

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)

БРЕГГІВСЬКИЙ СЕНСОР ТЕМПЕРАТУРИ  
ДЛЯ БІОМЕДИЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ  
(тема)

Виконав:

студент 2 курсу, групи ФТОІм-22-1  
Заярний В.Л.  
(прізвище, ініціали)

Спеціальність 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка  
(код і повна назва спеціальності)

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

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

Керівник ст. викл. каф. ФОЕТ Кухтін С.М.  
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри \_\_\_\_\_  
(підпис)

Гнатенко О.С.  
(прізвище, ініціали)

2024 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 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка  
(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

студентові Заярному Віктору Леонідовичу  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Бреггівський сенсор температури для біомедичного застосування

затверджена наказом університету від « 03 » листопада 2023 р. № 1285 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії 23 січня 2024 р.

3. Вихідні дані до роботи \_\_\_\_\_

Загальні відомості про оптичне волокно; інформація про фізичні властивості

волоконних решіток Брегга; ; сфери застосування волоконних решіток Брегга в медицині;

Відомості про спектри поглинання та температурну залежність довжини хвилі Брегга.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі \_\_\_\_\_

1 Дослідити структуру та фізичні властивості волоконних решіток Брегга.

2 Дослідити сфери застосування волоконних решіток Брегга в медицині.

3 Дослідити залежність довжини хвилі Брегга від температури.

4 Провести розрахунки спектру поглинання та температурних залежностей.

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, що стосуються фізичних властивостей оптичних хвилеводів	01.09.23–26.09.23	Виконано
2	Дослідження фізичних властивостей та основних конфігурацій волоконних решіток Брегга	30.09.23–22.10.23	Виконано
3	Аналіз застосування датчиків на основі волоконних решіток Брегга в медицині	02.11.23–20.11.23	Виконано
4	Дослідження температурної залежності довжини хвилі Брегга в волоконному датчику	25.11.23–10.12.23	Виконано
5	Оформлення пояснювальної записки	13.12.23–04.01.24	Виконано
6	Оформлення графічних та демонстраційних матеріалів	05.01.24–17.01.24	Виконано
7	Проходження нормоконтролю і отримання рецензії	18.01.24–19.01.24	Виконано
8	Проходження перевірки на плагіат	20.01.24–21.01.24	Виконано
9	Підготовка та захист кваліфікаційної роботи	22.01.24–24.01.24	

Дата видачі завдання 01 вересня 2023 р.

Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Керівник роботи \_\_\_\_\_ ст. викл. каф. ФОЕТ Кухтін С.М.  
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 51 с., 24 рис., 3 табл., 16 джерел.

ОПТИЧНІ ВОЛОКНА, ВОЛОКОННА РЕШІТКА БРЕГГА, СТРУКТУРА, ЗАСТОСУВАННЯ В МЕДИЦИНІ, ДАТЧИК ТЕМПЕРАТУРИ, ТЕМПЕРАТУРНА ЗАЛЕЖНІСТЬ.

Об'єкт дослідження – волоконні решітки Брегга.

Метою кваліфікаційної роботи є дослідження фізичних основ, конфігурацій, сфер застосування в медицині, а також температурної залежності волоконних решіток Брегга.

Метод дослідження – теоретичний.

Для досягнення мети в роботі поставлено та вирішено наступні завдання.

1. Провести огляд фізичних основ оптичних хвилеводів, в тому числі, волоконних решіток Брегга.
2. Проаналізувати сфери застосування датчиків на основі волоконних решіток Брегга в медицині.
3. Дослідити проходження електромагнітного випромінювання через волоконну решітку Брегга та температурний вплив на довжину хвилі Брегга.

## **ABSTRACT**

Explanatory note of the qualification work: 51 pp., 24 figures, 3 tables, 16 sources.

**OPTICAL FIBRES, FIBRE BRAGG GRATING, STRUCTURE, MEDICAL APPLICATIONS, TEMPERATURE SENSOR, TEMPERATURE DEPENDENCE.**

The object of research is Fibre Bragg Gratings

The research method is theoretical.

The purpose of certification work is the study of physical foundations, structures, performance characteristics, as well as trends in optical tomography systems for biological and medical purposes.

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

1. Review the physical principles of optical waveguides, including fibre Bragg gratings.
2. Analyse the areas of application of sensors based on fibre Bragg gratings in medicine.
3. Study the passage of electromagnetic radiation through a fibre Bragg grating and the temperature effect on the Bragg wavelength.

**ЗМІСТ**

Вступ.....	7
1 Огляд відомостей про волоконні решітки Брегга.....	8
1.1 Відомості про оптичне волокно.....	8
1.2 Волоконні решітки Брегга.....	15
1.3 Основні конфігурації ВРБ.....	21
2 Застосування волоконних решіток Брегга у медицині.....	24
2.1 Частота дихання .....	25
2.2 Частота серцевих скорочень .....	29
2.3 Артеріальний тиск.....	30
2.4 Температура тіла .....	32
3 Розрахунок температурних параметрів волоконної решітки Брегга .....	36
3.1 Структура ВБР та залежність від температури.....	36
3.2 Фазова та групова затримка однорідних решіток.....	41
3.4 Розрахунок спектру відбиття від довжини хвилі та кількості шарів.....	45
3.5 Розрахунок залежності зсуву хвилі від температури .....	47
Висновки.....	49
Перелік джерел посилання .....	50
Додаток А Демонстраційний матеріал.....	52

## ВСТУП

Волоконні решітки Брегга (ВРБ) стали універсальними та ефективними чутливими елементами в різних наукових та інженерних застосуваннях завдяки своїм унікальним спектральним характеристикам. Ці решітки являють собою періодичні зміни показника заломлення серцевини оптичного волокна, які спричиняють специфічне для певної довжини хвилі відбиття або пропускання світла. Відмінна риса ВРБ полягає в їх здатності точно відображати вузьку смугу довжин хвиль, відому як довжина хвилі Брегга, яка зміщується у відповідь на зовнішні подразники.

Як нова технологія, волоконні решітки Брегга стають все більш привабливими для сенсорних застосувань. ВРБ мають малі габарити, легкі, хімічно інертні, нетоксичні, нечутливі до електромагнітних завад і легко мультиплексуються. Крім того, внутрішня чутливість ВРБ до деформації та температури дозволяє використовувати їх для вимірювання клінічно значущих параметрів і в деяких галузях медицини.

Використання ВРБ в якості датчиків температури тіла має великі перспективи для застосування в різних сферах – від клінічного моніторингу до фізіологічних досліджень [1]. Головними перевагами є їх компактний розмір, неінвазивність і потенціал для дистанційного зондування, роблять їх привабливими кандидатами для інтеграції в мобільні пристрої або датчики, що імплантуються.

У цій роботі в якості об'єкту дослідження виступають волоконні решітки Брегга. Розглядатися матеріал буде за допомогою теоретичного метода.

Метою кваліфікаційної роботи є дослідження фізичних основ, можливих структур волоконних решіток Брегга та їх застосування в медицині, особливо в якості датчика температури людського тіла.

# 1 ОГЛЯД ВІДМОСТЕЙ ПРО ВОЛОКОННІ РЕШІТКИ БРЕГГА

## 1.1 Відомості про оптичне волокно

Оптичне волокно – це оптичний хвилевід у формі нитки і, як правило, виготовляється зі скла або пластику.

Оптичне волокно складається з трьох основних концентричних елементів: серцевини, оболонки і зовнішнього покриття (рис. 1.1).

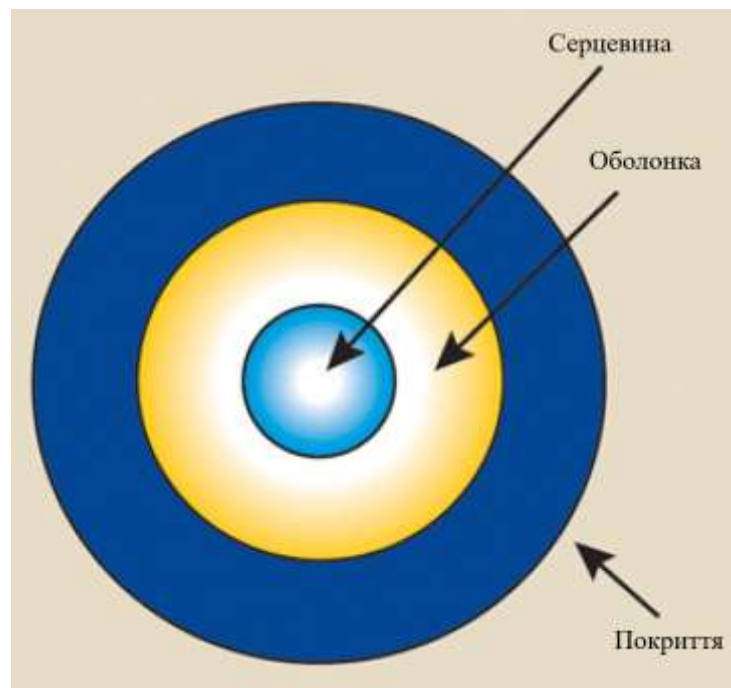


Рисунок 1.1 – Структура оптичного волокна

Серцевина – це світлопропускна частина волокна. Оболонка зазвичай виготовляється з того ж матеріалу, що і серцевина, але з нижчим показником заломлення (зазвичай приблизно на 1 % нижче). Ця різниця в показниках заломлення спричиняє повне внутрішнє відбиття по всій довжині волокна, так що світло передається вниз по волокну, а не виходить через бокові стінки [2].

Покриття зазвичай складається з одного або декількох шарів пластикового матеріалу для захисту волокна від фізичного впливу

навколишнього середовища. Іноді до покриття додають металеві оболонки для додаткового фізичного захисту.

Оптичні матеріали характеризуються показником заломлення  $n$  – це відношення швидкості світла у вакуумі до швидкості світла в матеріалі. Коли промінь світла переходить з одного матеріалу в інший з іншим показником заломлення, промінь викривляється (або заломлюється) на межі розділу фаз (рис. 1.2).

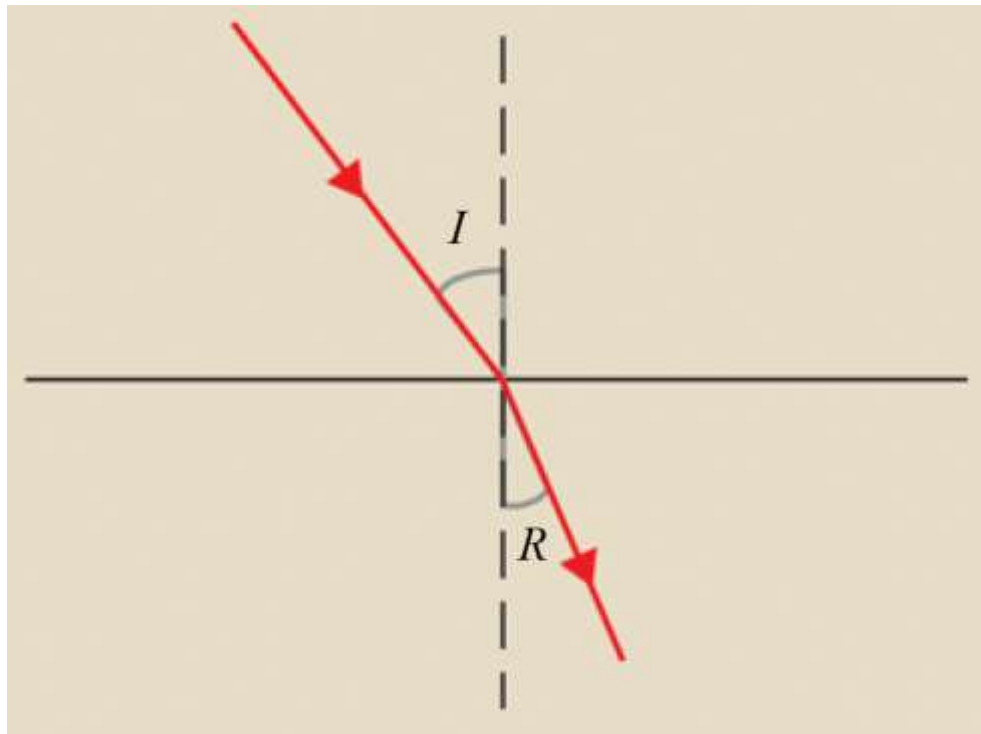


Рисунок 1.2 – Заломлення променя на межі розділу фаз

Заломлення описується законом Снеліуса:

$$n_I \sin I = n_R \sin R, \quad (1.1)$$

де  $n_I$  та  $n_R$  – показники заломлення матеріалів, через які проходить промінь;

$I, R$  – кути падіння і заломлення променя.

Якщо кут падіння більший за критичний кут для межі розділу (зазвичай близько  $82^\circ$  для оптичних волокон), світло без втрат відбивається назад у падаюче середовище за допомогою процесу, відомого як повне внутрішнє відбиття (рис. 1.3).

