

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)

СЕНСОР НА ОСНОВІ ПОВЕРХНЕВОГО ПЛАЗМОННОГО РЕЗОНАНСУ
ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ ГЕМОГЛОБІНУ

(тема)

Виконав:

здобувач 2 курсу, групи ЛОЕТМ-23-1
Кулічко-Павленко І.С.

(прізвище, ініціали)

Спеціальність 175 Інформаційно-вимірювальні
технології

(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-професійна

(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма «Лазерна та
оптоелектронна техніка»

(повна назва освітньої програми)

Керівник доц. каф. ФОЕТ Лінник О.В.

(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 «Лазерна і оптоелектронна техніка»
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:
Зав. кафедри _____
(підпис)
« ____ » _____ 20 ____ р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

здобувачеві Кулічко-Павленку Івану Сергійовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

- Тема роботи Сенсор на основі поверхневого плазмонного резонансу для визначення концентрації гемоглобіну
затверджена наказом університету від « 22 » листопада 2024 р. 1229 Ст
- Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії 27 січня 2025 р.
- Вихідні дані до роботи _____
 - Вхідний параметр – показник заломлення плазми крові.
 - Датчик на основі поверхневого плазмонного резонансу.
 - Діаметр оптоволокна: 300, 600, 940 мкм.
 - Обчислювальне середовище – Wolfram Mathematica.
- Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі: _____
 - Медико-технічне обґрунтування.
 - Розробка математичної моделі оптоволоконного біосенсора.
 - Розробка програмного забезпечення та моделювання.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів,
комп'ютерних ілюстрацій
Лістинг програмного коду – 3 арк..
Демонстраційний матеріал – 11 шт.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел за темою роботи	02.09.24–27.09.24	Виконано
2	Дослідження конструктивних особливостей біосенсорів на основі SPR	01.10.24–20.10.24	Виконано
3	Розробка математичної моделі	25.10.24–08.11.24	Виконано
4	Комп'ютерне моделювання та аналіз результатів	11.11.24–20.11.24	Виконано
5	Оформлення пояснювальної записки	25.11.24–22.12.24	Виконано
6	Оформлення демонстраційних матеріалів	24.12.24–05.01.25	Виконано
7	Проходження нормоконтролю та перевірки на академічний плагіат	06.01.25–15.01.25	Виконано
8	Отримання відгуку та рецензії	17.01.25–19.01.25	Виконано
9	Підготовка та захист кваліфікаційної роботи	20.01.25–28.01.25	Виконано

Дата видачі завдання 02 вересня 2024 р.

Здобувач _____
(підпис)

Керівник роботи _____ доц. каф. ФОЕТ Лінник О.В.
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 40 с., 16 рис., 6 табл., 22 джерела, 2 додатки.

БІОСЕНСОР, ВОЛОКОННА ОПТИКА, ГЕМОГЛОБІН, ПОКАЗНИК ЗАЛОМЛЕННЯ, ПОВЕРХНЕВИЙ ПЛАЗМОННИЙ РЕЗОНАНС.

Об'єкт дослідження – є розробка нового волоконно-оптичного біосенсора SPR.

Метою кваліфікаційної роботи є розробка та дослідження математичної моделі оптоволоконного біосенсора на основі поверхневого плазмонного резонансу для визначення концентрації гемоглобіну в крові.

Методи дослідження – теоретичний, аналітичний, обчислювальний.

Для досягнення мети в роботі поставлено та вирішено наступні завдання.

1. Провести аналіз сучасної наукової літератури з питань визначення концентрації гемоглобіну, оптоелектронних біосенсорів та методу поверхневого плазмонного резонансу.

2. Розробити математичну модель оптоволоконного біосенсора на основі SPR, з урахуванням оптичних властивостей використовуваних матеріалів та геометричних параметрів сенсора.

3. Провести комп'ютерне моделювання роботи біосенсора та проаналізувати отримані результати.

ABSTRACT

Explanatory note of the qualification work: 40 pp., 16 figures, 6 tables, 22 sources, 2 addition.

BIOSENSOR, FIBER OPTICS, HEMOGLOBIN, REFRACTORY INDEX, SURFACE PLASMON RESONANCE.

The object of research is the development of a new fiber-optic biosensor SPR.

Theoretical, analytical, and computational research methods were employed.

The purpose of the work is to develop and study a mathematical model of a fiber-optic biosensor based on surface plasmon resonance to determine the concentration of hemoglobin in the blood.

To achieve this goal, the following tasks were set and solved.

1. To analyze modern scientific literature on the determination of hemoglobin concentration, optoelectronic biosensors and the surface plasmon resonance method.

2. To develop a mathematical model of a fiber-optic biosensor based on SPR, taking into account the optical properties of the materials used and the geometric parameters of the sensor.

3. Conduct computer simulation of the biosensor and analyze the results.

ЗМІСТ

Скорочення та умовні позначення	8
Вступ.....	8
1 Медико-технічне обґрунтування.....	11
1.1 Вимірювання концентрації гемоглобіну	11
1.2 Вплив гематокриту.....	18
2 Моделювання волоконно-оптичного біосенсора.....	20
2.1 Метод матриці передачі (ТММ).....	21
2.2 Алгоритм для моделювання оптичного відгуку волоконно-оптичного біосенсора SPR	23
3 Результати моделювання.....	27
3.1 Початкове моделювання	27
3.1.1 Передана вихідна потужність.	27
3.1.2 Чутливість.	28
3.1.3 Точність виявлення	29
3.1.4 Показник добротності.....	29
3.2 Оптимізація та підвищення продуктивності	31
3.2.1 Спосіб удосконалення.	31
3.2.2 Передана вихідна потужність	32
3.2.3 Чутливість	33
3.2.4 Точність виявлення	35
3.2.5 Показник добротності.....	35
Висновки	37
Перелік джерел посилання	38
Додаток А Лістинг програмного коду	41
Додаток Б Демонстраційний матеріал	44

СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ

FOM – показник добротності;

NIR – ближній інфрачервоний діапазон;

RI – показник заломлення;

SPR поверхневий плазмонний резонанс;

TMM – метод матриць переносу.

ВСТУП

Актуальність проблеми визначення концентрації гемоглобіну поза сумнівом велика. Гемоглобін, головний білок еритроцитів, відповідає за транспортування кисню з легенів до тканин та вуглекислого газу в зворотному напрямку. Його концентрація є важливим показником стану здоров'я людини, а будь-які відхилення від норми можуть свідчити про наявність різних патологічних станів [1]. Точне та оперативне визначення рівня гемоглобіну є необхідним для діагностики та моніторингу широкого кола захворювань, включаючи анемії, лейкемію, інфекційні хвороби, а також для контролю ефективності лікування. Застосування сучасних методів визначення рівня гемоглобіну дозволяє покращити якість діагностики та лікування, що особливо актуально в умовах сучасної медицини, що прагне до персоналізації та превентивних підходів до охорони здоров'я.

В даний час існують різноманітні методи визначення концентрації гемоглобіну, що мають свої переваги та недоліки [2]. Найпоширенішим методом залишається гематологічний аналіз, який передбачає взяття крові з пальця або вени та її дослідження в лабораторії. Цей метод є відносно простим та доступним, проте має значні недоліки. По-перше, це інвазивний метод, що потребує взяття крові, а отже, пов'язаний з ризиком інфікування та утворення гематом. По-друге, гематологічний аналіз є досить тривалим процесом, результати якого можуть бути доступними не раніше, ніж через кілька годин або навіть днів після взяття крові. По-третє, якість результатів залежить від кваліфікації лаборанта та якості реагентів, що використовувались.

Крім гематологічного аналізу, існують й інші, більш швидкі та менш інвазивні методи визначення концентрації гемоглобіну [3].

Пульсоксиметрія – неінвазивний метод, який вимірює насичення крові киснем за допомогою приладу, що прикладається до пальця. Пульсоксиметрія дозволяє швидко оцінити рівень оксигенації крові, що може бути корисним для попереднього оцінювання концентрації гемоглобіну. Проте, цей метод не

є достатньо точним для визначення абсолютного значення концентрації гемоглобіну.

Оптоелектронні методи засновані на вимірюванні оптичних властивостей крові (поглинання, розсіювання світла), які залежать від концентрації гемоглобіну. Ці методи можуть бути як інвазивними, так і неінвазивними, залежно від типу використовуваного сенсора. Вони дозволяють отримати швидкі та точні результати, проте можуть бути більш дорогими та потребувати спеціалізованого обладнання.

Оптоволоконні біосенсиори на основі поверхневого плазмонного резонансу (SPR) виступають одним з найбільш перспективних напрямків у розробці нових методів визначення концентрації гемоглобіну. SPR – це явище, що відбувається на межі розділу між металом та діелектриком, яке характеризується високою чутливістю до змін показника заломлення середовища, що знаходиться біля поверхні металу. Використання оптоволоконних біосенсорів дозволяє створювати компактні, портативні та економічно ефективні пристрої для вимірювання концентрації гемоглобіну, які можна використовувати як в лабораторних умовах, так і в умовах амбулаторного прийому.

Враховуючи вищезазначене, метою даної кваліфікаційної роботи є розробка та дослідження математичної моделі оптоволоконного біосенсора на основі поверхневого плазмонного резонансу для визначення концентрації гемоглобіну в крові.

Для досягнення поставленої мети було поставлено наступні завдання:

- глибокий аналіз сучасної наукової літератури з питань визначення концентрації гемоглобіну, оптоелектронних біосенсорів та методу поверхневого плазмонного резонансу. Вивчення принципів роботи біосенсорів на основі SPR та їх переваг перед існуючими методами;
- розробка детальної математичної моделі оптоволоконного біосенсора на основі SPR, з урахуванням оптичних властивостей використовуваних матеріалів та геометричних параметрів сенсора;

- проведення комп'ютерного моделювання роботи біосенсора за допомогою методу матриць переносу (ТММ) для визначення оптичних характеристик сенсора (чутливість, точність, коефіцієнт якості) при різних значеннях вхідних параметрів (матеріали, геометрія, діаметр оптоволоконна);
- оптимізація математичної моделі біосенсора з метою досягнення максимальної чутливості та точності вимірювань.

