancer: 2015 International conference on pervasive computing (ICPC). IEEE. 2015. P. 1–4.
8. Sharma P., Sharan P. An optical sensor for propagation analysis of Lymphocyte cell for cancer cell detection: 2014 IEEE global humanitarian technology conference-south asia satellite (GHTC-SAS). IEEE. 2014. P. 93–98.
9. Sharma P., Sharan P. An analysis and design of photonic crystal-based biochip for detection of glycosuria // *IEEE Sens J*. 2015. Vol. 15(10). P. 5569–5575.
10. Sundhar A et al. Two dimensional photonic crystal based biosensor for cancer cell detection. In: 2019 IEEE international conference on system, computation, automation and networking (ICSCAN). IEEE. 2019. P. 1–3.

11. Painam B., Kaler R.S., Kumar M. Active layer identification of photonic crystal waveguide biosensor chip for the detection of Escherichia coli // Opt En. 2016. Vol. 55(7):077105.
12. Ameta S., Sharma A., Inaniya P.K. Nanocavity coupled waveguide photonic crystal biosensor for detection of different blood components. In: 2017 international conference on computing, communication and automation (ICCCA). IEEE. 2017. P. 1554–1557.
13. Ameta S., Sharma A., Inaniya P.K. Designing a multichannel nanocavity coupled photonic crystal biosensor for detection of glucose concentration in blood. In: 2017 8th international conference on computing, communication and networking technologies (ICCCNT). IEEE. 2017. P. 1–4.
14. Jindal S. et al. Nanocavitycoupled photonic crystal waveguide as a highly sensitive platform for cancer detection: IEEE Sens J. 2016. Vol. 16(10). P. 3705–3710.
15. Harhouz A., Hocini A., Design of high-sensitive biosensor based on cavity-waveguides coupling in 2D photonic crystal // J Electromagnet Waves Appl. 2015. Vol. 29(5). P. 659–667.
16. Hocini A., Harhouz A. Modeling and analysis of the temperature sensitivity in two-dimensional photonic crystal microcavity // J Nanophotonics. 2016. Vol. 10(1):016007.
17. Sani M.H., Ghanbari A., Saghaei H. High-sensitivity biosensor for simultaneous detection of cancer and diabetes using photonic crystal microstructure // Optical and Quantum Electronics. 2021.
18. Kumar H., Vaibav A.M., Srikanth P.C. 2D photonic crystal based biosensor for detection of cervical cancer cell. In: 2020 IEEE international conference on electronics, computing and communication technologies (CONECCT). IEEE. 2020 P. 1–4.
19. Robinson S., Dhanlaksmi N., Photonic crystal based biosensor for the detection of glucose concentration in urine // Photon Sensors. 2017. Vol. 7(1). P. 11–19.
20. Robinson S., Nakkeeran R., P.C. based optical salinity sensor for different temperatures // Photon Sensors. 2012. Vol. 2(2). P. 187–192.

21. Arunkumar R., Suaganya T., Robinson S., Design and analysis of 2D photonic crystal based biosensor to detect different blood components // *Photon Sensor*. 2019. Vol. 9(1). P. 69–77.
22. Arafa S. et al. Infiltrated photonic crystal cavity as a highly sensitive platform for glucose concentration detection // *Opt Commun*. 2017. Vol. 384 P. 93–100.
23. Shmat'ko A.A., Kazanko A.V., Mizernik_V.N., Odarenko E.N. Surface Plasmon Polariton Resonances of Diffraction Metamaterial Grating: 9th International Conference on Ultrawideband and Ultrashort Impulse Signals. 2018. September 4–7. Odessa. Ukraine. P. 190–193.
24. Shmat'ko A. A., Odarenko E. N., Vertiy A. A. Sensor-Polarimeter Based on Anisotropic Photonic Crystal for Solids and Liquids. 2020 IEEE Ukrainian Microwave Week Kharkiv, Ukraine, September 21 – 25. P. 897–901.
25. Duffin K., Johnstone1 W., McGettricket A. et al. Chemical sensor networks for gas detection and environmental monitoring // *Curr. Anal. Chem*. 2008. 4 (4). P. 391–402.
26. Shemshad J., Aminossadati S.W., Kizil M.S. A review of developments in near infrared methane detection based on tunable diode laser // *Sensors Actuators B:Chem*. 2012. 171, P. 77–92.
27. Hodgkinson J., Tatam R.P. Optical gas sensing: a review // *Measurement Science and Technology*. 2013. 24 (1). 012004. P. 1–59.
28. Mishra S.K. et al. SPR based fibre optic ammonia gas sensor utilizing nanocomposite film of PMMA/reduced graphene oxide prepared by in situ polymerization // *Sensors Actuators B: Chem*. 2014. 199. P. 190–200.
29. Farca G., Shopova S.I., Rosenberger A.T. Cavity-enhanced laser absorption spectroscopy using microresonator whispering-gallery modes // *Optics Express*. 2007. 15(25). P. 17443–17448.
30. Clevenson H. et al. High sensitivity gas sensor based on high-Q suspended polymer photonic crystal nanocavity // *Appl. Phys. Lett*. 2014. No 24. P. 241108 (1–4).

31. Zhou J. et al. Integration of high transmittance photonic crystal H₂ nanocavity and broadband W₁ waveguide for biosensing applications based on silicon-on-insulator substrate // *Opt. Commun.* 2014. 330. P. 175–183.
32. Shiramin L.A et al. High-sensitive double-hole defect refractive index sensor based on 2D photonic crystal // *IEEE Sensors.* 2013. J.13 (5). P. 1483–1486.
33. Notomi M., Strong light confinement with periodicity // *Proc. IEEE.* 2011. 99 (10) P. 1768–1779.
34. Lalanne P., Sauwan C., Hugonin J.P. Photon confinement in photonic crystal nanocavities // *Laser Photon. Rev.* 2 (6). P. 514–526.
35. Chen T. et al. Terahertz gas sensing based on a simple one-dimensional photonic crystal cavity with high-quality factors // *Appl. Opt.* 2014 53(16). P. 3454–3458.
36. Jagerska J. et al. Refractive index sensing with an air-slot photonic crystal nanocavity // *Opt. Lett.* 2010. 35 (15). P. 2523–2525.
37. Joannopoulos J.D. Johnson S.G. et al. *Photonic Crystals: Molding the Flow of Light.* 2nd ed. // Princeton University Press. 2008. 304 p.
38. Solis J.C., De la Rosa E., Cabrera E.P. Absorption and refractive index changes of poly (3-octylthiophene) under NO₂ gas exposure // *Opt. Mater.* 2009. 29 (2–3). P. 167–172.
39. Canceill J., Lacombe L., Collet A. Water-soluble cryptophane binding lipophilic guests in aqueous solution // *J. Chem. Soc. Chem. Commun.* 1987. No 3. P. 219–221.
40. Benounis M. et al. Study of a new evanescent wave optical fibre sensor for methane detection based on cryptophane molecules // *Sensors Actuators B: Chem.* 2005. 107 P. 32–39.
41. Wu S. et al. Mode-filtered light methane gas sensor based on cryptophane A // *Anal. Chim. Acta.* 2009. 633 P. 238–243.
42. Yang J., Xu L., Chen W. An optical fiber methane gas sensing film sensor based on core diameter mismatch // *Chin. Opt. Lett.* 2010. 8 (5). P. 482–484.

43. Oskooi A.F. et al MEEP: a flexible free-software package for electromagnetic simulations by the FDTD method // *Comput. Phys. Commun.* 2010. 181(3). P. 687–702.