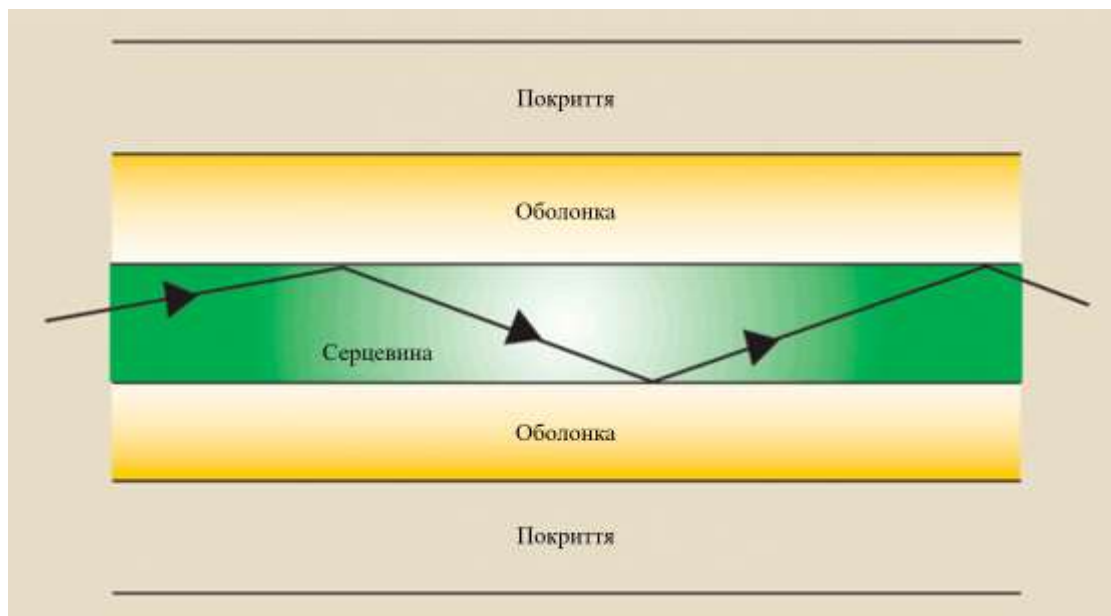


Рисунок 1.3 – Повне внутрішнє відбиття в оптичному волокні

Коли світло проходить по волокну, фазові зсуви відбуваються на кожній відбиваючій границі. Існує скінченна дискретна кількість шляхів по оптичному волокну (відомих як моди), які створюють конструктивні (фазові і, отже, адитивні) фазові зсуви, що підсилюють передачу. Оскільки кожна мода виникає під різним кутом до осі волокна, коли промінь рухається по довжині, кожна з них проходить різну довжину по волокну від входу до виходу. Тільки мода нульового порядку, проходить по довжині волокна без відбиття від бокових стінок. Таке волокно називається одномодовим. Фактична кількість мод, які можуть поширюватися в даному оптичному волокні, визначається довжиною хвилі світла, а також діаметром і показником заломлення серцевини волокна.

При поширенні по волокну відбувається загасання. Сигнали втрачають силу при поширенні по волокну; це називається загасанням променя. Загасання вимірюється в децибелах (дБ) за співвідношенням:

$$A(dB) = 10 \log \left( \frac{P_{вх}}{P_{вих}} \right), \quad (1.2)$$

де,  $P_{вх}$  – оптична потужність на вході оптичного волокна;

$P_{вих}$  – оптична потужність на виході оптичного волокна.

Існує кілька причин загасання в оптичному волокні:

– релеевське розсіювання – мікроскопічні зміни показника заломлення матеріалу серцевини можуть спричинити значне розсіювання променя, що призводить до значних втрат оптичної потужності. Релеевське розсіювання залежить від довжини хвилі і є менш значущим на довших довжинах хвиль. Це найважливіший механізм втрат у сучасних оптичних волокнах, на який припадає до 90 % усіх втрат;

– вигин – в процесі виробництва можуть виникнути незначні вигини в геометрії волокна. Іноді ці вигини можуть бути достатньо сильними, щоб світло всередині серцевини падало на поверхню розділу серцевина/оболонка під кутом, меншим за критичний, і світло втрачалось в матеріалі оболонки. Це також може статися, коли волокно згинається по малому радіусу (менше, ніж, скажімо, кілька сантиметрів). Чутливість до вигину зазвичай виражається у вигляді втрат дБ/км для певного радіусу вигину і довжини хвилі.

Числова апертура (ЧА), показана на рисунку 1.4, є мірою максимального кута, під яким світлові промені будуть входити і проходити по волокну. Це представлено наступним рівнянням:

$$NA = \sqrt{(n_{серцевини}^2 - n_{оболонки}^2)} = \sin \theta. \quad (1.3)$$

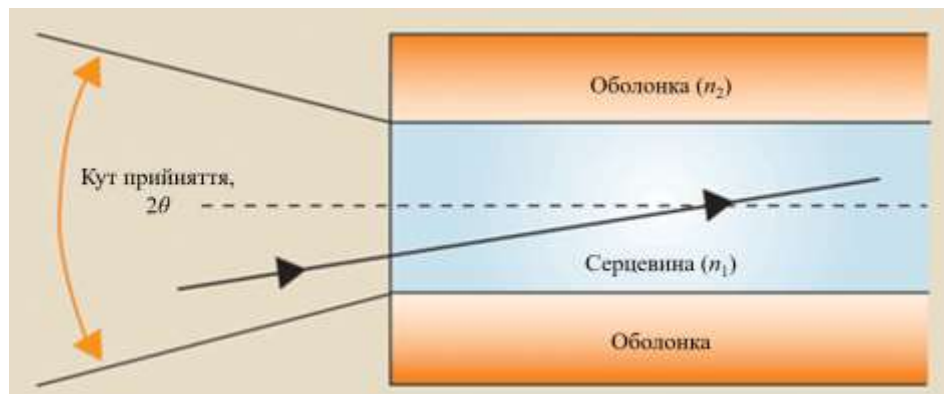


Рисунок 1.4 – Залежність числової апертури від кута падіння променя та діаметра серцевини

Коли оптичні імпульси рухаються по довжині волокна, вони розширюються або подовжуються в часі. Це називається дисперсією. Оскільки імпульси врешті-решт стають настільки неузгодженими, що починають накладатися один на одного і спотворювати дані, дисперсія встановлює верхню межу здатності волокна передавати дані. Існує три основні причини такого розширення:

- хроматична дисперсія – різні довжини хвиль поширюються по волокну з різною швидкістю. Оскільки типові джерела світла забезпечують потужність у серії або діапазоні довжин хвиль, а не в одній дискретній спектральній лінії, імпульси повинні поширюватися по довжині волокна в міру проходження. Високошвидкісні лазери, що використовуються в комунікаціях, мають дуже вузькі спектральні характеристики, що значно зменшує ефект хроматичної дисперсії;

- модальна дисперсія – різні моди волокна відбиваються під різними кутами при проходженні по волокну. Оскільки кожен модальний кут створює дещо іншу довжину шляху для променя, моди вищого порядку досягають вихідного кінця волокна за модами нижчого порядку;

- дисперсія хвилеводу – ця незначна причина дисперсії пов'язана з геометрією волокна і призводить до різних швидкостей поширення для кожної з мод.

Існує три типи оптичних волокон: одномодові, багатомодові з градуйованим показником і багатомодові зі ступінчастим показником. Вони характеризуються способом проходження світла по волокну і залежать як від довжини хвилі світла, так і від механічної геометрії волокна. Приклади того, як вони поширюють світло, показані на рисунку 1.5.

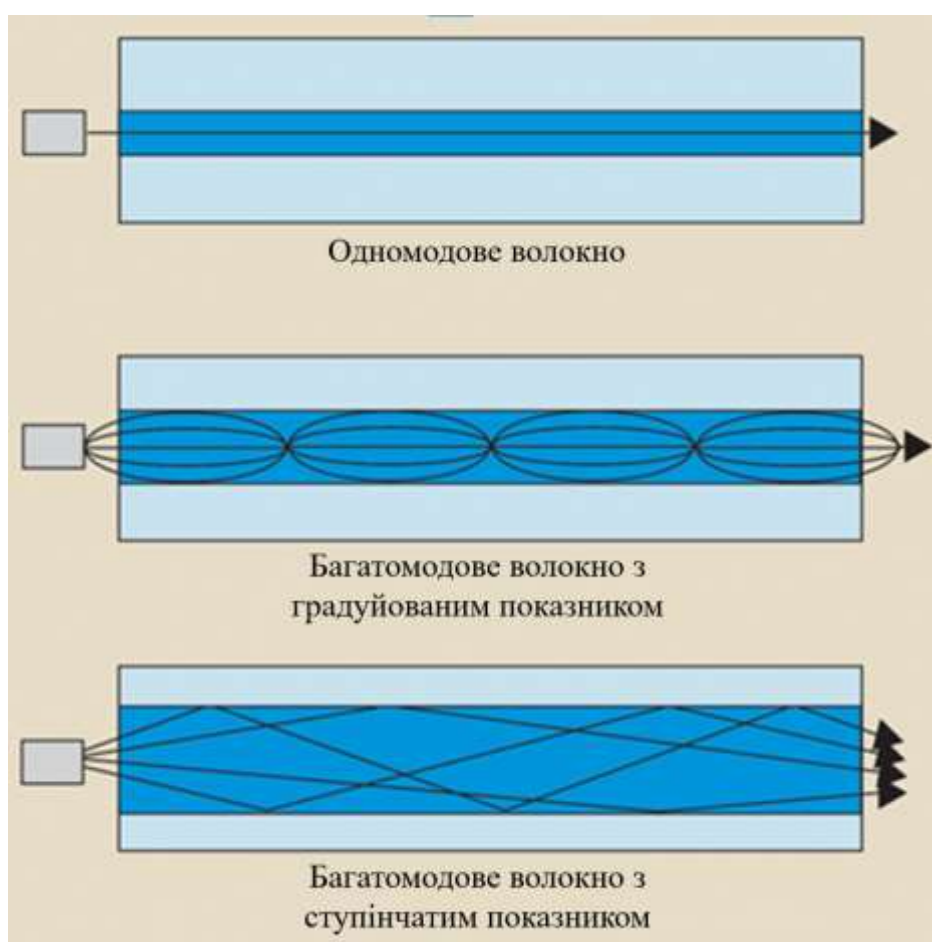


Рисунок 1.5 – Типи оптичних волокон

В одномодовому волокні передається лише фундаментальна мода нульового порядку. Світловий промінь проходить прямо через волокно без жодних відбиттів від бокових стінок, що покривають сердцевину. Одномодове волокно характеризується значенням довжини хвилі відсікання, яке залежить від діаметра сердцевини, ЧА і робочої довжини хвилі. Нижче довжини хвилі

відсічення можуть також поширюватися моди вищих порядків, що змінює характеристики волокна.

Оскільки в одномодовому волокні поширюється тільки основна мода, модальна дисперсія (основна причина перекриття імпульсів) усувається. Таким чином, пропускна здатність одномодового волокна набагато вища, ніж у багатомодового. Це просто означає, що імпульси можуть передаватися набагато ближче один до одного в часі без перекриття. Завдяки цій вищій пропускній здатності одномодові волокна використовуються у всіх сучасних системах зв'язку на великі відстані. Типовий діаметр серцевини становить від 5 мкм до 10 мкм.

Фактична кількість мод, які можуть поширюватися по волокну, залежить від діаметра серцевини, числової апертури і довжини хвилі світла, що передається. Вони можуть бути об'єднані в нормований частотний параметр  $V$ :

$$V = \frac{2\pi a}{\lambda} \sqrt{(n_{\text{серцевини}}^2 - n_{\text{оболонки}}^2)} = \frac{2\pi a}{\lambda} NA, \quad (1.4)$$

де  $a$  – радіус серцевини;

$\lambda$  – довжина хвилі;

Умовою одномодової роботи є те, що:

$$V \leq V_{\text{зрізу}} = 2.405, \quad (1.5)$$

де  $V_{\text{зрізу}}$  – частота відсікання.

Більш важливою і корисною є довжина хвилі відсікання. Це довжина хвилі, нижче якої волокно дозволяє розповсюдження декількох мод, і може бути виражена як:

$$\lambda \geq \lambda_{\text{зрізу}} = 2.6aNA, \quad (1.6)$$

де  $\lambda_{\text{зрізу}}$  – довжина хвилі відсікання.

Діаметр серцевини багатомодових волокон набагато більший, ніж у одномодових. В результаті, моди вищого порядку також поширюються.

Сердечник у волокні з градуйованим показником має показник заломлення, який безперервно зменшується в радіальному напрямку від центру до межі розділу оболонки. В результаті світло рухається швидше на краю серцевини, ніж в центрі. Різні моди рухаються по вигнутих траєкторіях з майже однаковим часом проходження. Це значно зменшує модальну дисперсію у волокні [3].

У результаті, волокна з градуйованим показником мають пропускну здатність, яка значно більша, ніж у волокон зі ступінчастим показником, але все ще набагато нижча, ніж у одномодових волокон.

Основне застосування волокон з градуйованим показником – це комунікації середньої дальності, такі як локальні мережі.

Серцевина волокна зі ступінчастим показником заломлення має рівномірний показник заломлення до межі розділу оболонки, де показник змінюється ступінчастим чином. Оскільки різні моди у волокні зі ступінчастим показником заломлення проходять різну довжину шляху по волокну, відстані передачі даних повинні бути короткими, щоб уникнути значної дисперсії мод.

Волокна зі ступінчастим показником добре підходять для застосувань, що вимагають високої щільності потужності, таких як медична і промислова передача лазерного випромінювання.