Результати дослідження дозволять розробити математичну модель високоефективного оптоволоконного біосенсора для визначення концентрації гемоглобіну. Це дозволить значно покращити якість діагностики та лікування пацієнтів з різними захворюваннями, пов'язаними з відхиленнями концентрації гемоглобіну. Результати цієї роботи можуть бути використані в подальших дослідженнях з метою розробки нових типів біосенсорів для медичної діагностики.

1 МЕДИКО-ТЕХНІЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ

1.1 Вимірювання концентрації гемоглобіну

Показник заломлення (RI) біологічної тканини є основним параметром матеріалу, який характеризує, як світло взаємодіє з тканиною. У багатьох оптичних дослідженнях груба оцінка RI досліджуваної тканини базується на тому факті, що основна складова тканини є клітини, заповнені солоною водою, або, точніше, суміш солоної води та білків [3]. Вивчення оптичних властивостей гемоглобіну є важливим для розробки методів діагностики та лазерного лікування, де врахування оптичних властивостей крові є критичним. Різноманітні оптичні методи, які широко використовуються для визначення характеристик тканин, такі як спектроскопія у видимому та ближньому інфрачервоному діапазонах (NIR), оптична когерентна томографія та флуоресцентна спектроскопія, потребують точних даних для RI тканини, крові та їхніх компонентів для правильної кількісної оцінки експериментальних даних. В даний час використання RI як діагностичного маркера є актуальним. Іноді це самодостатній параметр для характеристика тканин і крові. Дослідники розглядають зміну RI гемоглобіну та альбуміну при взаємодії з глюкозою як можливий метод дослідження процесу глікації та визначення глікованих білків, що важливо для моніторингу цукрового діабету. RI тканини використовували як маркер раку, що відображають зміни оптичних властивостей у процесі розвитку патології. Додатковою мотивацією для дослідження є велика кількість розбіжностей між RI, описані в літературі різними дослідницькими групами.

RI – це комплексне значення, що складається з дійсної частини n , яка представляє відношення швидкості світла у вакуумі до швидкості світла в матеріалі $n = c/v$, та уявної частини k , яка представляє ослаблення світла [4]:

$$\tilde{n} = n + ik. \quad (1.1)$$

Через неоднорідність тканини n завжди відомий як ефективний або середній RI. Згідно з класичною теорією дисперсії світла, компоненти комплексного RI молекулярних структур можна записати як:

$$n = 1 + \frac{2\pi q^2 N(\omega_0^2 - \omega^2)}{m(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + \gamma^2 \omega^2}, \quad (1.2)$$

$$k = 1 + \frac{2\pi q^2 N \gamma \omega}{m(\omega_0^2 - \omega^2)^2 + \gamma^2 \omega^2}, \quad (1.3)$$

де q – молекулярний заряд;

N – кількість молекул в одиниці об'єму;

m – молекулярна маса;

ω – частота зондуючого світла;

ω_0 – центральна частота смуги молекулярного поглинання;

γ – коефіцієнт ослаблення.

За останні десятиліття розроблено різні методики визначення RI біологічних тканин; вони включають конфокальне мікроскопіювання, метод оболонки оптичного волокна, метод мінімального кута відхилення, оптичну когерентну томографію з кількома модифікаціями, метод повного внутрішнього відбиття, вимірювання профіль інтенсивності дифузного світла, заломленого в призму навколо критичного кута, різні модифікації нелінійної фази мікроскопії, та методів кількісної фазової візуалізації. Через сильне поглинання гемоглобіну пряме вимірювання визначення реальної частини RI за допомогою звичайного рефрактометра (наприклад, рефрактометр Аббе) виявилися складними, і дані доступні лише на кількох довжинах хвиль. У ранньому дослідженні, наприклад, Барер вимірював n для розчинів насиченого киснем гемоглобіну лише при 589 нм. Він також обговорив залежність RI від концентрації гемоглобіну та представив вираз [5]:

$$n = n_{H_2O} + \alpha C, \quad (1.4)$$

де $n = n_{H_2O} - RI$ дистильованої води;

C – концентрація гемоглобіну;

α – специфічний приріст рефракції.

Faber et al. виміряли RI розчинів насиченого киснем і деоксигенованого гемоглобіну при 800 нм. Фрібель і Майнке виміряли безпосередньо RI розчинів оксигенованого гемоглобіну при 633 нм для кількох концентрацій [6]:

$$n = n_{H_2O}(1 + \beta C) . \quad (1.5)$$

Також використано формулу, подібну до рівняння (1.4) для опису лінійної залежності RI гемоглобіну від концентрації [7]:

$$n = n_0 + \alpha C, \quad (1.6)$$

де n_0 – RI розчинника;

C – концентрація гемоглобіну в дЛ/г;

α – питомий приріст рефракції.

Дослідження показали, що в діапазоні від 400 нм до 750 нм розчин гемоглобіну характеризується специфічними формами дисперсії та спектрів екстинкції [7]. Також було виявлено лінійну залежність RI гемоглобіну від концентрації і температури та нелінійну за довжиною хвилі. Аналіз співвідношення дисперсії в подібних дослідженнях показав значні відмінності для оксигемоглобіну та дезоксигемоглобіну, пов'язані з різницею в уявній частині RI для області від 500 нм до 600 нм.

Для апроксимації дисперсійної залежності IP розчину гемоглобіну використовують [5] формулу Зелмайера:

$$n^2(\lambda) = 1 + \frac{A1 \cdot \lambda^2}{\lambda^2 - B1} + \frac{A2 \cdot \lambda^2}{\lambda^2 - B2}, \quad (1.7)$$

де A_1 , A_2 , B_1 і B_2 – емпіричні константи. Формула Зелмайєра дозволяє описувати дисперсійну залежність багатоконпонентних систем поблизу смуг поглинання досліджуваного середовища. Спектри оптичної густини розчину гемоглобіну, отриманого з цільної крові шляхом гемолізу, показані на рисунку 1.1.

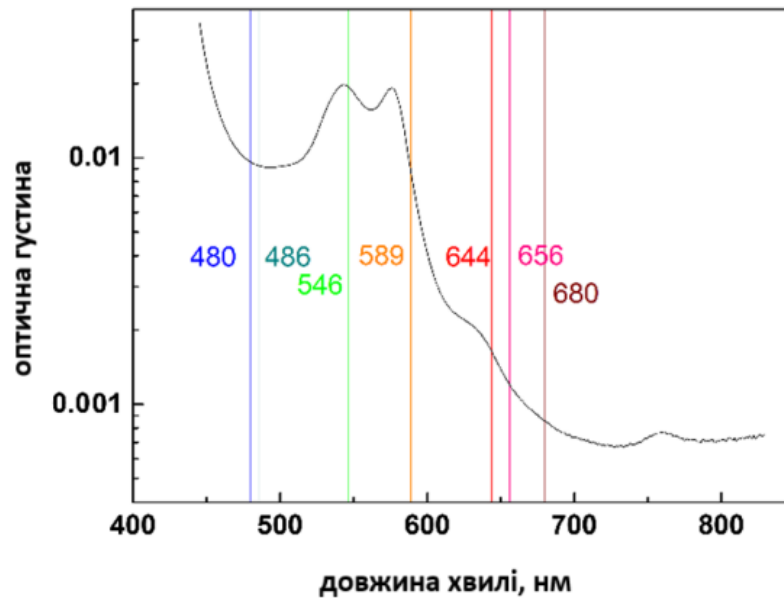


Рисунок 1.1 – Спектр оптичної щільності розчину гемоглобіну 260 г/л

Графік показує, що довжини хвиль, доступні для вимірювання RI, тобто 480, 486, 546, 589, 644 і 656 нм, належать до різних або однакових смуг поглинання гемоглобіну із зовсім різними поглинальними властивостями. Тому можна очікувати різне включення аномальної дисперсії в залежність довжини хвилі RI на цих довжинах хвилі. Довжина хвилі 546 нм є найближчою до ізобестичної точки 544 нм, де поглинання гемоглобіну не залежить від ступеня оксигенації.

У таблиці 1.1 наведено дані вимірювань RI для чотирьох різних концентрацій гемоглобіну при кімнатній температурі, 23 °C. Добре відомо, що RI білків нелінійно залежить від довжини хвилі.

Таблиця 1.1 – RI, виміряний для різних концентрацій гемоглобіну при кімнатній температурі 23 С

λ , нм	0 г/л	65 г/л	87 г/л	173 г/л	260 г/л
480	1,3371	1,3476	1,3571	1,3728	1,3879
486	1,3371	1,3478	1,3563	1,3721	1,3871
546	1,3342	1,3448	1,3533	1,3681	1,3836
589	1,3329	1,3438	1,3519	1,3667	1,3821
644	1,3313	1,3419	1,3497	1,3640	1,3801
656	1,3308	1,3414	1,3493	1,3647	1,3792
680	1,3301	1,3403	1,3482	1,3633	1,3771
930	1,3259	1,3360	1,3440	1,3572	1,3735
1100	1,3222	1,3329	1,3411	1,3542	1,3690
1300	1,3174	1,3280	1,3364	1,3503	1,3642
1550	1,3140	1,3244	1,3314	1,3458	1,3598

На рисунку 1.2 показано дисперсійні криві для розчинів гемоглобіну у видимій/ближній ділянці спектру.

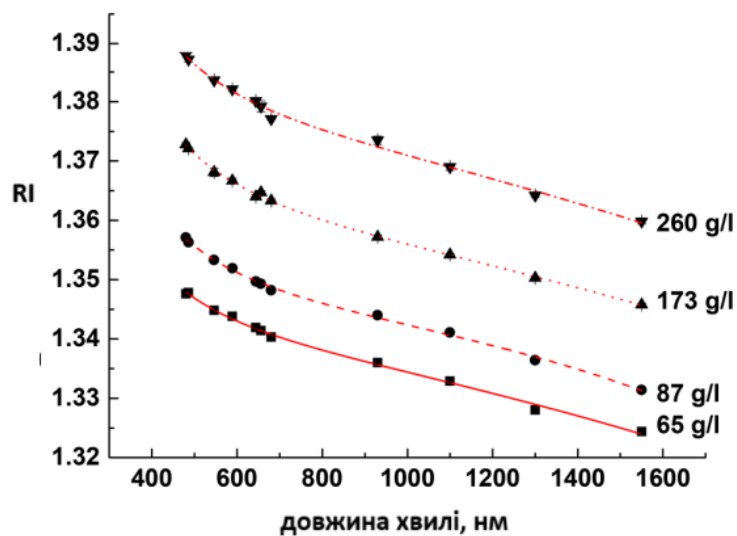


Рисунок 1.2 – Дисперсійні криві для розчинів гемоглобіну

Символи є експериментальними даними з таблиці 1.1, а лінії відповідають підгонці цих даних до формули Зелмайера (1.7).