## 1.2 Волоконні решітки Брегга

Технологія волоконних решіток Брегга (ВРБ) є одним з найпопулярніших варіантів оптичних волоконних датчиків для вимірювання деформації або температури завдяки простоті їх виготовлення і відносно сильному відбитому сигналу. Вони утворюються шляхом періодичної модуляції показника заломлення серцевини волокна вздовж поздовжнього напрямку і можуть бути виготовлені різними методами [4].

Дифракція Брегга виникає для електромагнітного випромінювання, довжина хвилі якого має той самий порядок величини, що й атомна відстань, при падінні на кристалічний матеріал. У цьому випадку випромінювання дзеркально розсіюється атомами матеріалу і зазнає конструктивної інтерференції відповідно до закону Брегга. Для кристалічного твердого тіла з площинами решітки, розділеними відстанню  $d$ , хвилі розсіюються і конструктивно інтерферують, якщо довжина шляху кожної хвилі дорівнює цілому числу, кратному довжині хвилі (рис. 1.6). Закон Брегга описує умову конструктивної інтерференції від декількох кристалографічних площин кристалічної решітки, розділених відстанню  $d$ :

$$2d \sin \theta = n\lambda, \quad (1.7)$$

де  $\theta$  – кут падіння;

$n$  – ціле число;

$\lambda$  – довжина хвилі.

Дифракційну картину отримують шляхом вимірювання інтенсивності розсіяного випромінювання як функції кута  $\theta$  (рис. 1.6). Кожного разу, коли розсіяні хвилі задовольняють умову Брегга, спостерігається сильна інтенсивність у дифракційній картині, відома як пік Брегга.

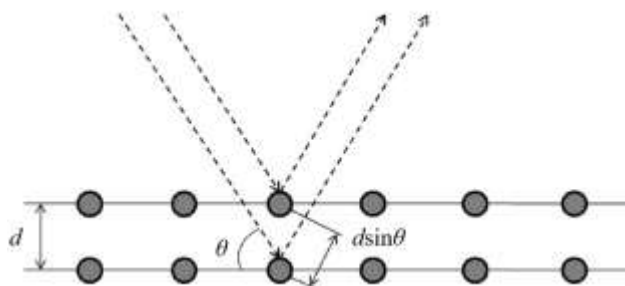


Рисунок 1.6 – Дифракція Брегга

Згідно з рівнянням (1.7), оскільки  $\theta = 90^\circ$  і  $d$  – відстань між піками інтерференційної картини,  $\lambda = 2d$  для  $n = 1$  – це довжина хвилі піку відбиття. Тобто волокно тепер діє як дихроїчне дзеркало, відбиваючи частину вхідного спектра. Рівняння (1.7) актуальне для вакууму, тому має бути адаптоване для діоксиду кремнію, оскільки на відстань, яку проходить світло, впливає показник заломлення волокна:

$$\lambda_B = 2n_{ef}\Lambda. \quad (1.8)$$

Тому довжина хвилі Брегга ( $\lambda_B$ ) у ВРБ є функцією ефективного показника заломлення волокна ( $n_{ef}$ ) та періодичності ґратки ( $\Lambda$ ).

Рівняння (1.8), також відоме як довжина хвилі відбиття Брегга, є піковою довжиною хвилі вузькосмугового спектрального компонента, відбитого ВРБ. Смуга пропускання цього відбиття залежить від декількох параметрів, зокрема, від довжини решітки. Зазвичай, смуга пропускання становить від 0,05 до 0,3 нм. На рисунку 1.7 показано типовий пік бреггівського відбиття. Бічні пелюстки іноді створюють проблеми при автоматичному визначенні центральної довжини хвилі.

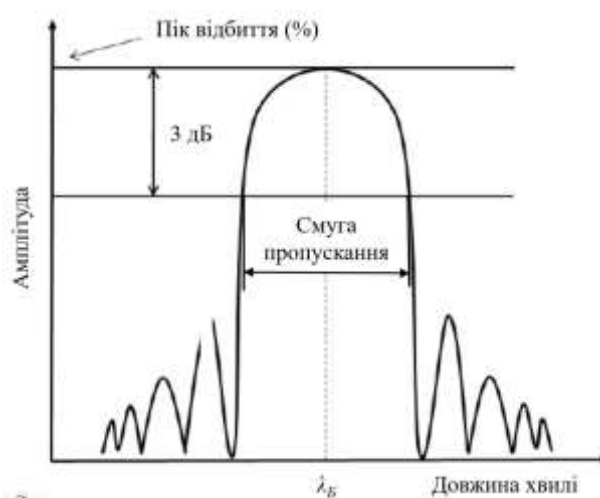


Рисунок 1.7 – Типова форма хвилі бреггівського відбиття з визначеними параметрами

З рівняння (1.8) виходить, що довжина бреггівської хвилі залежить лише від відстані між ґратками ( $\Lambda$ ) та ефективного показника заломлення ( $n_{ef}$ ).

По суті, будь-який зовнішній чинник, здатний змінити  $\Lambda$ , змістить відбитий спектр з центром на бреггівській довжині хвилі. Наприклад, поздовжня деформація, спричинена зовнішньою силою, може змінити як  $\Lambda$  (за рахунок збільшення кроку ґратки), так і  $n_{ef}$  (за рахунок фотопружного ефекту). Аналогічно, зміна температури також може змінювати обидва параметри, за рахунок теплового розширення та термооптичного ефекту відповідно.

Таким чином, ВРБ є, по суті, датчиком температури і деформації, але, при розробці відповідного інтерфейсу, можна провести багато інших вимірювань, щоб накласти збурення на решітку, що призводить до зсуву довжини хвилі Бреґга, яка потім може бути використана в якості датчика інших параметрів. Таким чином, використовуючи ВРБ в якості датчика, можна отримати вимірювання деформації, температури, тиску, вібрації, переміщення тощо.

Крім впливу температури і деформації на періодичність бреггівської решітки, можна також використовувати  $n_{ef}$  – ефективний показник заломлення волокна як перетворювач параметрів. Ефективний показник заломлення є середнім значенням показника заломлення серцевини ( $n_c$ ) і показника заломлення оболонки ( $n_o$ ) волокна. Цей параметр залежить від того, наскільки евацентне поле серцевини проникає в оболонку. Оскільки діаметр оболонки волокна (125 мкм) набагато більший, ніж поле, то ефективний показник заломлення не змінюється під зовнішніми впливами. Однак при корозії волоконної оболонки кислотним травленням можна досягти поля розсіювання, яке лежить на відстані близько 1,5 мкм від межі розділу з серцевиною.

Оскільки вимірювання деформації або температури кодуються в зміні довжини хвилі, ці датчики також самокалібруються, оскільки довжина хвилі є абсолютним параметром. Таким чином, ці датчики не залежать від загального рівня освітленості, втрат у з'єднувальних волокнах і з'єднувачах або потужності джерела світла. Крім того, закодований по довжині хвилі характер вихідного сигналу дозволяє використовувати техніку мультиплексування з поділом по

довжині хвилі, призначаючи кожному датчику окремий діапазон довжин хвиль з доступного спектру джерела світла.

Використовуючи такий пристрій і вводячи у волокно спектрально широкосмугове джерело світла, вузькосмугова спектральна складова на довжині хвилі Брегга буде відбиватися від решітки. Ця спектральна складова буде відсутня в переданому сигналі, але решта світла може бути використана для освітлення інших ВРБ в тому ж волокні, кожен з яких налаштований на іншу довжину хвилі Брегга. Кінцевим результатом такого розташування є те, що всі піки відбиття бреггівських хвиль від кожного ВРБ на початку волокна, кожен у своєму певному діапазоні довжин хвиль.

Для того, щоб розрахувати чутливість довжини хвилі Брегга до температури і деформації, треба почати з рівняння (1.8) і помітно, що чутливість до температури є частковою похідною по відношенню до температури:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\Delta T} = 2n_{eff} \frac{\partial\Lambda}{\partial T} + 2\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial T}. \quad (1.9)$$

Підставивши двічі (1.8) в (1.9), отримаємо:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\Delta T} = \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial\Lambda}{\partial T} \lambda_B + \frac{1}{n_{eff}} \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} \lambda_B, \quad (1.10)$$

або, переставляючи отримуємо:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial\Lambda}{\partial T} \Delta T + \frac{1}{n_{eff}} \frac{\partial n_{eff}}{\partial T} \Delta T. \quad (1.11)$$

Перший доданок – це теплове розширення діоксиду кремнію ( $\alpha$ ), а другий – термооптичний коефіцієнт ( $\eta$ ), що представляє температурну залежність показника заломлення ( $dn/dT$ ). Підставивши маємо:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (\alpha + \eta)\Delta T. \quad (1.12)$$

Чутливість до деформації є частковою похідною від (1.8) по відношенню до переміщення:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\Delta L} = 2n_{eff} \frac{\partial\Lambda}{\partial L} + 2\Lambda \frac{\partial n_{eff}}{\partial L}. \quad (1.13)$$

Двічі підставивши (1.8) в (1.13), маємо:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial\Lambda}{\partial L} \Delta L + \frac{1}{n_{eff}} \frac{\partial n_{eff}}{\partial L} \Delta L. \quad (1.14)$$

Перший доданок у рівнянні (1.14) – це деформація періоду решітки, зумовлена подовженням волокна. Припустимо, що маємо довжину  $L$  волокна з вписаною в нього ВРБ. Якщо прикласти до волокна напруження  $\Delta L$ , то матимемо відносну деформацію  $\Delta L/L$ . У той же час, якщо ВРБ має довжину  $L_{ВРБ}$ , він буде відчувати деформацію  $\Delta L_{ВРБ}/L_{ВРБ}$ , але оскільки ВРБ знаходиться у волокні, то  $\Delta L_{ВРБ}/L_{ВРБ} = \Delta L/L$ . Оскільки бреггівське зміщення з подовженням дорівнює зміщенню періоду решітки з тим же подовженням і, отже, перший доданок в рівнянні (1.14) дорівнює одиниці.

Другий доданок у рівнянні (1.14) – це коефіцієнт фотопружності ( $\rho_\phi$ ), зміна показника заломлення з деформацією. У деяких твердих тілах, залежно від коефіцієнта Пуассона матеріалу, цей ефект є негативним, тобто при розширенні прозорого середовища, наприклад, оптичного волокна, показник

заломлення зменшується через зменшення густини матеріалу. Тоді, коли волокно розширюється, два доданки в рівнянні 1.14 дають протилежні ефекти: один збільшує відстань між решітками і, таким чином, збільшує довжину хвилі Брегга, а інший – зменшує ефективний показник заломлення і, таким чином, зменшує довжину хвилі Брегга. Комбінований ефект обох явищ є класичною формою бреггівського зміщення довжини хвилі з деформацією:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - \rho_e) \varepsilon_z, \quad (1.15)$$

де  $\varepsilon_z$  – поздовжня деформація ґратки.

Поєднавши (1.12) і (1.15) разом, ми, нарешті, отримаємо чутливість довжини хвилі Брегга до температури і деформації:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - \rho_e) \varepsilon_z + (\alpha + \eta) \Delta T. \quad (1.16)$$

Рівняння (1.16) показує, що бреггівське зміщення є функцією як деформації, так і температури. Спостерігаючи лише за  $\Delta\lambda_B$ , не можна сказати, чи було це зміщення зумовлене деформацією, температурою чи обома чинниками. Якщо потрібно виміряти лише температуру, ВРБ повинен бути захищений від деформації, що можна легко зробити, вільно вставивши ВРБ в жорстку трубку з малим отвором.

### 1.3 Основні конфігурації ВРБ

До основних конфігурацій ВРБ належать (рис. 1.8) [5]:

- однорідна ВРБ;
- чирпована ВРБ;
- нахилена ВРБ;
- протравлена ВРБ.

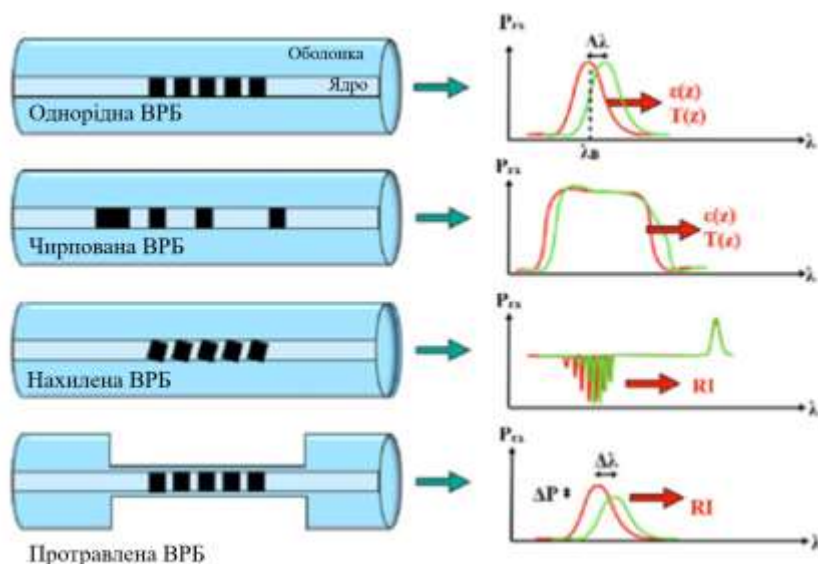


Рисунок 1.8 – Основні конфігурації ВРБ: однорідна ВРБ, чирпована ВРБ, нахилена ВРБ, протравлена ВРБ та їх спектральні характеристики

Найпростішою конфігурацією є однорідна ВРБ, в якому модуляція  $n_{ef}$  має постійний період ( $\Lambda$ ) вздовж довжини волокна  $z$ . Така структура резонує на брегівській довжині хвилі. Спектр, відбитий ВРБ, має крутий пік з центром в точці  $\lambda_B$ , а коефіцієнт відбиття зазвичай знаходиться в межах 10 % і 90 % у ВРБ довжиною від 3 мм до 10 мм. Для ВРБ, що працюють на довжині хвилі близько 1550 нм, відбита смуга пропускання становить близько 0,3 нм; отже, датчик ВРБ поводить себе подібно до мікрохвильового режекторного фільтра з добротністю 5200.