У таблиці 1.2 наведені дані для розкладу формули Зелмайера.

Таблиця 1.2 – Коефіцієнти формули Зельмайера для розчинів гемоглобіну різної концентрації

Hb, г/л	A1	A2	B1, 1/нм ²	B2, 10 ⁷ , 1/нм ²	Кореляція R ²
65	0,79099	685,08237	8366,5239	4024,35	0,995
87	0,80835	450,24119	9983,69749	2842,83	0,999
173	0,84507	402,89873	11065,32117	2540,72	0,998
260	0,88871	190,95319	10187,17167	1039,98	0,993

Як випливає з таблиці 1.2, для всіх довжин хвиль і концентрацій гемоглобіну виміряні RI добре відповідають формулі Зелмайера з коефіцієнтом кореляції, рівним або кращим за 0,993. Зокрема, існує лінійна залежність між RI і концентрацією гемоглобіну. RI зразків гемоглобіну також залежить від температури, хоча вплив температури на RI невеликий у порівнянні з ефектом концентрації гемоглобіну. На рисунку 1.3 показано залежність RI розчину гемоглобіну людини від концентрації гемоглобіну для кімнатної температури [8]. Ці дані можна використовувати для прогнозування концентрації гемоглобіну в зразку крові на основі знання RI та використання наданого приросту рефракції. Ця залежність може бути описана рівняннями (1.4) і (1.5).

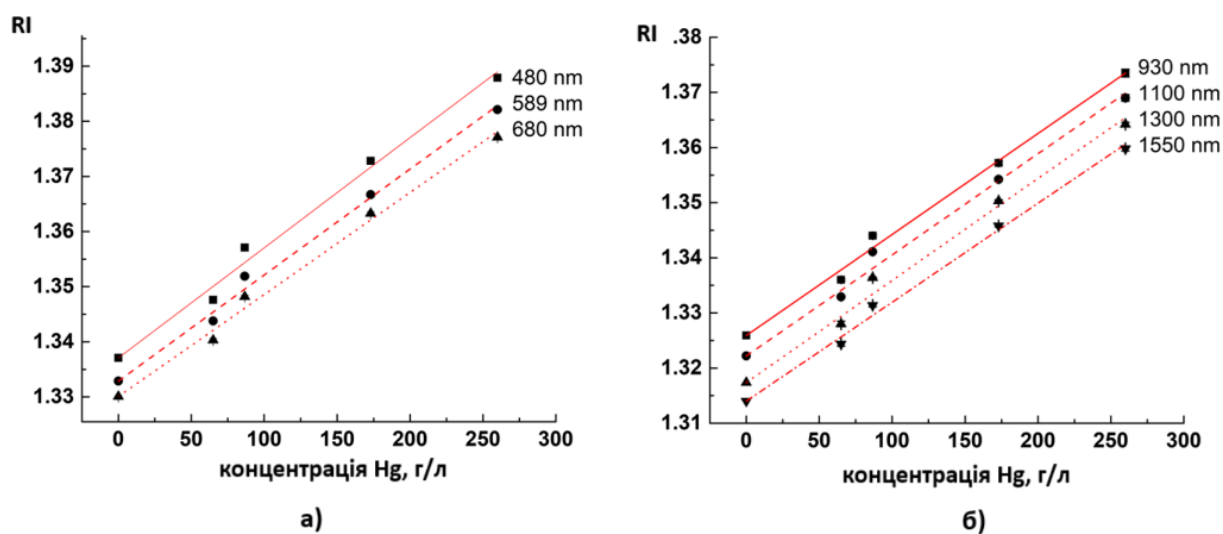


Рисунок 1.3 – Залежність RI від концентрації гемоглобіну в розчині для:
(а) видимого та (б) ближнього інфрачервоного діапазонів

У таблиці 1.3 наведено дані для RI дистильованої води та питомого приросту RI для розчинів гемоглобіну, отриманих шляхом гемолізу [5]. Апроксимацію залежності питомого приросту RI від довжини хвилі проводили за допомогою рівняння:

$$y = \frac{Cx}{(D+x)}, \quad (1.8)$$

де $C = 0,17263 \pm 0,00157$ і $D = -57,8324 \pm 5,56032$.

Коефіцієнт кореляції становив $R^2 = 0,90$.

Таблиця 1.3 – RI дистильованої води n_{H_2O} та питомий приріст dn/dC RI для розчинів гемоглобіну, отриманих шляхом гемолізу, для кімнатної температури 23 °C

λ , нм	n_{H_2O}	A , мг/г	β , мг/г
480	1,3371	0,199	0,149
486	1,3371	0,196	0,147
546	1,3342	0,193	0,144
589	1,3329	0,192	0,144
644	1,3313	0,189	0,142
656	1,3308	0,190	0,143
680	1,3301	0,185	0,139
930	1,3259	0,183	0,138
1100	1,3222	0,183	0,139
1300	1,3174	0,185	0,140
1550	1,3140	0,179	0,136

Результати вимірювань показали, що існує лінійна залежність між RI та концентрацією гемоглобіну [2]. На рисунку 1.4 видно, що RI-специфічний приріст розчину гемоглобіну людини зменшується з довжиною хвилі. Це можна пояснити теорією дисперсії багатоконпонентних матеріалів і спричинити сильні смуги поглинання гемоглобіну та води в УФ, гемоглобіну у видимому діапазоні та води в ближньому інфрачервоному діапазоні.

Залежність питомого приросту RI α розчину гемоглобіну від довжини хвилі добре узгоджується з літературними даними для цільної крові з

використанням техніки інтегруючого сферичного спектрометра для розчину гемоглобіну в інтактній індивідуальній цитоплазмі еритроцитів.

Оскільки експериментальні дані для реальної частини RI розчинів гемоглобіну відрізняються для вимірювань, виконаних альтернативними методами, дослідникам важливо використовувати спеціальний інструмент, такий як співвідношення Крамерса-Кроніга [9], для аналізу експериментальних результатів для дискретних довжин хвиль і теоретично отримати дійсну частину RI з вимірювань її уявної частини.

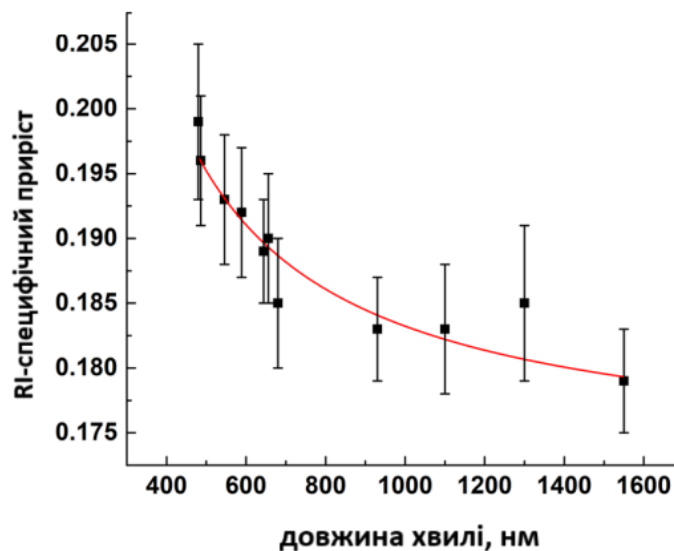


Рисунок 1.4 – Залежність питомого приросту RI α розчину гемоглобіну від довжини хвилі

1.2 Вплив гематокриту

Гематологічні варіації, особливо рівня гематокриту, вимагають ретельного розгляду в будь-якій діагностичній методиці вимірювання. У здорових людей гематокрит зазвичай коливається від 35 % до 48 %, причому у чоловіків він демонструє дещо вищі значення, ніж у жінок. Однак на цей діапазон істотно впливають різні фактори. У критично хворих дорослих пацієнтів може бути значно нижчий гематокрит (від 20 % до 30%) [2], що є наслідком основного захворювання або медичних втручань, таких як






реанімація рідини. І навпаки, жителі високогір'я можуть демонструвати підвищений гематокрит (приблизно на 60 %) як фізіологічну відповідь на гіпоксію [3]. Вікові варіації також є значними: новонароджені демонструють вищі показники гематокриту (від 44 % до 64 %) порівняно з дорослими, з наступним незначним зниженням у ранньому дитинстві та подальшим підвищенням до рівня дорослих після статевого дозрівання [3].

Патологічні стани ще більше ускладнюють інтерпретацію показників гематокриту. Підвищений гематокрит або поліцитемія може спостерігатися у новонароджених із внутрішньоутробною гіпоксією, що потенційно може призвести до підвищення в'язкості крові, гіперфузії органів та віддалених наслідків, якщо її не лікувати. Поліцитемія може проявлятися також у дітей старшого віку і дорослих, які страждають захворюваннями, що характеризуються гіпоксією тканин або деякими порушеннями роботи кісткового мозку. І навпаки, зниження гематокриту може бути результатом недостатнього виробництва еритроцитів, збільшення втрати еритроцитів (наприклад, крововилив) або гемодилуції. Тому точна інтерпретація вимірювань гематокриту вимагає ретельного розгляду віку пацієнта, клінічного статусу та потенційних основних захворювань [4]. Будь-яка запропонована методика вимірювання повинна враховувати цю мінливість, щоб забезпечити надійність і точність її результатів.

.