Для чирпованих ВРБ характерна нерівномірна модуляція  $\Lambda = \Lambda(z)$ , варто зазначити, що в лінійних чирпованих ВРБ період решітки збільшується з постійною швидкістю по всій довжині решітки. В результаті чирпованих ВРБ не відбиває жодної довжини хвилі, але спектр має широку смугу пропускання. Кожна частина решітки відбиває різну довжину хвилі Бреґга:

$$\lambda_B = \lambda_B(0) + \zeta z, \quad (1.17)$$

де  $\zeta$  – швидкість чирпування.

Оскільки чирпована ВРБ поводитья як широкосмуговий відбивач, в якому кожна секція має власну залежність від температури або деформації, датчики з чирпованою ВРБ використовуються для вимірювання розподілу температури або деформації вздовж довжини решітки  $z$ . Основний підхід, який називається спектральною реконструкцією, ґрунтується на методі оптимізації. Цей метод оцінює розподіл температури або деформації по довжині решітки (від 15 мм до 50 мм) шляхом зчитування спектральних деформацій з еталонних умов.

Щоб зробити решітку чутливою до змін показника заломлення для біосенсорних застосувань використовується два основні підходи.

Перший підхід полягає у використанні нахиленої ВРБ, в якій площина модуляції показника заломлення нахилена по відношенню до осі волокна на кути, зазвичай менші за  $10^\circ$ . Ця решітка має  $\lambda_B$ , подібний до стандартного ВРБ-сенсора, але також збуджує кілька мод оболонки на межі між оболонкою і зовнішнім середовищем, які поширюються з волокна. Ці моди видно у відбитті, якщо покрити волокно торцевим рефлексором, наприклад, золотим дзеркалом, і вони виглядають як гребінець вузьких ліній на довжинах хвиль, менших за  $\Delta\lambda$ .

Другий підхід – це протравлена ВРБ, в якому однорідне ВРБ модифікується шляхом хімічного травлення оболонки волокна вздовж решітки. У протравленій ВРБ поганий зв'язок зі світлом спричиняє зміну  $n_{ef}$  як функції показника заломлення в залежності від товщини волокна. В результаті спостерігається як  $\Delta\lambda$ , так і зміна оптичної інтенсивності, коли решітка піддається впливу змін показника заломлення.

## 2 ЗАСТОСУВАННЯ ВОЛОКОННИХ РЕШТОК БРЕГГА У МЕДИЦИНІ

Моніторинг фізіологічних параметрів є наріжним каменем медицини та хірургії, оскільки це відносно неінвазивний спосіб оцінки стану здоров'я людини. Базові показники стану здоров'я пацієнта часто називають життєво важливими показниками [5]. Системи на основі ВРБ застосовуються для моніторингу життєво важливих показників людини, а саме:

- частоти дихання (ЧД);
- частоти серцевих скорочень (ЧСС);
- артеріального тиску (АТ);
- температури тіла (ТТ).

На рисунку 2.1 зображено частини тіла, що використовуються для отримання параметрів за допомогою датчиків на основі ВРБ згруповані в чотири основні категорії (тобто, частота дихання, частота серцевих скорочень, артеріальний тиск і температура тіла).

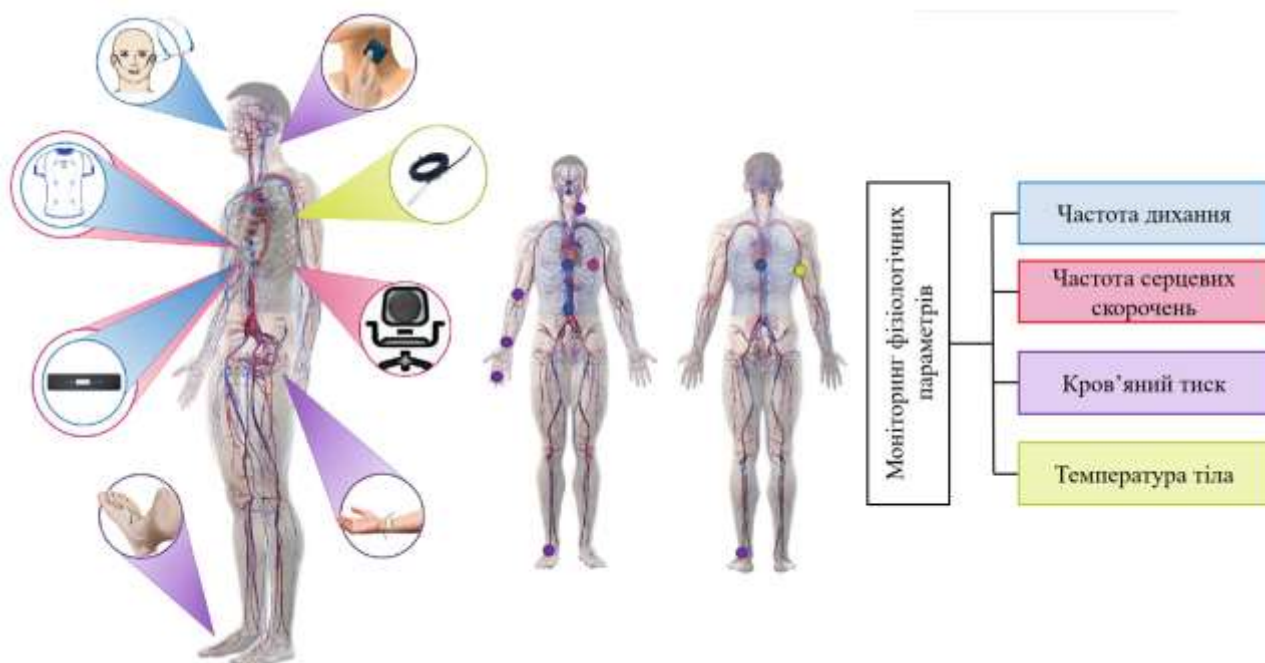


Рисунок 2.1 – Частини тіла та параметри для застосування у моніторингу життєво важливих параметрів

## 2.1 Частота дихання

Технології на основі ВРБ широко застосовують для моніторингу частоти дихання пацієнта у клінічних умовах. Більшість з них використовували чутливість решітки до власної деформації для розробки переносних і статичних систем, здатних відслідковувати ЧД за деформаціями грудної стінки, викликаними диханням. У таких системах ВРБ предствлені у відкритому вигляді або розміщені в пасивних гнучких матрицях, прикріплених до текстилю (наприклад, еластичних стрічок і розтяжних футболок) чи синтетичних поверхонь, з якими контактує шкіра тіла (подушок, інвалідних візків, бортових платформ).

Існують підходи для моніторингу частоти дихання:

- відслідковування носового/орального потоку повітря;
- аналіз деформації грудної клітини.

Для відслідковування носового потоку повітря використовується датчик, що складається зі звичайних носових кисневих канюль, в які через трубку подається оптичне волокно з решіткою Брега. Волокно і ВРБ з'єднані з блоком оцінки за допомогою оптичного волокна G.657.A з посиленням захистом, яке закінчується роз'ємом FC/APC для усунення віддзеркалень в з'єднувачах. Решітка Брега встановлюється по центру на входах, які вставляються в носові порожнини. За допомогою клею волокно ВРБ фіксується в місці входу в кисневі канюлі (синя частина, рис. 2.1). На рисунку місце розташування брегівської решітки позначено червоним кольором. Частина решітки Брега не фіксується в місці виходу цих коротких трубок (введення в носову порожнину). Це гарантує, що сам принцип моніторингу дихальної активності базується на двох принципах. З одного боку, на принципі нагрівання або охолодження решітки Брега за рахунок видихуваного або вдихуваного повітря, і, з іншого боку, на ефекті тиску видихуваного повітря на оптичне волокно з повітря на оптичне волокно з самою решіткою Брега.

Сукупний феномен цих двох проявів впливає на довжину хвилі Брегга і можливість моніторингу дихання, робочі цикли вдиху і видиху, частоту дихання [6]. Датчик дихання показаний на рисунку 2.2.

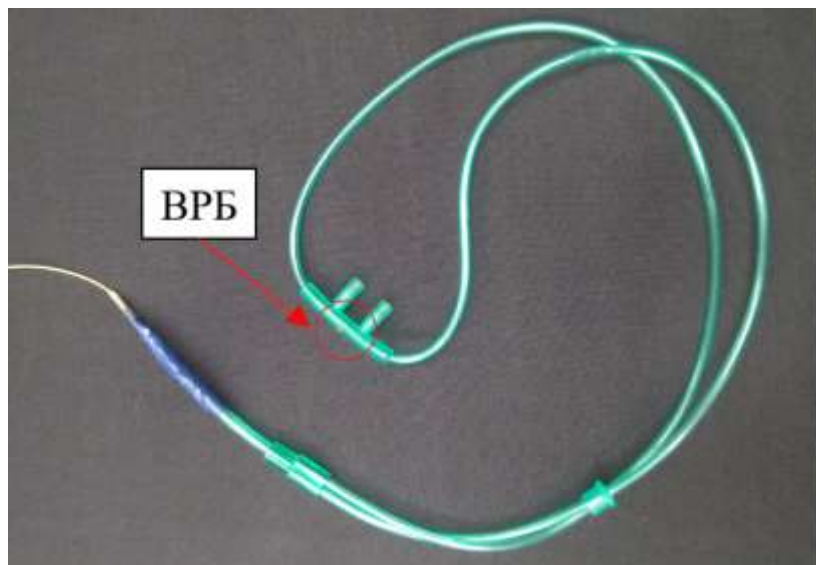


Рисунок 2.2 – Датчик дихання на основі інкапсуляції ВРБ у звичайній кисневій канюлі

Для реалізації ВРБ використовувалася стандартна бреггівська решітка з поліімідним покриттям з центральною довжиною хвилі Брегга 1550,124 нм, повною шириною на половині максимуму відбитого спектра 216 нм і коефіцієнтом відбиття 87 %. Метод інкапсуляції не впливає на механічні та оптичні властивості решітки Брега оптичного волокна. Співвідношення чутливості, а також центральна бреггівська довжина хвилі, ширина спектра і параметри відбиття залишаються дійсними, що спрощує проектування, виготовлення і мультиплексування датчиків для моніторингу більшої кількості пацієнтів при використанні для декількох МР-сканерів.

Методологія обробки сигналу використовується для визначення дихальної активності або частоти дихання, відповідно. Вхідний необроблений сигнал являє собою сигнал від використовуваного ВРБ-опитувача. Потім сигнал фільтрується для видалення небажаних компонентів, утворених

основними артефактами руху і повільним дрейфом температури, за допомогою смугового фільтра Баттерворта другого порядку з частотами зрізу 0,1 та 0,5 Гц. Цей діапазон частот відповідає типовим проявам дихальної активності людини і усуває небажані компоненти сигналу. На наступному етапі відбувається обробка сигналу. Ця частина включає в себе центрування, нормалізацію, виявлення піків і остаточне згладжування сигналу.

На основі виявлення окремих піків (максимумів) розраховується частота дихання (ЧД) розраховується за наступним рівнянням:

$$\text{ЧД} = \frac{60}{t_n - t_{n-1}}, \quad (2.1)$$

де  $t_n$  – позначка часу  $n$ -го піку;

$t_{n-1}$  – позначка часу попереднього піку.

Для аналізу деформації грудної клітини датчик вбудовується в 3D-друковану полімерну матрицю тоді, на коефіцієнти чутливості до деформації та температури значною мірою впливають пружні і теплові властивості матеріалу, набагато товстішого, ніж волокно з діоксиду кремнію [7]. Пружні властивості впливатимуть на реакцію на деформацію, однак внесок температури можна ігнорувати, оскільки вимірювані параметри мають значно вищу динамічну поведінку, ніж температурні варіації, які залежать від часу.

Датчик призначений для носіння на грудях для вимірювання ЧД та ЧСС. Тому він повинен мати можливість вимірювати зміщення, що виникають на грудній клітці під час дихання (від 4 мм до 12 мм) та серцебиття (від 0,2 мм до 0,5 мм). Ці деформації грудної клітки розтягують поверхню 3D-друкованого полімеру, передаються до датчика і призводять до зміни вихідного сигналу ВРБ, як показано на рисунку 2.3. Розроблений датчик для вимірювання значень RR та HR складається з еластичного матеріалу, надрукованого на 3D-принтері та одного оптичного волокна з одним ВРБ.

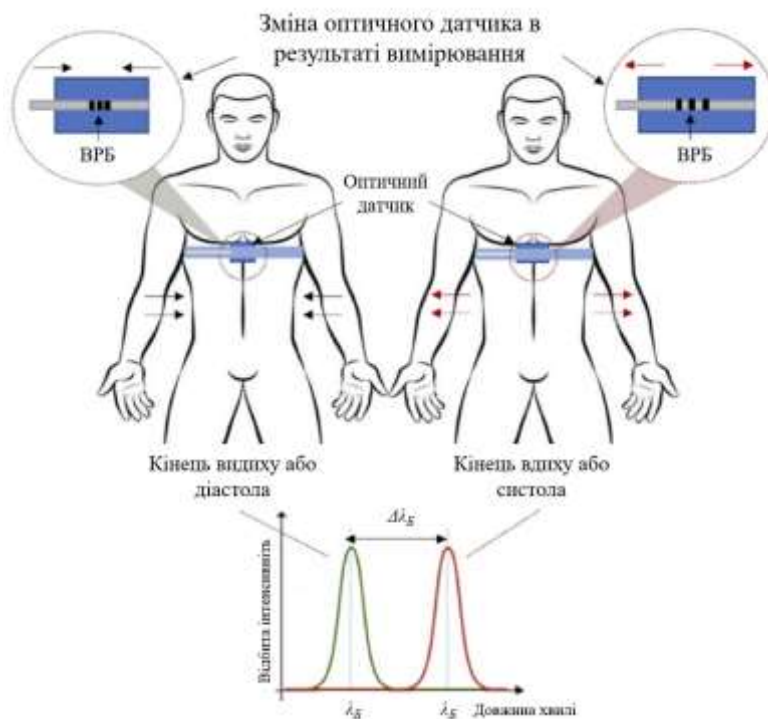


Рисунок 2.3 – Принцип роботи датчика для вимірювання частоти дихання

Датчики були вписані у світлочутливе оптичне волокно на довжину близько 5 мм за допомогою імпульсної Nd:YAG лазерної системи, що випромінює на четвертій гармоніці (266 нм). VRB реєстрували за допомогою методу фазової маски, використовуючи енергію лазерної накачки 25 Дж, частоту повторення 10 Гц і час експозиції приблизно 1 хв. Схематичне зображення датчика представлено на рисунку 2.4.

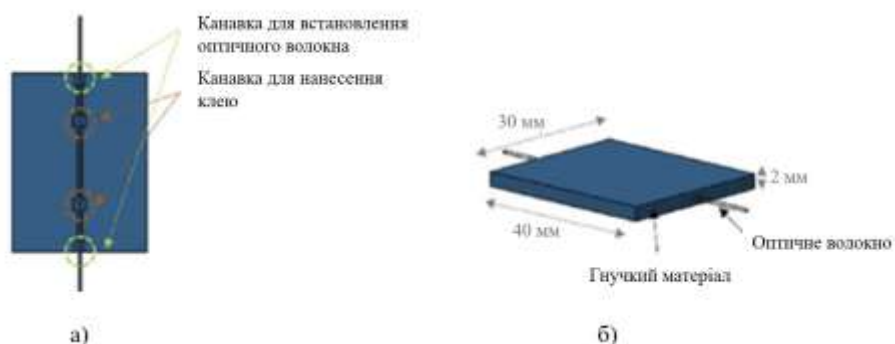


Рисунок 2.4 – Схематичне зображення датчика в розрізі (а)  
та в повному вигляді (б)

## 2.2 Частота серцевих скорочень

Більшість сенсорних рішень на основі ВРБ також використовуються для вимірювання ЧСС одночасно з ЧД. Механічна активність серця викликає на поверхні грудної клітки коливання менші і швидші, ніж дихальні. Графічне зображення зміщень, викликаних серцебиттям, відоме як сейсмокардіограма (СКГ), коли вимірюється як вібрації на грудній клітці, і балістокардіограма (БКГ), коли йдеться про балістичні сили, що генеруються серцем і вимірюються в центрі маси людського тіла. ВРБ дуже добре підходять для неінвазивного кардіомоніторингу, оскільки вони невеликі і легкі, високочутливі до навантажень, мають довготривалу стабільність і належну частотну характеристику. Ці характеристики дозволяють реєструвати індуковані серцем зміщення, які зазвичай становлять від 0,2 мм до 0,5 мм, а також частотні компоненти, в основному в діапазоні від 0,6 Гц до 40 Гц (рис. 2.5) [8].

Окремим методом для отримання балістокардіограми є монтування ФБГ або килимок між матрацом та простирадлом пацієнта.

Сигнал БКГ реєструється за допомогою сенсорної матриці ВРБ. Чотири масиви датчиків підключаються до опитувача датчиків ВРБ за допомогою чотирьох оптичних каналів. Згодом сигнали БКГ дискретизуються з частотою дискретизації 250 Гц, а потім надсилаються на персональний комп'ютер для вимірювання частоти серцевих скорочень. Килимок з датчиком ВРБ розміщується над ліжком, під тонким простирадлом, де решітки розташовуються під головою, під грудьми, під животом і під стегнами відповідно [9, 10].

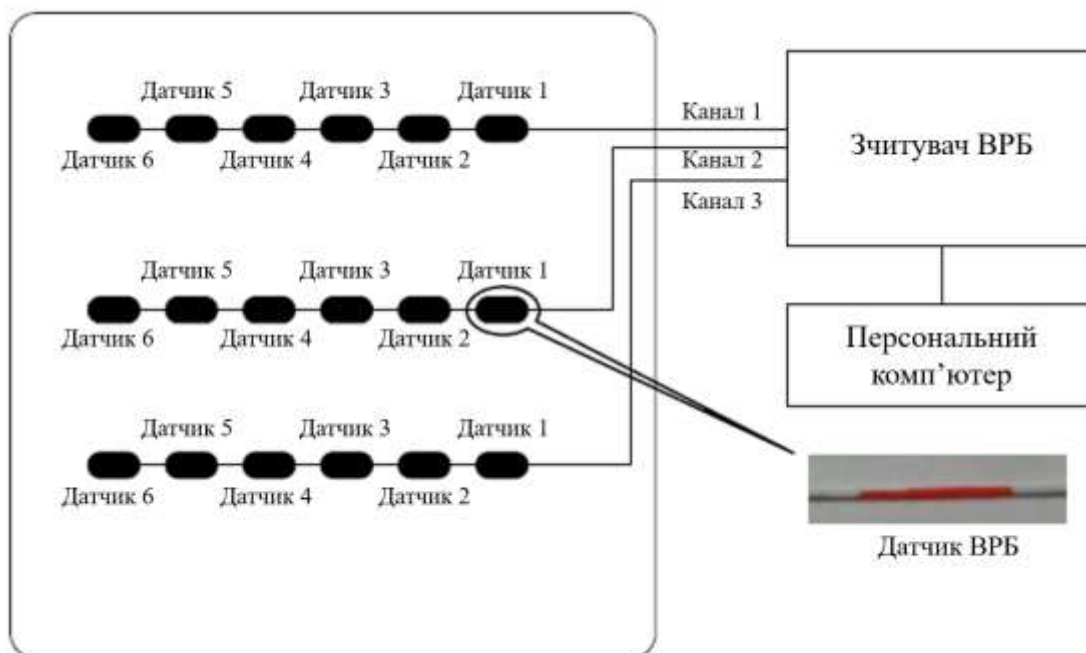


Рисунок 2.5 – Система моніторингу ЧСС

### 2.3 Артеріальний тиск

Вимірювання артеріального тиску з пульсової хвилі за допомогою ВРБ є одним з найскладніших методів вимірювання при моніторингу життєво важливих показників. Перед тим, як розрахувати АТ, необхідно пройти етап низькочастотної обробки (наприклад, від 0,5 Гц до 5 Гц), ідентифікувати кожен окрему пульсову хвилю, нормалізувати сигнал по осі  $y$  і стандартизувати по осі  $x$ , а також побудувати калібрувальну криву з використанням часткового регресійного аналізу за методом найменших квадратів. Коли серце б'ється, пульсова хвиля рухається через систему кровообігу. У літературі було запропоновано кілька рішень на основі ВРБ для проведення аналізу пульсової хвилі (АПХ), що виявляють артеріальний пульс на різних периферичних пульсуючих ділянках [11]. АПХ широко використовується для моніторингу артеріального тиску (і ЧСС), починаючи з піків пульсової хвилі.

Датчики ВРБ можуть вимірювати сигнали пульсової хвилі в різних точках людського тіла завдяки своїй високій чутливості [12]. Крім того, коли висота точки вимірювання артеріального тиску відрізняється від висоти серця,

артеріальний тиск вимірювався з великою похибкою через дію сили тяжіння. Якщо точка вимірювання знаходиться вище серця, артеріальний тиск підвищується, щоб забезпечити приплив крові проти сили тяжіння. Якщо ж точка вимірювання знаходиться нижче серця, артеріальний тиск знижується, оскільки кровопостачанню допомагає сила тяжіння. Щоб придушити ці ефекти, датчик ВРБ з пластику був встановлений на плечовій артерії лівого ліктя в положенні сидячи. Крім того, датчик ВРБ з діоксиду кремнію був встановлений в безпосередній близькості до датчика з пластику для порівняння відповідних співвідношень сигнал/шум і форм хвиль. Обидва датчики були прикріплені до плечової артерії за допомогою хірургічної стрічки. Сигнали пульсової хвилі вимірювали з частотою дискретизації 1 кГц, на якій раніше було продемонстровано можливість вимірювання артеріального тиску за допомогою датчика ВРБ.

При обробці та аналізі сигналів пульсової хвилі для прогнозування артеріального тиску використовується обробку з шести етапів.

1. Фільтрація.
2. Перша диференціація.
3. Розділення від піку до піку.
4. Усереднення.
5. Нормалізація.
6. Розрахунок артеріального тиску за допомогою часткової регресії найменших квадратів (ЧРНК).

На рисунку 2.6 приведена експериментальна установка для вимірювання АТ.



Рисунок 2.6 – Експериментальна установка для вимірювання АТ

#### 2.4 Температура тіла

Залежність між зміною довжини хвилі Брегга і температурою при постійній деформації є лінійною на основі рівняння (1.12). Температурна чутливість оголеного ВРБ становила близько  $10 \text{ пм}/^\circ\text{C}$  при центральній довжині хвилі  $1550 \text{ нм}$ , а точність – близько  $0,1 \text{ }^\circ\text{C}$ , що в принципі може задовольнити потреби вимірювання температури людського тіла. Для того, щоб будь-яка поза людського тіла не викликала деформацію ВРБ, коли датчик носять на тілі людини, датчик може бути інкапсульований. При цьому датчик не повинен впливати на комфорт одягу. Для інкапсуляції ВРБ зазвичай використовують нержавіючу сталь, кераміку та полімерні матеріали. Нержавіюча сталь і кераміка мають відмінну стійкість до вигинів і високих температур, але нержавіюча сталь може викликати дискомфорт при носінні на тілі людини, а кераміка крихка і легко пошкоджується. Поліметилметакрилат (ПММА), відомий як оргскло, має міцність на вигин  $110 \text{ МПа}$  і температуру термічної

деформації від 74 °С до 107 °С. Порівняно з нержавіючою сталлю, він безпечніший і комфортніший при носінні на тілі. Існує дві конструкції для інкапсуляції ВРБ, як показано на рисунку 2.7. На рис. 2.7, а тільки один кінець оптичного волокна прикріплений до трубки з ПММА, а на рис. 2.7, б обидва кінці оптичного волокна прикріплені до кінців трубки з ПММА, відповідно [13].

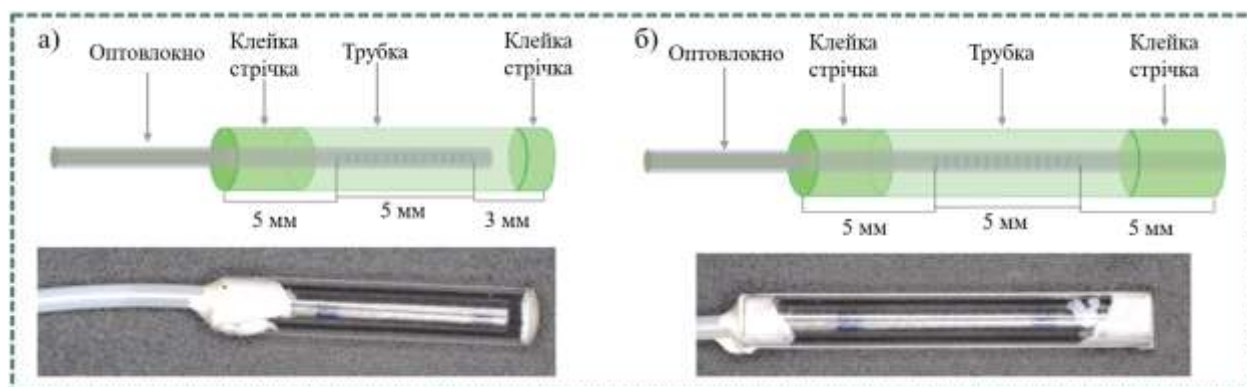


Рисунок 2.7 – Структура датчиків з односторонньою інкапсуляцією (а) та двосторонньою інкапсуляцією (б)

Для виготовлення датчика температури використовується стандартне одномодове оптичне волокно. Волокно завантажували воднем, щоб зробити його світлочутливим, і знімали акрилове покриття з невеликої частини (близько 10 мм), потім в серцевину волокна впечатували ВРБ довжиною близько 5 мм, використовуючи стандартну техніку фазової маски, і повторно покривали його акриловим покриттям. Трубка з ПММА довжиною 13 мм використовувалася як одностороння інкапсульована трубка, а трубка довжиною 15 мм використовувалася як двостороння інкапсульована трубка. Для того, щоб зробити розмір площі решітки меншим і зберегти стабільність і точність вимірювання, розмір спроектованої площі вимірювання волоконної решітки Брегга становить 5 мм, розмір фіксованого кінця ВРБ і ПММА був спроектований 5 мм для поліпшення стабільності, а єдиний ущільнювальний кінець був спроектований 3 мм. Для односторонньої інкапсуляції спочатку відрізали хвостове волокно, один кінець трубки з ПММА заклеїли клеєм,

оптичне волокно вставили в трубку з ПММА, а інший кінець трубки з ПММА і оптичне волокно склеїли разом. Для двосторонньої інкапсуляції оптичне волокно з'єднували з допитувачем ВРБ і вставляли в трубку ПММА, частину решітки розміщували в центрі трубки ПММА, передню частину решітки і трубку ПММА заклеювали клеєм, а хвостове волокно випрямляли затискачем, змінювали зміну довжини хвилі в допитувачі ВРБ, і коли зміна становила близько 0–1 пм, оптичне волокно і трубку ПММА склеювали разом. На склеювальний кінець оптичного волокна і трубки ПММА було додано більше клею, щоб запобігти падінню оптичного волокна. В результаті експериментів довжина односторонньої інкапсуляційної трубки з ПММА була встановлена на рівні 13 мм, як показано на рис. 2.7, а, а довжина двосторонньої інкапсуляційної трубки з ПММА 15 мм, як показано на рис. 2.7, б.