2 МОДЕЛЮВАННЯ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНОГО БІОСЕНСОРА

В роботі досліджується волоконно-оптичний сенсор на основі поверхневого плазмонного резонансу (довжиною 10 мкм), що складається з металевого шару товщиною 20 нм, шару діелектрика товщиною 40 нм і п'яти шарів графену [10]. Оптичне волокно має числову апертуру 0,22 і діаметр сердечника 300, 600 і 940 мкм. Оптичні властивості кожного шару детально описано на рисунку 2.1. Проаналізовано вплив матеріалів діелектричного та металевих шарів, а також діаметра сердечника волокна на характеристики сенсора при контакті з плазмою крові [11,12].

 <p>Шар 1: оптоволокну серцевина</p>	$a_1=0.6961663$	$b_1=0.0684043\mu\text{m}$	$\epsilon(\lambda) = 1 + \frac{a_1\lambda^2}{\lambda^2 - b_1^2} + \frac{a_2\lambda^2}{\lambda^2 - b_2^2} + \frac{a_3\lambda^2}{\lambda^2 - b_3^2}$ <p>λ в мкм</p>	
	$a_2=0.4079426$	$b_2=0.1162414\mu\text{m}$		
	$a_3=0.8974794$	$b_3=9.896161\mu\text{m}$		
 <p>Шар 2: метал 20nm</p>	Ag	$\lambda_c=17.6140 \times 10^{-6}(m)$	$\lambda_p=1.4541 \times 10^{-7}(m)$	$\epsilon_{metal} = 1 - \frac{\lambda^2 \lambda_c}{\lambda_p^2 (\lambda_c + i\lambda)}$ <p>λ в мкм</p>
	Cu	$\lambda_c=40.852 \times 10^{-6}(m)$	$\lambda_p=1.3617 \times 10^{-7}(m)$	
	Al	$\lambda_c=2.4511 \times 10^{-5}(m)$	$\lambda_p=1.0657 \times 10^{-7}(m)$	
 <p>Шар 3: оксид 40nm</p>	TeO_2	$\epsilon_{TeO_2} = 1 + \frac{2.584\lambda^2}{\lambda^2 - 0.1342^2} + \frac{1.157\lambda^2}{\lambda^2 - 0.2638^2}$		λ в мкм
	Ta_2O_5	$\epsilon_{Ta_2O_5} = (2.06 + \frac{0.025}{\lambda^2})^2$		λ в мкм
	Lu_2O_3	$\epsilon_{Lu_2O_3}(\lambda) = 1 + \frac{2.609\lambda^2}{\lambda^2 - 0.01722^2}$		λ в мкм
 <p>Шар 4: графен 5 layers</p>	$C \approx 5.446 \mu\text{m}^{-1}$	$\epsilon = (3 + i\frac{C}{3}\lambda) \cdot \text{Conjucate}(3 + i\frac{C}{3}\lambda)$		λ в мкм
 <p>досліджуваний біологічний матеріал</p>	$n_{крові} = 1.3353 + \frac{4.4048 \times 10^3}{\lambda^2} - \frac{9.1925 \times 10^7}{\lambda^4}$			λ в мкм

Шар 1 – волоконно-оптичний сердечник; шар 2 – метал, шар 3 – оксид; шар 4 – складається з п'яти графенових шарів; останнє середовище – біоаналіт.

Рисунок 2.1 – Карта теорії електричної проникності шарів

Рисунок 2.2 ілюструє структуру датчика. Дев'ять комбінацій міді, алюмінію, срібла, оксиду лантану, оксиду лютецію та п'ятиокису танталу досліджувалися як перший і другий шари відповідно, з п'ятьма шарами графену, що утворюють третій.

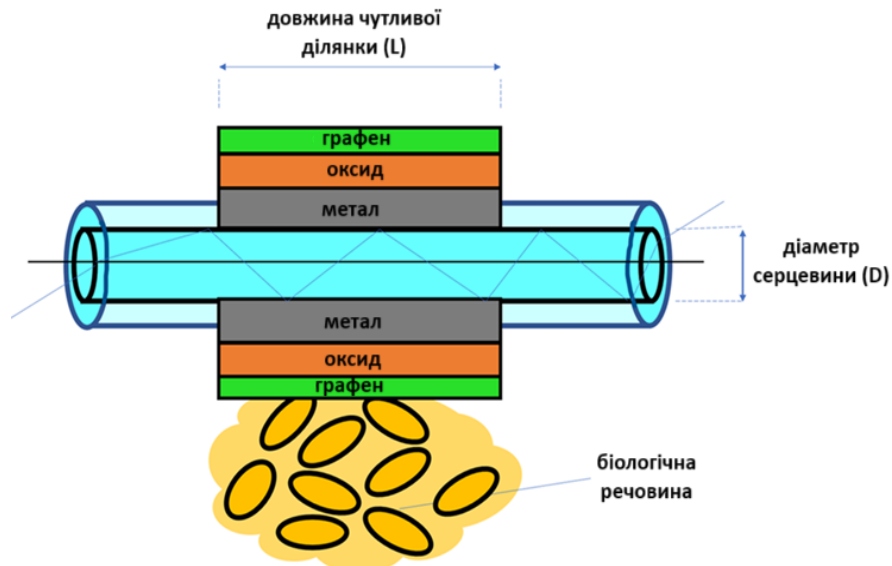


Рисунок 2.2 – Схема оптоволоконного датчика в контактi з плазмою кровi

2.1 Метод матриці передачі (ТММ)

Метод матриці перенесення (ТММ) у Wolfram Mathematica використовувався для моделювання [13] з використанням властивостей матеріалу, наведених на рисунку 2.1, для визначення оптимальної конструкції оптоволоконного датчика для визначення концентрації гемоглобіну на основі змін показника заломлення плазми крові.

Для розрахунку р-поляризації коефіцієнта відбиття Френеля (R_p) використовується матричний метод [14]. Загальний вираз для нормалізованої переданої потужності для волоконно-оптичного датчика SPR наведено має вигляд [15]:

$$P_{trans} = \frac{\int_{\theta_c}^{\frac{\pi}{2}} R_p^{N_{ref}(\theta)} \frac{n_1^2 \sin \theta \cos \theta}{(1 - n_1^2 \cos^2 \theta)^2} d\theta}{\int_{\theta_c}^{\frac{\pi}{2}} \frac{n_1^2 \sin \theta \cos \theta}{(1 - n_1^2 \cos^2 \theta)^2} d\theta}, \quad (2.1)$$

де θ – кут променя з нормаллю до межі серцевини та оболонки;

θ_c – критичний кут волокна та показник заломлення серцевини волокна;

$N_{ref}(\theta)$ – кількість відбиттів світла у волокні, яка визначається як [16]:

$$N_{ref}(\theta) = \frac{L}{D \tan \theta}, \quad (2.2)$$

де L і D – довжина оголеної ділянки та діаметр серцевини волокна відповідно.

Використовуючи закон Снелла, критичний кут задається таким чином:

$$\theta_c = \sin^{-1} \left(\frac{n_{cl}}{n_1} \right), \quad (2.3)$$

де n_{cl} – показник заломлення оболонки волокна [17].

Розрахунок оптичної потужності передачі є ключем до вимірювання інших характеристик сенсора [18]. Деякі важливі практичні властивості датчика визначені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 Визначення важливих характеристик сенсора

Параметр сенсора	визначення	формула
Чутливість (S)	Зміна резонансної довжини хвилі на одиничну зміну RI чутливого середовища	$S \left(\frac{nm}{RIU} \right) = \frac{\Delta \lambda_{рез}}{\Delta n_s}$
Точність визначення (DA)	Величина зворотня FWHM (ширина спектру SPR на рівні 50% від екстремального значення)	$DA (nm^{-1}) = \frac{1}{\Delta \lambda_{0,5}}$
Добротність (фігура Меріта FOM)	Добуток чутливості та точності визначення	$FOM (RIU^{-1}) = \frac{S}{\Delta \lambda_{0,5}}$

2.2 Алгоритм для моделювання оптичного відгуку волоконно-оптичного біосенсора SPR

Детальний алгоритм, який використовує метод матриці перенесення (ТММ) у програмному забезпеченні Wolfram Mathematica для моделювання оптичної відповіді біосенсора волоконно-оптичного поверхневого плазмонного резонансу (SPR) для виявлення туберкульозу, можна розбити на такі кроки:

1) визначення структури сенсора та властивостей матеріалу:

а) геометричні параметри: визначте геометричні параметри структури датчика:

- довжина зони чутливості (L);
- діаметр серцевини оптичного волокна (D);
- товщина кожного шару (метал, діелектрик, графен);
- кількість графенових шарів.

б) властивості матеріалу: отримайте або визначте оптичні властивості кожного шару як функцію довжини хвилі (λ):

- показник заломлення (n) або діелектрична проникність (ϵ) матеріалу серцевини волокна (зазвичай кремній);
- показник заломлення (n) або діелектрична проникність (ϵ) шару металу (Al, Cu, Ag або сплавів);
- діелектрична проникність (ϵ) шарів графену (часто це комплексне число з урахуванням провідності);
- показник заломлення (n) плазми крові (це може змінюватися для імітації різних рівнів гематокриту).

2) розрахунок матриці перенесення для кожного шару: для кожного шару (i) обчисліть відповідну матрицю перенесення (M_i). Це передбачає використання рівнянь Максвелла та відповідних граничних умов для опису того, як світло поширюється через шар [19]. Конкретна форма M_i залежить від товщини шару (d_i), показника заломлення (n_i або діелектричної проникності

ϵ_i) та кута падіння (θ_i). Рівняння для матриці перенесення змінюються залежно від поляризації падаючого світла [20] (у цьому дослідженні використовувалася р-поляризація);

3) розрахунок матриці загального переносу: матриця загального переносу (M) для всієї структури датчика визначається шляхом послідовного множення матриць окремих шарів: $M = M_1 \times M_2 \times M_3 \times \dots \times M_n$, де n – кількість шарів. Ця матриця описує загальний вплив датчика на падаюче світло;

4) розрахунок коефіцієнтів Френеля: використовуючи матрицю загального перенесення (M), обчисліть коефіцієнти відбиття (R_p) і пропускання (T_p) Френеля для р-поляризованого світла на межі серцевина-оболочка. Ці коефіцієнти представляють частку падаючого світла, яке відбивається та пропускається відповідно, і є функціями довжини хвилі (λ) та кута падіння (θ). Це передбачатиме використання елементів матриці загального переносу для вирішення відповідних електромагнітних рівнянь;

5) розрахунок переданої потужності: обчисліть нормалізовану передану потужність (P_{trans}) через датчик. Це передбачає інтегрування коефіцієнта пропускання Френеля (T_p) у діапазоні кутів падіння та врахування множинних відображень у волоконному хвилеводі;

б) розрахунок характеристик датчика: використовуючи розраховану передану потужність (P_{trans}) як функцію довжини хвилі (λ) і показника заломлення плазми крові, визначте характеристики датчика:

– чутливість: обчисліть зміну резонансної довжини хвилі на одиницю зміни показника заломлення плазми крові;

– точність виявлення: обчисліть повну ширину на половині максимуму (FWHM) провалу резонансу на кривій переданої потужності. Обернена до FWHM часто використовується як міра точності виявлення;

– показник ефективності (FOM): обчисліть FOM, який зазвичай визначається як добуток чутливості та точності виявлення.

Алгоритм для моделювання оптичної реакції волоконно-оптичного біосенсора SPR показаний на рисунку 2.3.

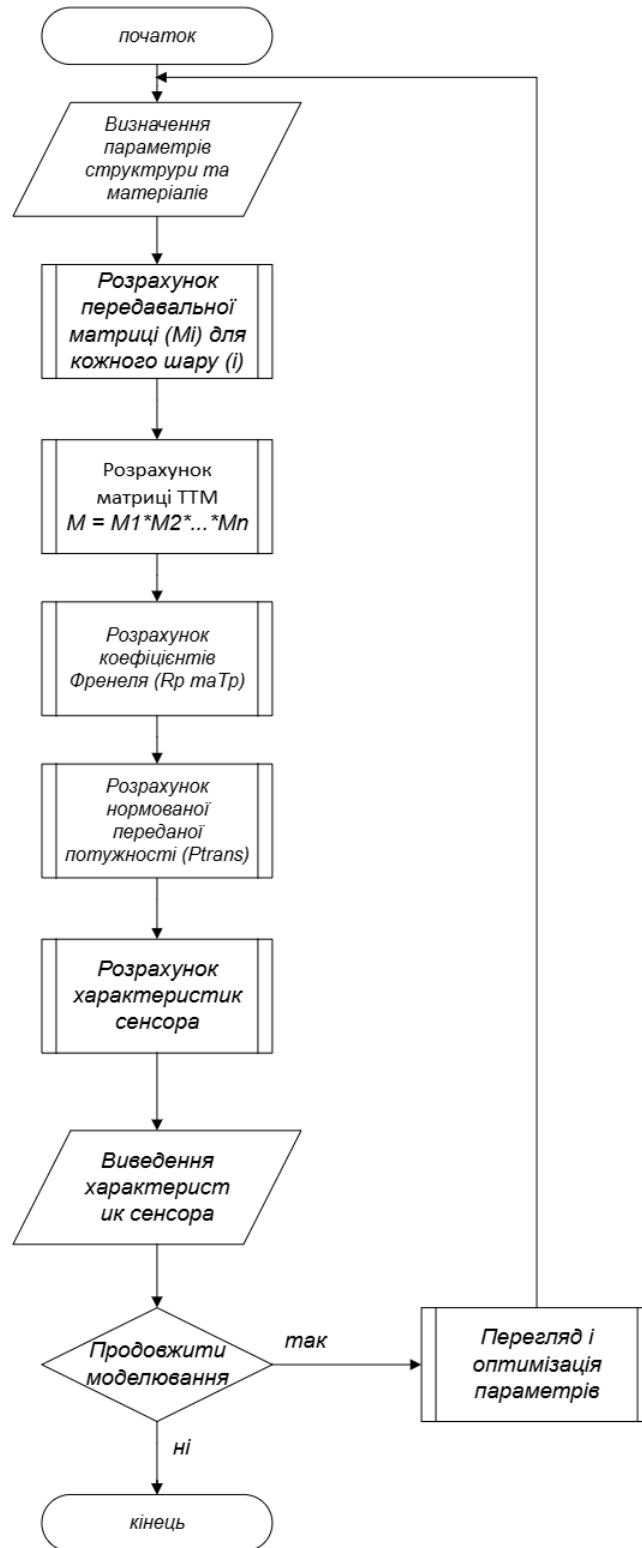


Рисунок 2.3 – Алгоритм для моделювання оптичної реакції волоконно-оптичного біосенсора SPR

7) розгортка та оптимізація параметрів: повторіть кроки 1-6 для різних комбінацій матеріалів, товщини шарів і діаметрів серцевини волокна, щоб визначити оптимальну конструкцію датчика, яка максимізує FOM;l

8) моделювання сплаву: для моделювання сплаву діелектрична проникність сплаву розраховується за допомогою середньозваженого значення діелектричної проникності складових металів. Потім ця розрахована діелектрична проникність була використана на кроці 2 для розрахунку матриці перенесення для шару сплаву.

3 РЕЗУЛЬТАТИ МОДЕЛЮВАННЯ

У цьому розділі представлено результати чисельного моделювання, проведеного для оцінки ефективності запропонованого волоконно-оптичного поверхневого плазмонного резонансу (SPR) біосенсора для виявлення туберкульозу. У моделюванні використовувався метод матриці перенесення (ТММ) у Wolfram Mathematica, враховуючи різні комбінації матеріалів і діаметри серцевини волокна. Було проаналізовано дев'ять різних сенсорних структур, кожна з яких містить тришарову конфігурацію метал/діелектрик/графен, нанесену на серцевину оптичного волокна з кремнезему. Для цього моделювання товщина серцевини оптичного волокна була постійно встановлена на 940 мкм.

3.1 Початкове моделювання

3.1.1 Передана вихідна потужність

Змодельовані спектри переданої оптичної потужності для дев'яти сенсорних структур показано на рисунку 3.1.

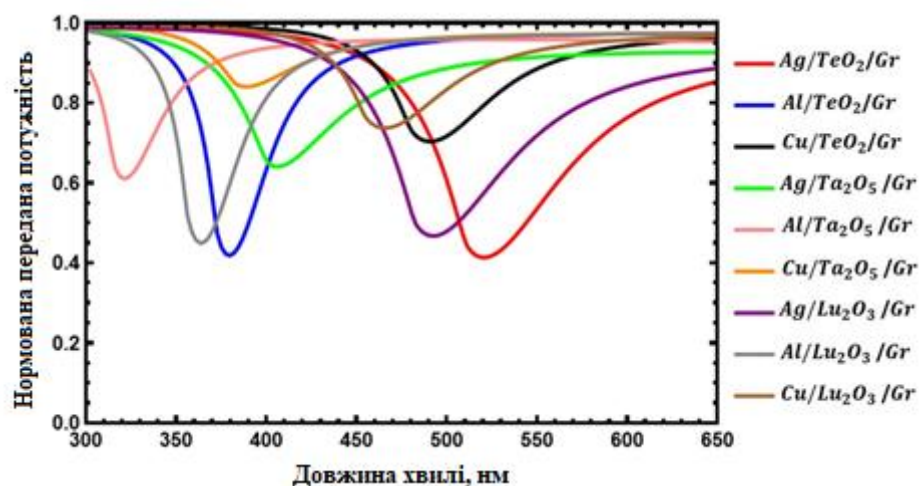


Рисунок 3.1 Спектр вихідної потужності для 9-ти структур при діаметрі серцевини волокна (D) 940 мкм

Розглянутий діапазон довжин хвиль охоплює ближню ультрафіолетову та видиму області. Серед різних структур спостерігалися варіації спектральної ширини; деякі демонстрували ширший спектр, тоді як інші демонстрували гостріші резонанси. Ця спектральна ширина обернено пропорційна коефіцієнту якості датчика, при цьому більш вузькі спектри вказують на покращену продуктивність [20].

Для кількісної оцінки цього спостереження були розраховані ключові характеристики датчика, включаючи чутливість, точність виявлення та добротність.

3.1.2 Чутливість

Чутливість кожної сенсорної структури, визначена як зміна резонансної довжини хвилі на одиницю зміни показника заломлення, була визначена за змодельованими спектрами (рис. 3.2).

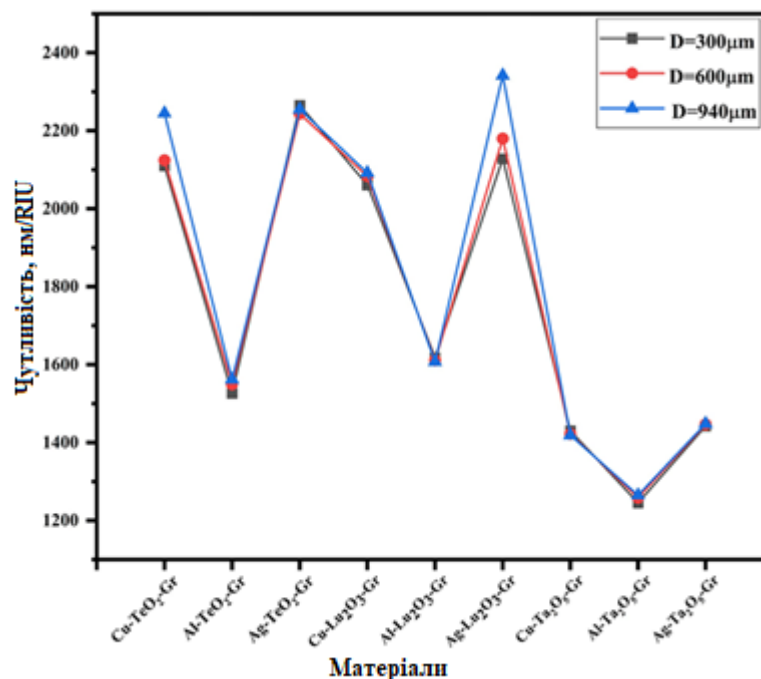


Рисунок 3.2 – Порівняння чутливості 9-ти структур, коли діаметр серцевини волокна (D) становить 300, 600, 940 мк

Результати демонструють чітку кореляцію між діаметром серцевини волокна та чутливістю: сенсори з більш товстими серцевинами показали більшу чутливість.