Найпоширенішими методами вимірювання температури тіла людини в медицині є ротова, пахвова та ректальна термометрія, з яких пахвова термометрія є найзручнішою. Шкірна поверхня пахової западини відносно рівна, і датчик може повністю контактувати зі шкірою людини в цьому місці.

Для тривалого вимірювання температури датчик може бути інтегрований в одяг пацієнта. Датчик ВРБ розміщується у найнижчій частині пройми внутрішнього жилета (рис. 2.8, а), яка також є найближчою до пахової западини, коли жилет одягнений на тіло. Оптичне волокно, яке використовується для передачі сигналів, також важливе для інтеграції всього одягу. Якщо воно вільне, то може впливати на передачу сигналу або висмикуватись. Оскільки обтягуючий одяг одягається на тіло людини, він може розтягуватися горизонтально або вертикально. Коли оптичне волокно інтегровано в одяг по прямій лінії, воно легко пошкоджується при розтягуванні одягу. Тому шлях оптичного волокна був розроблений у вигляді кривої лінії, як показано на рис. 2.8, б. Коли одяг розтягується, кривизна шляху оптичного волокна змінюється, що може захистити оптичне волокно від розриву.



Рисунок 2.8 – Інтеграція ВРБ датчика в одяг. Розташування ВРБ (а), розміщення оптичного волокна (б)

### 3 РОЗРАХУНОК ТЕМПЕРАТУРНИХ ПАРАМЕТРІВ ВОЛОКОННОЇ РЕШІТКИ БРЕГГА

#### 3.1 Структура ВБР та залежність від температури

Волоконну решітку Брегга можна розглядати як періодичну шарувату структуру, через яку розповсюджується гармонійна електромагнітна хвиля. У окремому випадку, коли хвиля поляризована лінійно та її електричний вектор перпендикулярний до площини падіння, говорять про  $E$ -поляризовану хвилю; якщо вона поляризована лінійно та її магнітний вектор перпендикулярний до площини падіння, говорять про  $H$ -поляризовану хвилю. Будь-яку довільно поляризовану плоску хвилю можна розкласти на дві хвилі, одна з яких є  $E$ -, а інша  $H$ -поляризована. Так як граничні умови на поверхні розділу для перпендикулярної до неї і паралельної компонент не залежать один від одного, ці дві хвилі також будуть взаємно незалежні. Більше того, якщо поміняти місцями  $\mathbf{E}$  і  $\mathbf{H}$  і одночасно  $\varepsilon$ -  $\mu$ , то рівняння Максвелла не зміняться.

Електричне  $E$  та магнітне  $H$  поле плоскої електромагнітної хвилі в площині  $z = a$  і  $z = b$  шаруватого середовища (мультишару) пов'язані співвідношенням:

$$\begin{vmatrix} E(a) \\ H(a) \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} M_{11} & iM_{12} \\ iM_{21} & M_{22} \end{vmatrix} \begin{vmatrix} E(b) \\ H(b) \end{vmatrix}, \quad (3.1)$$

причому елементами матриці є взяті в точці  $z = b$  рішення системи з чотирьох диференціальних рівнянь першого порядку:

$$\begin{aligned} M'_{11} &= -\frac{2\pi}{\lambda} [n(z)]^2 M_{12}, & M'_{12} &= \frac{2\pi}{\lambda} M_{11}, \\ M'_{21} &= \frac{2\pi}{\lambda} [n(z)]^2 M_{22}, & M'_{22} &= -\frac{2\pi}{\lambda} M_{21}, \end{aligned} \quad (3.2)$$

з початковими умовами:

$$M_{11}(a) = 1, \quad M_{12}(a) = 0, \quad M_{21}(a) = 0, \quad M_{22}(a) = 1. \quad (3.3)$$

Істотною особливістю цих рівнянь є та обставина, що мультишар можна описати матрицею  $2 \times 2$ , абсолютно не залежить від оптичного середовища при  $z < a$  і  $z > b$ .

Рівняння (3.1) пов'язує поля в точці  $z = a$  з полями в точці  $z = b$ . Можна, навпаки, зв'язати поля в точці  $z = b$  з полями в точці  $z = a$ , не обчислюючи наново матрицю мультишару.

Рівняння (3.1) можна записати у такому вигляді:

$$Q(b) = M^{-1}(a - b)Q(a). \quad (3.4)$$

Для обчислення матриці її можна представити у вигляді:

$$M^{-1} = \begin{vmatrix} X_{11} & iX_{12} \\ iX_{21} & X_{22} \end{vmatrix}. \quad (3.5)$$

При цьому:

$$\begin{vmatrix} M_{11} & iM_{12} \\ iM_{21} & M_{22} \end{vmatrix} \begin{vmatrix} X_{11} & iX_{12} \\ iX_{21} & X_{22} \end{vmatrix} = \begin{vmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{vmatrix}, \quad (3.6)$$

що дає:

$$X_{11} = M_{22}, \quad X_{12} = -M_{12}, \quad X_{21} = -M_{21}, \quad X_{22} = M_{11}. \quad (3.7)$$

Таким чином:

$$M^{-1}(a-b) = \begin{vmatrix} M_{22} & -iM_{12} \\ -iM_{21} & M_{11} \end{vmatrix}. \quad (3.8)$$

Співвідношенням (3.8) можна скористатися для отримання матриці мультишару з шарами, розташованими у зворотному порядку. Замінюючи у рівняннях (3.2)  $z$  на  $-z$ :

$$\begin{aligned} M_{11}(z) &= M_{11}(-z), & M_{12}(z) &= -M_{12}(-z), \\ M_{21}(z) &= -M_{21}(-z), & M_{22}(z) &= M_{22}(-z). \end{aligned} \quad (3.9)$$

Підставляючи ці співвідношення в рівняння (3.8), отримаємо:

$$M(b-a) = \begin{vmatrix} M_{22} & iM_{12} \\ iM_{21} & M_{11} \end{vmatrix}. \quad (3.10)$$

Таким чином, матриця мультишару, розташованого у зворотному порядку, виходить простою заміною  $M_{11}$  на  $M_{22}$  і навпаки.

Комплексні коефіцієнти відбиття та пропускання для плоскої електромагнітної хвилі, що проходить через мультишар у напрямку  $z$  визначаються такими формулами:

$$\begin{aligned} r &= \frac{n_M M_{11} + i n_M n_S M_{12} - i M_{21} - n_S M_{22}}{n_M M_{11} + i n_M n_S M_{12} + i M_{21} + n_S M_{22}}, \\ t &= 2n_M (n_M M_{11} + i n_M n_S M_{12} + i M_{21} + n_S M_{22})^{-1}, \end{aligned} \quad (3.11)$$

де  $M_{11}$ ,  $M_{12}$ ,  $M_{21}$ ,  $M_{22}$  – елементи матриці для мультишару;

$n_S$  – постійний показник заломлення для  $z > b$ ;

$n_M$  – показник заломлення для  $z < a$ .

Зі співвідношень (3.11) можна вивести формули, що визначають коефіцієнти відбиття та пропускання  $R$  та  $T$ :

$$T = 1 - R = \frac{4}{2 + \frac{n_M}{n_S} M_{11}^2 + \frac{n_S}{n_M} M_{22}^2 + n_M n_S M_{12}^2 + \frac{1}{n_S n_M} M_{21}^2}, \quad (3.12)$$

і фази відбитої та пройденої хвиль:

$$\begin{aligned} \operatorname{tg} \gamma_t &= -\frac{n_M n_S M_{12} + M_{21}}{n_M M_{11} + n_S M_{22}}, \\ \operatorname{tg} \gamma_r &= 2 \frac{n_S M_{12} M_{22} - \frac{1}{n_S} M_{21} M_{11}}{\frac{n_M}{n_S} M_{11}^2 - \frac{n_S}{n_M} M_{22}^2 + n_M n_S M_{12}^2 - \frac{1}{n_S n_M} M_{21}^2}. \end{aligned} \quad (3.13)$$

Якщо мультишар складається з однорідних плівок, обчислення матриці мультишару можна сильно спростити. При  $n = \text{const}$  рівняння (3.2) мають такі рішення:

$$\begin{aligned} M_{11} &= M_{22} = \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} nd\right), \\ M_{12} &= \frac{1}{n} \sin\left(\frac{2\pi}{\lambda} nd\right), \\ M_{21} &= n \sin\left(\frac{2\pi}{\lambda} nd\right), \end{aligned} \quad (3.14)$$

де  $d$  – геометрична товщина плівки.

Для однієї плівки:

$$M = \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} nd\right) & i \frac{1}{n} \sin\left(\frac{2\pi}{\lambda} nd\right) \\ in \sin\left(\frac{2\pi}{\lambda} nd\right) & \cos\left(\frac{2\pi}{\lambda} nd\right) \end{bmatrix}. \quad (3.15)$$

Матриця мультишару, що складається з  $p$  однорідних плівок, визначається формулою:

$$M = M_1 M_2 M_3 \dots M_p \quad (3.16)$$

де  $M_1, \dots, M_p$  – матриці окремих однорідних плівок, що визначаються формулою (3.15).

Розглядаючи багат шарову систему, яка є мультишаром, повторений  $p$  раз, матриця якого мультишару має вигляд:

$$A = \begin{bmatrix} A_{11} & iA_{12} \\ iA_{21} & A_{22} \end{bmatrix}, \quad (3.17)$$

то матриця всієї багат шарової періодичної системи матиме такий вигляд:

$$M = A^p = \begin{bmatrix} A_{11} & iA_{12} \\ iA_{21} & A_{22} \end{bmatrix}^p. \quad (3.18)$$

Цю матрицю можна представити так:

$$M = A^p = \begin{bmatrix} A_{11}S_{p-1}(x) - S_{p-2}(x) & iA_{12}S_{p-1}(x) \\ iA_{21}S_{p-1}(x) & A_{22}S_{p-1}(x) - S_{p-2}(x) \end{bmatrix}^p, \quad (3.19)$$

де  $x = A_{11} + A_{22}$ ;

$S_p$  – поліноми Чебишева, що визначаються співвідношеннями:

$$\begin{aligned} S_p(x) &= \frac{\sin(p+1)\theta}{\sin\theta}, \quad x = 2\cos\theta, |x| \leq 2, \\ S_p(x) &= \frac{\text{sh}(p+1)\theta}{\text{sh}\theta}, \quad x = 2\text{sh}\theta, |x| \geq 2. \end{aligned} \quad (3.20)$$

Рівняння (1.9–1.12) демонструють залежність між довжиною хвилі Брегга і температурою, вона зумовлена тепловим розширення оптичного волокна і термооптичним ефектом. Графік залежності  $\lambda_B(T)$  має лінійну форму (рис. 3.1) [14].

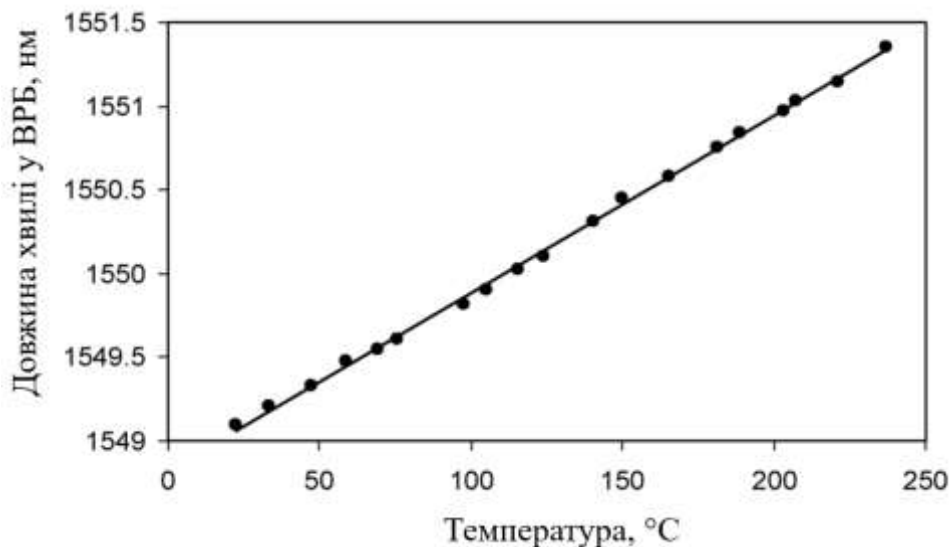


Рисунок 3.1 – Залежність довжини хвилі Брегга від температури

### 3.2 Фазова та групова затримка однорідних решіток

Фазову характеристику двох одноперіодних бреггівських ґраток ( $\lambda_B \approx 1550$  нм) як функцію довжини хвилі демонструє рисунок 3.2. Обидві ґратки мають однакову довжину (1 см), проте вони мають різні індекси зміни збурення, а саме "сильна" решітка з  $\delta n_{eff} = 3 \times 10^{-4}$  і "слабка" решітка з  $\delta n_{eff} = 5 \times 10^{-5}$ . Сильна решітка має майже постійну зміну фази, на відміну від слабкої решітки. Виявляється, що фазова зміна навколо бреггівської довжини хвилі зменшується зі збільшенням збурення показника заломлення [15, 16].

Групову затримку цих двох решіток показано на рисунку 3.3. Сильна дисперсія (зміна групової затримки з довжиною хвилі) добре помітна на краю стоп-смуги і зростає зі збільшенням індексу збурення, хоча і обмежується невеликою шириною смуги. Групову затримку мінімальна в центрі смуги. Для

сильної решітки групова затримка в центрі смуги є постійною, в той час як вона швидко зростає на краях смуги зі збільшенням обмеження смуги пропускання.

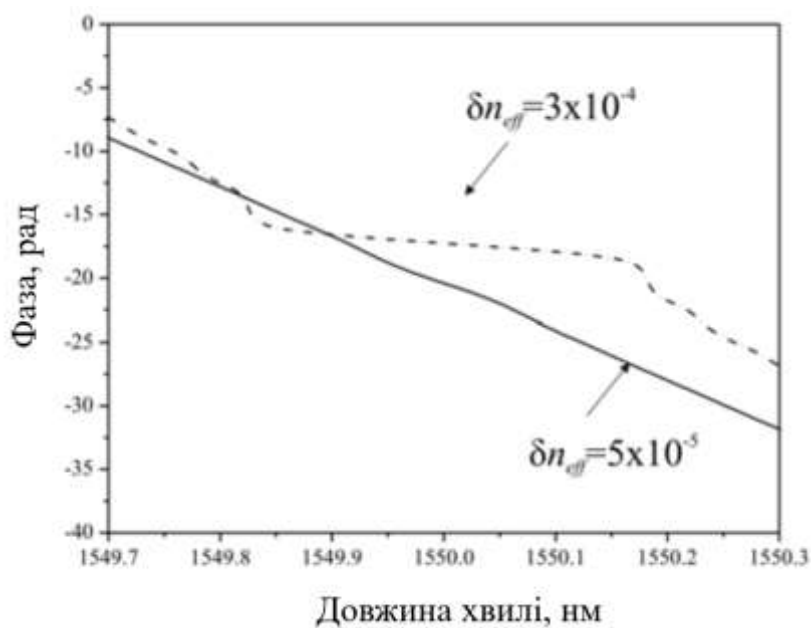


Рисунок 3.2 – Типова фазова характеристика при відбитті від одноперіодної решітки Брегга як функція довжини хвилі

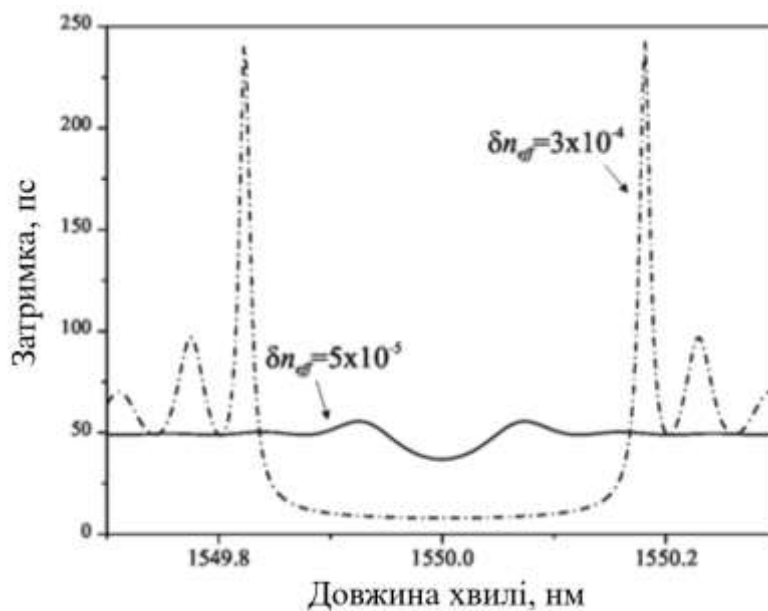


Рисунок 3.3 – Типовий відгук групової затримки при відбитті від однорідної за періодом решітки Брегга як функція довжини хвилі

### 3.3 Розрахунок залежності довжини хвилі Брегга від температури тіла

Як було зазначено в пункті 3.1 залежність довжини хвилі Брегга ( $\lambda_B$ ) від температури має лінійний характер. Рівняння залежності має наступний вигляд:

$$\lambda_B = \lambda_{Bo} + \Delta\lambda_{BT}, \quad (3.21)$$

де  $\lambda_B$  – довжина хвилі Брегга;

$\lambda_{Bo}$  – довжина хвилі Брегга при еталонній температурі;

$\Delta\lambda_{BT}$  – зсув центральної довжини хвилі решітки Брегга, зумовлений зміною температури.

У свою чергу довжина хвилі Брегга при еталонній температурі становить:

$$\lambda_{Bo} = 2\Lambda n_{eff}, \quad (3.22)$$

де  $\Lambda$  – період решітки;

$n_{eff}$  – коефіцієнт відбиття.

Зсув центральної довжини хвилі, що зумовлений зміною температури ( $\Delta\lambda_{BT}$ ) залежить від довжини хвилі Брегга при еталонній температурі ( $\lambda_{Bo}$ ), термооптичного коефіцієнту ( $\alpha_n$ ), коефіцієнту температурного розширення матеріалу ( $\alpha_\Lambda$ ) та температури нагріву ВРБ ( $\Delta T_{FBG}$ ):

$$\Delta\lambda_{BT} = \lambda_{Bo} (\alpha_\Lambda + \alpha_n) \Delta T_{FBG}. \quad (3.23)$$

Температурні датчики на основі ВРБ, зазвичай інкапсулюють, це зроблено з метою нівелювання впливу деформації на довжину хвилі Брегга. Беручи цю інформацію до уваги, при розрахунках деформаційною компонентою можна знехтувати.

Найрозповсюдженішим матеріалом оптичних волокон, в яких розсташовані ВРБ є діоксид кремнію, термооптичний коефіцієнт якого становить  $8,6 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ , а коефіцієнт температурного розширення дорівнює  $0,55 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$ .

У табл. 3.1 наведені всі необхідні дані для розрухнку залежності.

Таблиця 3.1 – Дані, що необхідні для розрахунків

Параметр	Значення
Тип конфігурації ВРБ	однорідна
Еталонна температура ( $T_o$ )	25 $^\circ\text{C}$
Період решітки ( $\Lambda$ )	0,5229 мкм
Коефіцієнт відбиття ( $n_{eff}$ )	1,482
Термооптичний коефіцієнт ( $\alpha_n$ )	$8,6 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$
Коефіцієнт термічного розширення ( $\alpha_\Lambda$ )	$0,55 \times 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$
Діапазон температури нагріву ( $\Delta T_{FBG}$ )	30 – 45 $^\circ\text{C}$

На рис. 3.4 наведена отримана температурна залежність довжини хвилі Брегга.

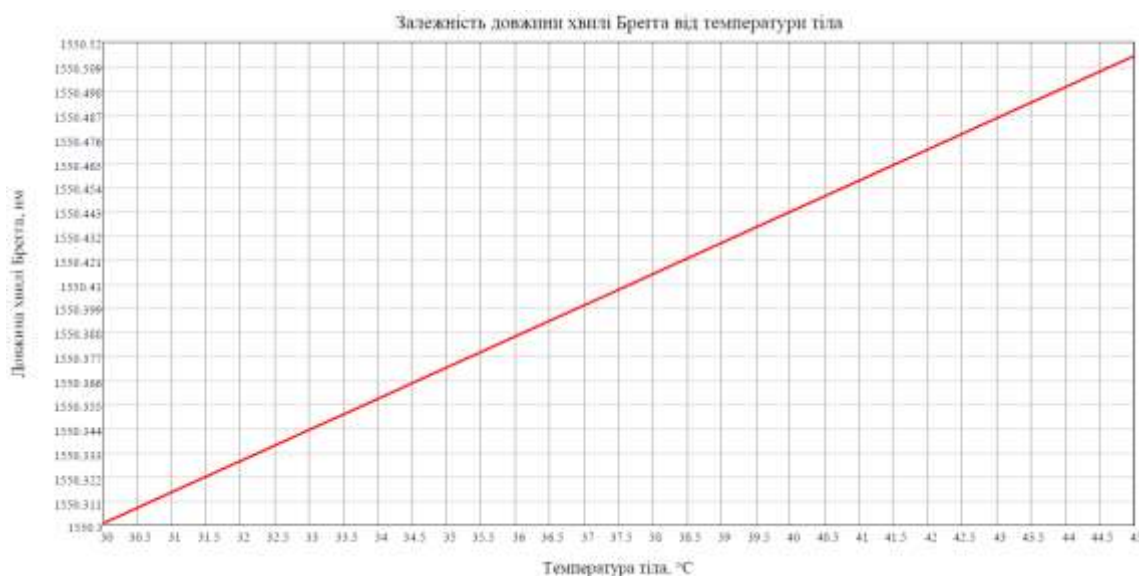


Рисунок 3.4 – Залежність довжини хвилі Брегга від температури тіла

Як можна побачити з графіку, в заданому діапазоні температур, довжина хвилі Брегга змінюється в межах кількох сотих нанометрів, що відповідає реальним датчикам температури тіла на основі волоконних решіток Брегга (рис. 3.5).

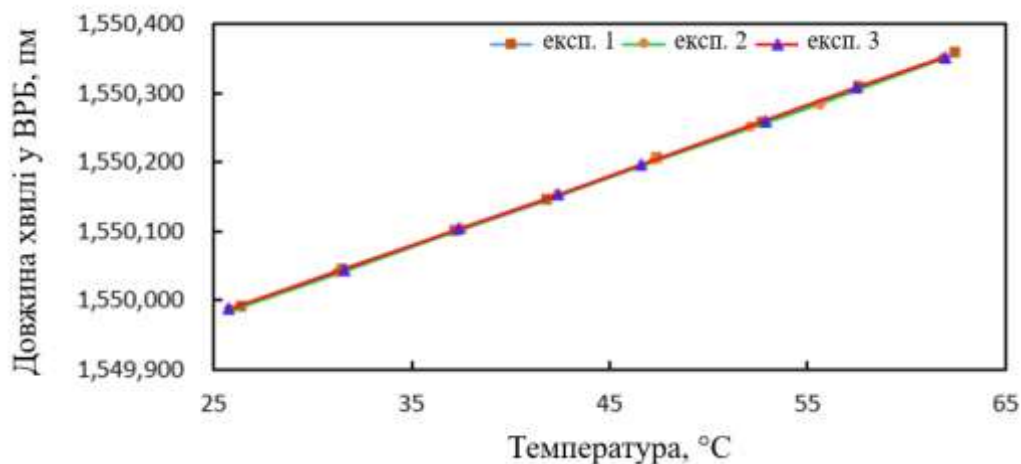


Рисунок 3.5 – Залежність довжини хвилі Брегга від температури тіла в реальному датчику [13]

### 3.4 Розрахунок спектру відбиття від довжини хвилі та кількості шарів

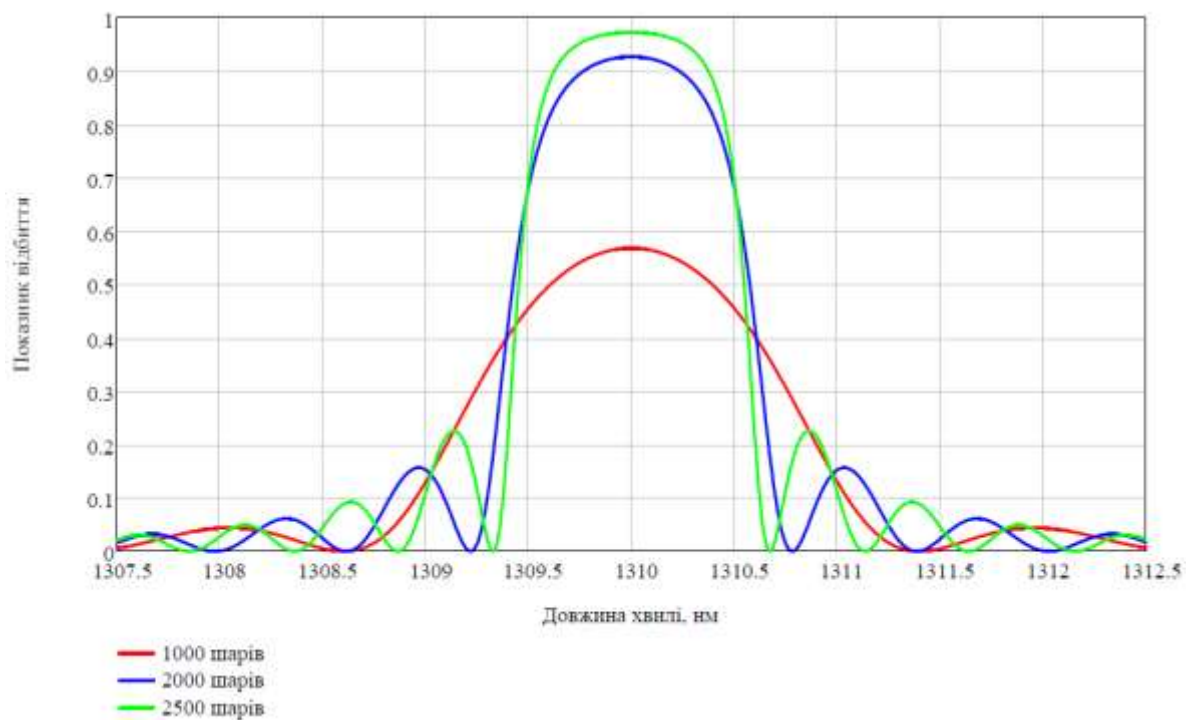
Волоконні решітки Брегга мають структуру, у якій ділянки з високим показником заломлення чергуються з ділянками, у яких показник заломлення менший.