Це спостереження можна пояснити посиленням взаємодії світла і матерії всередині більшого ядра, посилюючи взаємодію між світловою хвилею, що поширюється, і поверхневими плазмонами.

Хоча графеновий шар залишався незмінним у всіх структурах, варіації чутливості між конструкціями датчиків виникли через особливу комбінацію металевих і діелектричних шарів, які використовувалися в кожній структурі. Найвища чутливість була зафіксована для структури Ag-Lu₂O₃-Gr з діаметром ядра 940 мкм.

3.1.3 Точність виявлення

Точність виявлення, важливий показник ефективності для біосенсорів, оцінювалася шляхом обчислення зворотного значення повної ширини на половині максимуму (FWHM) резонансного піку в спектрі переданої потужності (рис. 3.3).

Моделювання показало, що збільшення діаметра серцевини волокна призвело до підвищення точності виявлення. Це посилення можна пояснити сильнішим затуханням поверхневої плазмонної хвилі, що призводить до різкіших резонансів і, отже, до менших значень FWHM.

Найвища точність виявлення спостерігалася для структури Al-Ta₂O₅-Gr (діаметр ядра 940 мкм).

3.1.4 Показник добротності

Коефіцієнт добротності (FOM), поєднуючи чутливість і точність виявлення, забезпечує комплексну оцінку загальної продуктивності датчика. FOM розраховувався як добуток чутливості та точності виявлення для кожної структури (рис. 3.4).

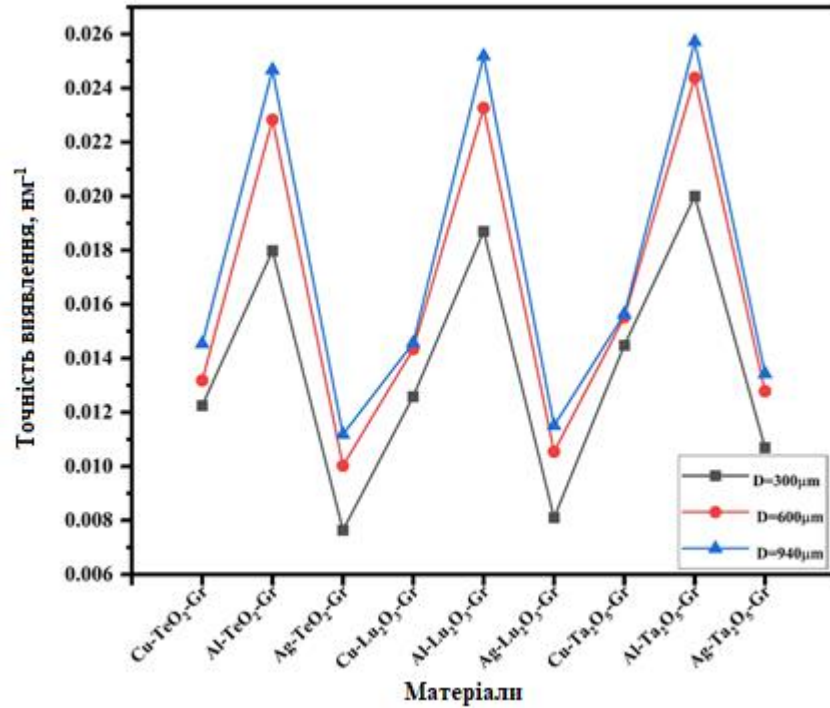


Рисунок 3.3 – Порівняння точності виявлення 9-ти структур при діаметрах серцевини волокна (D) 300, 600 і 940 мкм

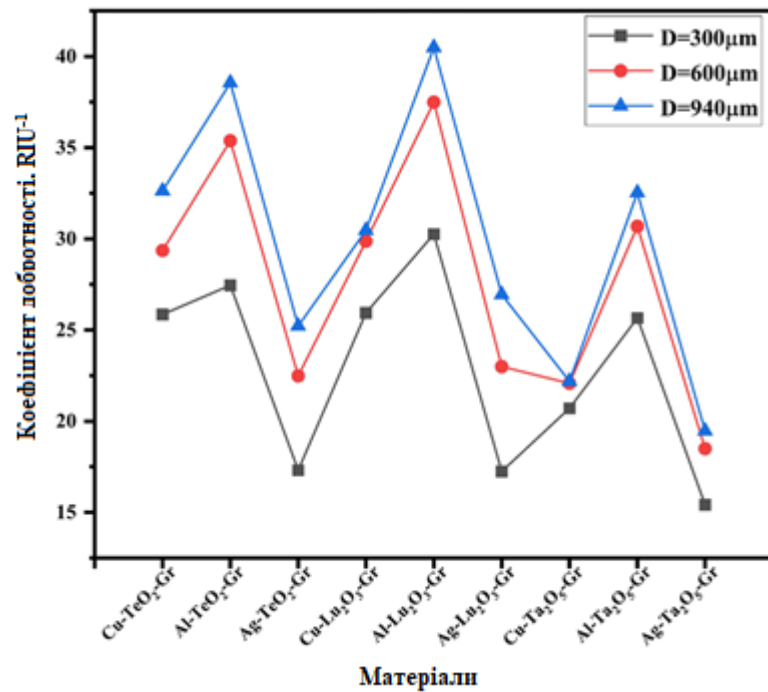


Рисунок 3.4 – Порівняння FOM 9-ти структур при діаметрі серцевини волокна (D) 300, 600, 940 мкм

Отримані чисельні результати моделювання наведено в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Характеристики датчика для різних сплавів з різним діаметром серцевини

Структура	D = 300 мкм			D = 600 мкм			D = 940 мкм		
	Чутли- вість нм/ RIU)	Точність (нм ⁻¹)	FOM (RIU ⁻¹)	Чутли- вість нм/ RIU)	Точність (нм ⁻¹)	FOM (RIU ⁻¹)	Чутли- вість нм/ RIU)	Точність (нм ⁻¹)	FOM (RIU ⁻¹)
Cu-TeO ₂ -Gr	2110,2	0,01225	25,85	2124,4	0,01318	29,35	2244,8	0,01453	32,625
Al-TeO ₂ -Gr	1526,4	0,01798	27,44	1549,2	0,02283	35,37	1562,4	0,02467	38,55
Ag-TeO ₂ -Gr	2265,6	0,0076	17,31	2243,6	0,01002	22,48	2254,6	0,01118	25,21
Cu-Lu ₂ O ₃ -Gr	2061,1	0,01258	25,94	2083,4	0,01433	29,86	2091,9	0,01456	30,46
Al-Lu ₂ O ₃ -Gr	1618,2	0,01869	30,25	1610,9	0,02327	37,49	1607,1	0,02519	40,48
Ag-Lu ₂ O ₃ -Gr	2128,4	0,0081	17,24	2179,8	0,01054	22,99	2341,9	0,01150	26,93
Cu-Ta ₂ O ₅ -Gr	1430,4	0,01447	20,71	1422,2	0,01551	22,07	1419,1	0,01563	22,18
Al-Ta ₂ O ₅ -Gr	1245,3	0,0200	25,65	1258,5	0,02438	30,68	1264,7	0,02572	32,52
Ag-Ta ₂ O ₅ -Gr	1442,2	0,01069	15,41	1446,7	0,01278	18,48	1448,4	0,01343	19,4

З результатів видно, що датчики з більшим діаметром серцевини (940 мкм) в більшості випадків демонструють вищі значення FOM. Серед розглянутих структур конфігурація Al-Lu₂O₃-Gr продемонструвала найвищий FOM, що вказує на її кращі загальні характеристики.

3.2 Оптимізація та підвищення продуктивності

3.2.1 Спосіб удосконалення

Експериментальні та теоретичні дослідження показали, що використання сплавів замість чистих металів у сенсорах SPR може значно посилити поверхневий плазмонний резонанс і покращити загальну продуктивність датчика [14]. Отже, у цьому дослідженні досліджувалися ефекти включення різних сплавів на основі алюмінію (Al/Ni, Al/Cu, Al/Co) у конструкцію датчика. Сплави розглядалися як металевий шар у тришаровій структурі метал/діелектрик/графен. На рисунку 3.5 показано модифіковану архітектуру датчика, що містить шар сплаву.

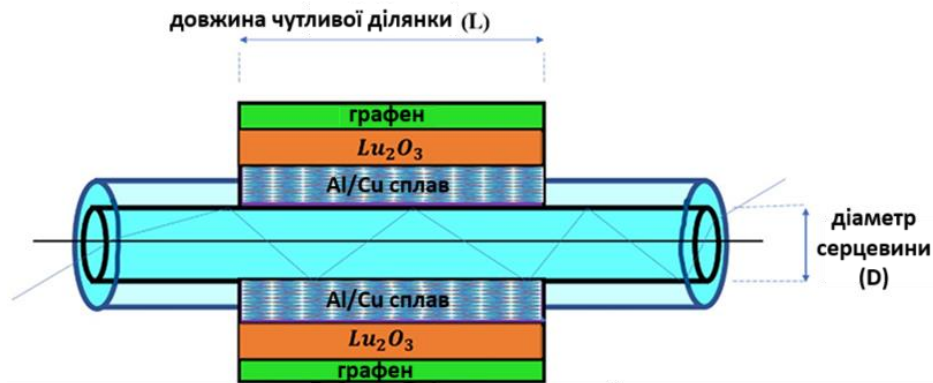


Рисунок 3.5 – Схема оптоволоконного датчика, що складається з шару сплаву

Щоб включити сплав в імітаційну модель, електричну проникність (ϵ_{Alloy}) було розраховано з використанням середньозваженого значення діелектричної проникності складових металів :

$$\epsilon_{\text{Alloy}} = x\epsilon_{\text{Al}} + (1-x)\epsilon_x, \quad (3.1)$$

де ϵ_{Al} – діелектрична проникність алюмінію;

ϵ_x – діелектрична проникність гостьового металу (Ni, Cu або Co);

x – відсоток алюмінію в сплаві [15, 16].

Моделювання досліджувало вплив зміни відсотка гостьового металу (x) на робочі характеристики датчика. Результати моделювання для різних конфігурацій датчиків Al/X сплаву – Lu_2O_3 – Gr представлені нижче.

3.2.2 Передана вихідна потужність

На рисунку 3.6 показано змодельовану передану оптичну потужність для трьох сплавів (Al/Ni, Al/Cu, Al/Co) із співвідношенням складу 30:70 (30 % гостьового металу, 70 % алюмінію). Результати демонструють, що використання сплавів призводить до різкішого резонансного піку на більших довжинах хвиль, що поширюється у видимий діапазон, що є перевагою для

практичного застосування. Вплив введення сплаву на чутливість, точність виявлення та добротність представлено нижче.

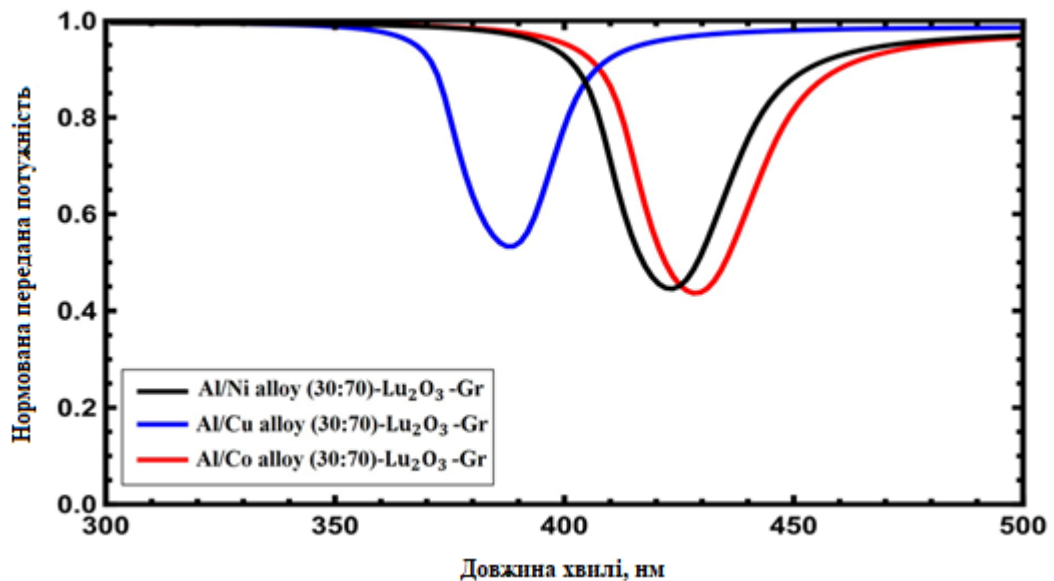


Рисунок 3.6 – Передана вихідна потужність для (x/Al сплаву (30:70)-Lu₂O₃-Gr)

3.2.3 Чутливість

На рисунку 3.7 показано зміни чутливості для трьох структур на основі сплаву (Al/Ni, Al/Cu, Al/Co) як функцію відсотка гостьового металу.

Результати показують, що збільшення відсотка гостьового металу (з одночасним зменшенням кількості алюмінію) загалом підвищує чутливість.

Зокрема, найвищу чутливість продемонстрував сплав Al/Co, за ним йдуть сплави Al/Ni та Al/Cu. Така поведінка може бути пов'язана з посиленням поверхневих плазмонів гостьовими металами і додатково підтверджується тим фактом, що Al/Co демонструє вищий коефіцієнт діелектрика порівняно з іншими сплавами.

Більша дійсна частина діелектричної проникності безпосередньо сприяє посиленню SP хвилі та підвищенню чутливості.

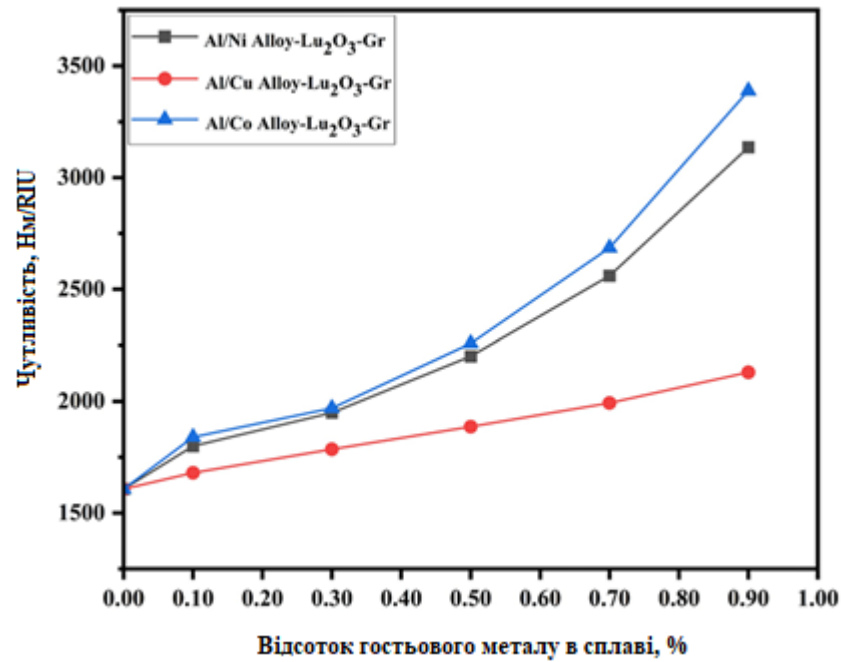


Рисунок 3.7 – Змінення чутливості залежно від відсотка гостьового металу в сплаві

Детальний кількісний аналіз чутливості для різних складів сплавів і відсоткового вмісту металу наведено в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Характеристики датчика для сплаву Al/X-Lu₂O₃-Gr з різними відсотками

Структура	D = 300 мкм		
	Чутливість нм/RIU	Точність (нм ⁻¹)	FOM (RIU ⁻¹)
Al/Ni alloy(100:0)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1607,1	0,02519	40,48
Al/Ni alloy(90:10)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1800	0,03448	50,01
Al/Ni alloy(70:30)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1948,9	0,02901	67,82
Al/Ni alloy(50:50)-Lu ₂ O ₃ -Gr	2201,4	0,02660	58,57
Al/Ni alloy(30:70)-Lu ₂ O ₃ -Gr	2560,5	0,01853	47,46
Al/Ni alloy(90:10)-Lu ₂ O ₃ -Gr	3136,0	0,01062	33,31
Al/Cu alloy(100:0)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1607,1	0,02519	40,48
Al/Cu alloy(90:10)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1680,1	0,03108	55,11
Al/Cu alloy(70:30)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1785,7	0,04308	76,93
Al/Cu alloy(50:50)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1886,5	0,03954	74,59
Al/Cu alloy(30:70)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1993,0	0,03634	72,43
Al/Ni alloy(90:10)-Lu ₂ O ₃ -Gr	2130,2	0,03334	71,03
Al/Co alloy(100:0)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1607,1	0,02519	40,48
Al/Co alloy(90:10)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1840,0	0,02811	49,09
Al/Co alloy(70:30)-Lu ₂ O ₃ -Gr	1969,4	0,03405	67,95
Al/Co alloy(50:50)-Lu ₂ O ₃ -Gr	2259,1	0,02518	56,89
Al/Co alloy(30:70)-Lu ₂ O ₃ -Gr	2686,2	0,01656	44,49
Al/Co alloy(90:10)-Lu ₂ O ₃ -Gr	3389,2	0,00830	28,21

3.2.4 Точність виявлення

На рисунку 3.8 і в таблиці 3.1 представлено точність виявлення (DA) для датчиків на основі сплаву, показуючи, що найвища DA спостерігається при концентрації гостьового металу 30 %.

Це пов'язано з залежністю між уявною частиною діелектричного коефіцієнта матеріалу сплаву і спектральною шириною резонансу. Менша уявна частина призводить до меншої спектральної ширини і, отже, до вищої точності виявлення [18].

Повне порівняння точності визначення для кожного сплаву та концентрації гостьового металу наведено в таблиці 3.1.

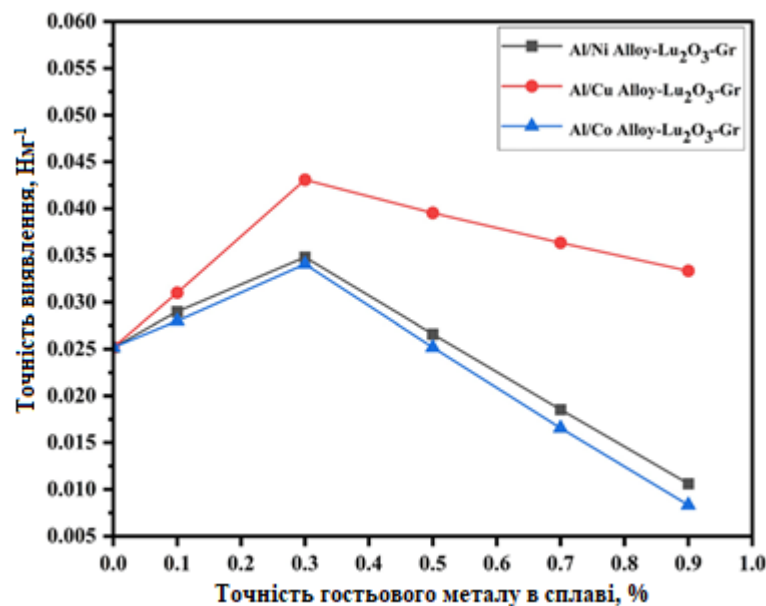


Рисунок 3.8 – Точність виявлення змінюється залежно від відсотка гостьового металу в сплаві

3.2.5 Показник добротності

Нарешті, на рисунку 3.9 представлено показник добротності (FOM), який поєднує в собі вплив як чутливості, так і точності виявлення.

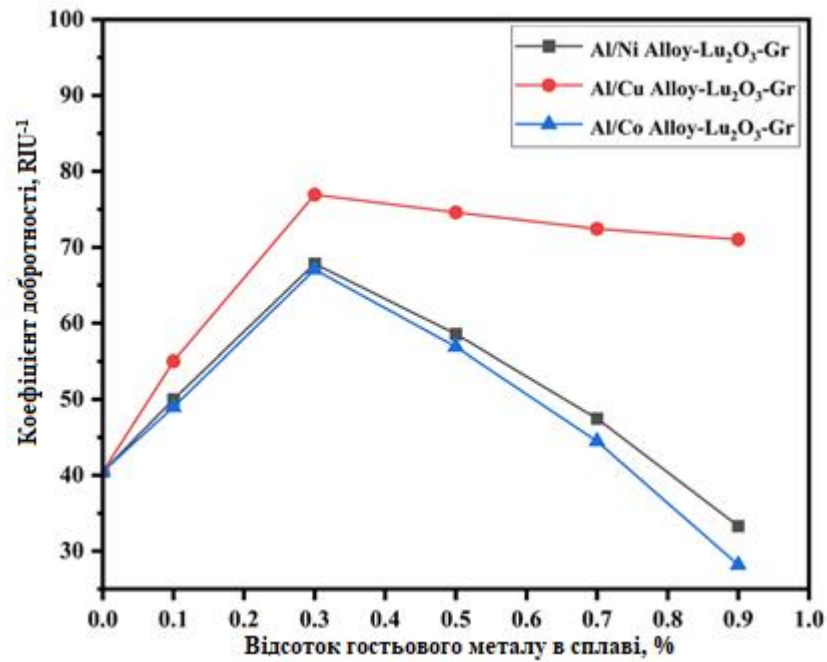


Рисунок 3.9 – Коефіцієнт добротності змінюється залежно від процентного вмісту гостьового металу в сплаві

Al/Cu (70:30) – Lu₂O₃ – Gr демонструє найвище значення FOM серед усіх протестованих конфігурацій. Ця конфігурація також заслуговує на увагу простотою виготовлення та практичністю, оскільки як алюміній, так і мідь є економічно ефективними та широко використовуються у виробництві. Високі значення FOM, які спостерігаються для цієї конфігурації, підкреслюють її потенціал як багатообіцяючого кандидата на високоефективний діагностичний інструмент [21, 22].

ВИСНОВКИ

В роботі було змодельовано волоконно-оптичний біосенсор поверхневого плазмонного резонансу (SPR) для швидкого та точного визначення концентрації гемоглобіну через використання показника заломлення крові (RI) в якості діагностичного маркера.

Обґрунтовано конструкцію сенсора з тришаровою структурою — шар металу, шар діелектрика та шар графену, нанесених на серцевину оптичного волокна.

Обчислювальне моделювання характеристик різних конфігурацій сенсорів проводилось за допомогою методу матриці перенесення (ТММ) у програмному забезпеченні Wolfram Mathematica.

Чутливість датчика, точність виявлення та добротність (FOM) були розраховані для різних структурних матеріалів (алюміній, мідь, срібло, оксид лютецію, п'ятиоксид танталу, оксид телуру), а також різних діаметрів серцевини волокна (300, 600 і 940 мкм).

Оптимальна конфігурація датчика була визначена як структура зі сплаву Al/Cu (70:30) – Lu₂O₃ – графен з діаметром серцевини волокна 940 мкм.

Отримані результати відкривають шлях до створення портативного, економічного та високоточного діагностичного інструменту для визначення гемоглобіна. Хоча залишається необхідною експериментальна перевірка.

Результати цієї роботи можуть бути безпосередньо застосовані для розробки пристроїв лабораторної діагностики, організаціями, що спеціалізуються на розробці та виробництві волоконно-оптичних сенсорів і біосенсорів, виробниками медичних приладів і науково-дослідними установами.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

- 1 Meinke C., Friebel M., Helfmann J. Advanced Optical Flow Cytometry: Methods and Disease Diagnoses. *Optical properties of flowing blood cells* / V. V. Tuchin, Ed. Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2011. P. 95–132.
- 2 Davis P.C. Hemoglobin (low and high range causes). Medicinenet. 2020. URL: <https://www.medicinenet.com/hemoglobin/article.htm> (дата звернення 16.12.2024).
- 3 Vajpayee N., Graham S.S., Bem S. Basic examination of blood and bone marrow / In: R.A. McPherson, M.R. Pincus, (eds.) *Henry's Clinical Diagnosis and Management by Laboratory Methods*. 22nd ed. Philadelphia: Saunders Elsevier. Chapter 30, 2017. P. 509–535.
- 4 Lin J.C. Approach to anemia in the adult and child / In: R. Hoffman, et al. (ed.). *Hematology: Basic Principles and Practice*. 7th ed. Philadelphia: Elsevier. Chapter 34, 2018. P. 458–467.
- 5 Alr M. et al. HbA1c detection via high-sensitive boronate based surface plasmon resonance sensor // *Sensor. Actuator. B Chem.* 2020. Vol. 306, No 8: 127561.
- 6 Karki B. et al. Hemoglobin detection in blood samples using a graphene-based surface plasmon resonance biosensor // *Optik*. 2022. Vol. 270, (1–3): 169947.
- 7 Shi Zhen-Jiang, Guo Shi-Liang, Li Xin, Li Wen-Chao, Li Zhi-Quan. A surface plasmon resonance haemoglobin concentration sensor based on D-type optical fibre with a graphene-gold surface architecture // *IET Optoelectronics*. 2023. Vol. 17. P. 195–201.
- 8 Tabassum R., Kant R. Recent trends in surface plasmon resonance based fiber–optic gas sensors utilizing metal oxides and carbon nanomaterials as functional entities // *Sensors and Actuators, B: Chemical*. 2020. Vol. 310, (1–2): 127813. URL: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2020.127813> (дата звернення 25.12.2024).

9 Sharma A. K., Marques C. Design and performance perspectives on fiber optic sensors with plasmonic nanostructures and gratings: A review // IEEE Sensors Journal. 2019. URL: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2915274> (дата звернення 25.12.2024).

10 Sharma A. K., Gupta B. D. On the performance of different bimetallic combinations in surface plasmon resonance based fiber optic sensors // Journal of Applied Physics. 2007. URL: <https://doi.org/10.1063/1.2721779> (дата звернення 25.12.2024).

11 Tabassum R., Gupta B. D. Influence of oxide overlayer on the performance of a fiber optic SPR sensor with Al/Cu layers // IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics. 2017. URL: <https://doi.org/10.1109/JSTQE.2016.2553442> (дата звернення 28.12.2024).

12 Lin Z., Chen S., Lin C. Sensitivity improvement of a surface plasmon resonance sensor based on two-dimensional materials hybrid structure in visible region: A theoretical study // Sensors (Switzerland). 2020. URL: <https://doi.org/10.3390/s20092445> (дата звернення 28.12.2024).

13 Rowe D.J., Owens D.R., Parker S.L., Faust S.N. et al. The Effect of Haematocrit on Measurement of the Mid-Infrared Refractive Index of Plasma in Whole Blood // Biosensors 2021. Vol. 11. Issue 11. 417 p. URL: <https://doi.org/10.3390/bios11110417> (дата звернення 28.12.2024).

14 Liu S., Deng Z., Li J., Wang J., Huang N. Measurement of the refractive index of whole blood and its components for a continuous spectral region // Journal of Biomedical Optics. 2019. Vol. 24, No 03: 1. URL: <https://doi.org/10.1117/1.jbo.24.3.035003> (дата звернення 06.01.2025).

15 Zhan T., Shi X., Dai Y., Liu X., Zi J. Transfer matrix method for optics in graphene layers // Journal of Physics: Condensed Matter. 2013. Vol. 25, Issue 21: 215301. URL: <https://doi.org/10.1088/0953-8984/25/21/215301> (дата звернення 28.12.2024).

16 Shukla S., Sharma N. K., Sajal V. Theoretical analysis of surface plasmon resonance based fiber optic sensor using ITO and ZnO thin films // Optical and

Quantum Electronics. 2016. Vol. 48, No 1. P. 1–9. URL: <https://doi.org/10.1007/s11082-015-0351-7> (дата звернення 06.01.2025).

17 Du B., Yang Y., Zhang Y., Yang D. SPR label-free biosensor with oxide-metal-oxide coated D-typed optical fiber: A theoretical study // Plasmonics. 2018. Vol. 14, No 2. P. 457–463. URL: <https://doi.org/10.1007/s11468-018-0824-1> (дата звернення 06.01.2025).

18 Prabowo B. A., Purwidyantri A., Liu K. C. Surface plasmon resonance optical sensor: A review on light source technology // Biosensors. 2018. Vol. 8. Issue 3. URL: <https://doi.org/10.3390/bios8030080> (дата звернення 06.01.2025).

19 Gupta B. D., Sharma A. K. Sensitivity evaluation of a multi-layered surface plasmon resonance-based fiber optic sensor: A theoretical study // Sensors and Actuators B: Chemical. 2005. Vol. 107, No 1. P. 40–46. URL: <https://doi.org/10.1016/j.snb.2004.08.03> (дата звернення 06.01.2025).

20 Esmailidastjerdipour P., Shahshahani F. Numerical Simulation of Surface Plasmon Resonance Optical Fiber Biosensor Enhanced by Using Alloys for Medical Application // Sens Imaging. 2023. Vol. 24. Article number 4. URL: <https://doi.org/10.1007/s11220-022-00409-y> (дата звернення 06.01.2025).

21 Anufriiev V., Kravchuk O., Levchenko Y., Hlukhova H., Linnyk E., Glukhov O. Perspective of Creating a Low-Cost Medical Assistant Robot Based on the WafflePI4 Platform with a Palm Vein Pattern Scanner. Preprints <https://www.preprints.org/manuscript/202403.1696/v1> (дата звернення 06.01.2025).

22 Elena Linnyk, Liubov Melnikova, Olha Levchenko. Heuristic Solutions to Route Optimization for Autonomous Robot Assistant. *Problems of Infocommunications, Science and Technology: 2024 IEEE International Scientific-Practical Conference, PIC S&T, Kharkiv, Ukraine.*