У цьому випадку, волоконну решітку Брегга леговано нітрогеном, що в результаті дає зміну показника заломлення ( $\Delta n$ ) в діапазоні від  $10^{-2}$  до  $10^{-4}$  [1]. Залежності розраховуються для 1000, 2000 та 2500 шарів при довжині хвилі Брегга в 1310 нм та 500, 1000 та 1500 для 1550 нм. Усі необхідні формули для обчислень наведені в пункті 3.3.

Дані, що необхідні для розрахунку, наведені в таблиці 3.2. На рисунках (3.6, 3.7) показані спектри відбиття при  $\lambda = 1310$  нм та при  $\lambda = 1550$  нм.

Таблиця 3.2 – Дані для розрахунку

Параметр	Значення
Довжина хвилі ( $\lambda$ )	1310, 1550 нм
Зміна довжини хвилі ( $\Delta\lambda$ )	$10^{-3}$
Показник відбиття на вході в ВРБ ( $n_M$ )	1,4675
Показник відбиття на виході ВРБ ( $n_S$ )	1,52
Показник відбиття першого шару ( $n_H$ )	1.46897
Показник відбиття другого шару ( $n_L$ )	1,4675

Рисунок 3.6 – Спектри відбиття при  $\lambda = 1310$  нм

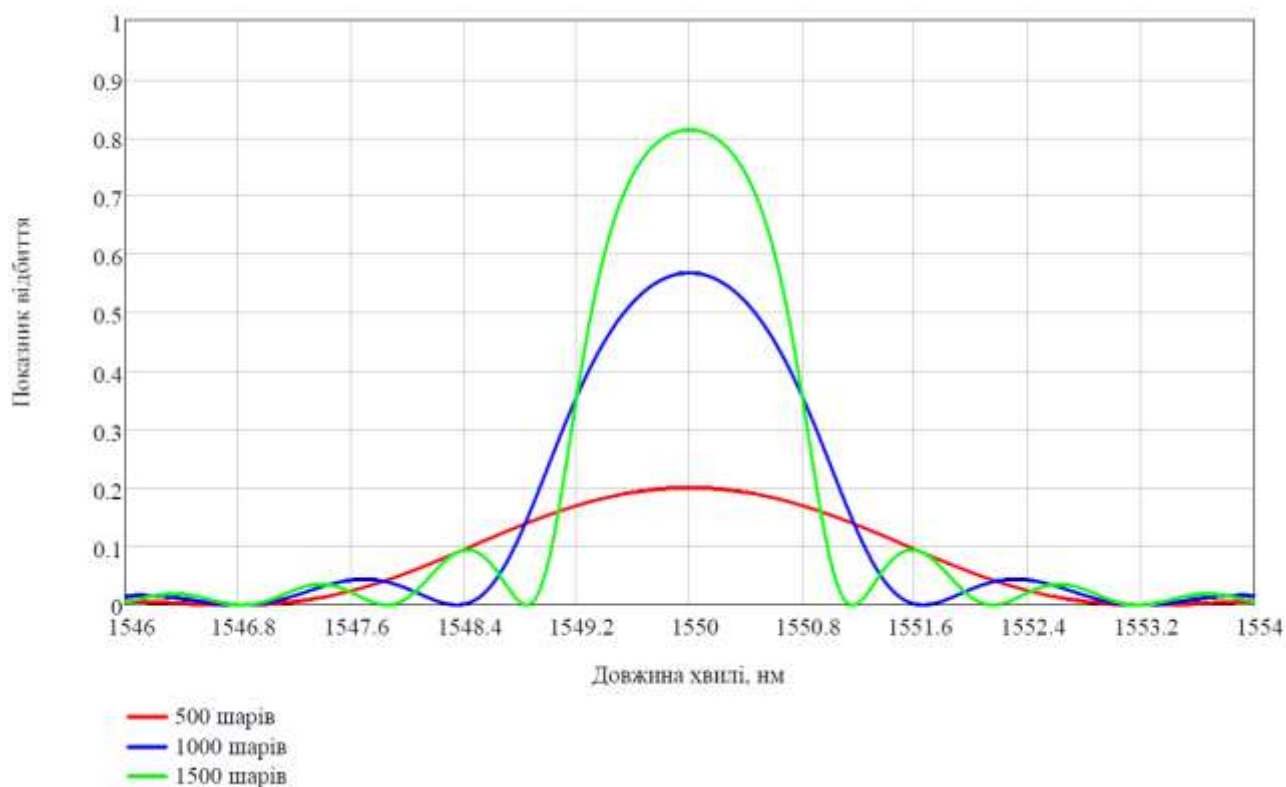


Рисунок 3.7 – Спектри відбиття при  $\lambda = 1550$  нм

### 3.5 Розрахунок залежності зсуву хвилі від температури

Для розрахунку зсуву довжини хвилі використовується рівняння 3.23, необхідні значення для розрахунку наведені в пункті 3.3 та 3.4 (табл. 3.3).

Залежність зсуву довжини Брегга від температури наведена на рисунку 3.8

Таблиця 3.3 – Дані для розрахунку

Параметр	Значення
Довжина хвилі	1310, 1550 нм
Зміна температури ВРБ ( $\Delta T_{FBG}$ )	- 10 – 10 °C
Термооптичний коефіцієнт ( $\alpha_n$ )	$8,6 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$
Коефіцієнт термічного розширення ( $\alpha_\Lambda$ )	$0,55 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$

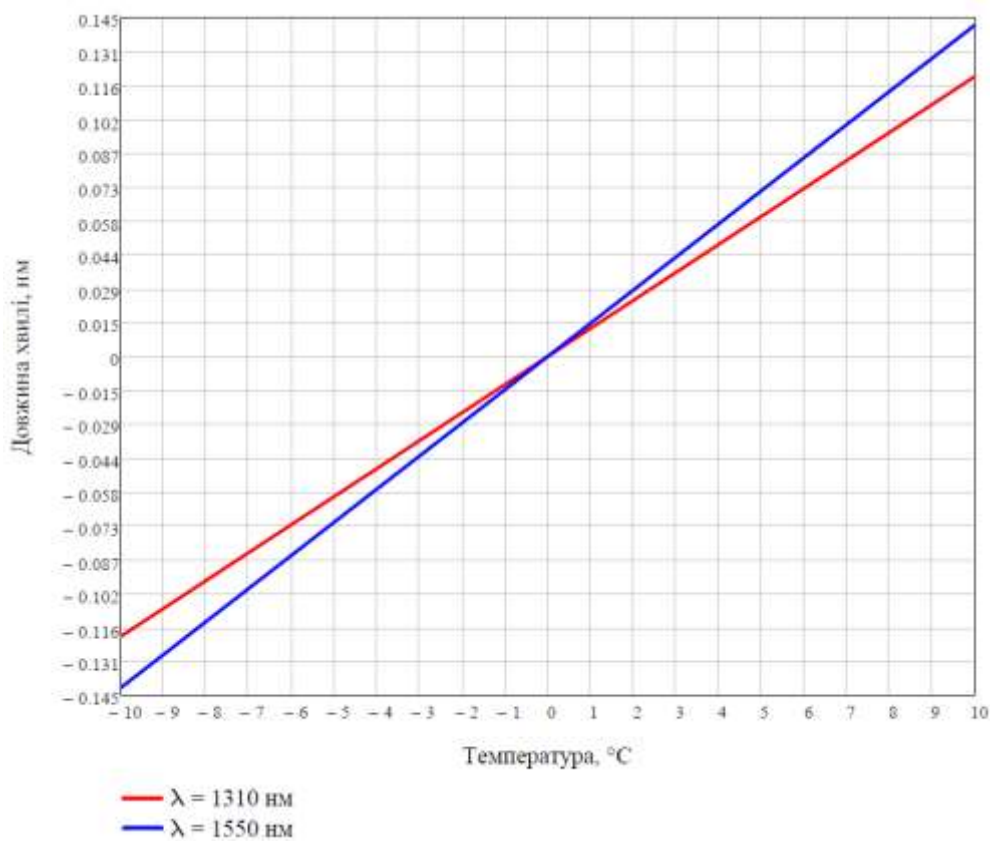


Рисунок 3.8 – Залежність зсуву довжини Брегга від температури

Виходячи з отриманого графіку, можна судити, що волоконні решітки Брегга, які працюють з довжиною хвилі в 1550 нм є більш чутливими до температурних змін.

## ВИСНОВКИ

Волоконні решітки Брегга сьогодні застосовуються в багатьох аспектах нашого життя, завдяки їхнім винятковим можливостям зондування, включаючи телекомунікації, аерокосмічній техніці, моніторингу навколишнього середовища і, зокрема, в медицині, де ВРБ застосовуються для точних вимірювань і моніторингу, сприяючи розвитку діагностики, біометрії та медичних технологій. Волоконні решітки Брегга мають низку переваг над звичайними сенсорами, таких як висока чутливість, широкий динамічний діапазон, мініатюрність, легкість, біосумісність, хімічна інертність і здатність до мультиплексування. Крім того, їхня електромагнітна стійкість робить це оптичне рішення придатним для застосування в жорстких електромагнітних умовах.

У процесі виконання кваліфікаційної роботи проведено огляд сучасної літератури та інших джерел інформації. Зроблено огляд базової інформації стосовно оптичних волокон, досліджено фізичні відомості та існуючі структури волоконних решіток Брегга. Досліджено різноманітні сфери застосування ВРБ у медицині. Вивчено конструктивні рішення датчиків, спроектованих для моніторингу біофізичних параметрів людини, зокрема температури тіла. Проведено огляд структури ВРБ, особливостей проходження через неї електромагнітного випромінювання та фазових характеристик. Також, в даній роботі реалізовано математичне моделювання залежності довжини хвилі Брегга від температури тіла людини, проведено порівняння отриманих результатів з існуючими датчиками температури на волоконних решітках Брегга.

**ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ**

1. Kukhtin S. M., Hnatenko O. S. Fibre-Optic Temperature Sensor Using Bragg Structure // Journal of Nano- and Electronic Physics. 2023. Vol. 15, № 5. P. 05027–1–05027–5. URL: [https://doi.org/10.21272/jnep.15\(5\).05027](https://doi.org/10.21272/jnep.15(5).05027) (дата звернення 20.09.2023).
2. Crisp J., Elliott B. Introduction to Fiber Optics : монографія. 3-тє вид. Oxford : Newnes, 2005. 245 с.
3. Castrellon-Uribe J. Optical Fiber Sensors: An Overview. Fiber Optic Sensors : монографія. 2012. URL: <https://doi.org/10.5772/28529> (дата звернення 15.09.2023).
4. Marcelo M. Werneck, Regina C. S. et al. A Guide to Fiber Bragg Grating Sensors. Current Trends in Short- and Long-period Fiber Gratings. 2013. URL: <https://doi.org/10.5772/54682> (дата звернення 20.09.2023)
5. D. Lo Presti et. al. Fiber Bragg Gratings for Medical Applications and Future Challenges: A Review / D. Lo Presti та ін. IEEE Access. 2020. Vol. 8. P. 863–888. URL: <https://doi.org/10.1109/access.2020.3019138> (дата звернення 25.10.2023).
6. Fajkus M. et. al. MR Fully Compatible and Safe FBG Breathing Sensor: A Practical Solution for Respiratory Triggering // IEEE Access. 2019. Vol. 7. P. 13–25. URL: <https://doi.org/10.1109/access.2019.2937624> (дата звернення 25.10.2023).
7. C. Tavares et. al. Respiratory and heart rate monitoring using an FBG 3D-printed wearable system // Biomedical Optics Express. 2022. Vol. 13, No 4. P. 299. URL: <https://doi.org/10.1364/boe.452115> (дата звернення 25.10.2023).
8. Sadek I. et. al. Automatic heart rate detection from FBG sensors using sensor fusion and enhanced empirical mode decomposition. //IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology (ISSPIT). 2015. Abu Dhabi, 7–10 груд. 2015 р. 2015. URL: <https://doi.org/10.1109/isspit.2015.7394358> (дата звернення 27.10.2023).

9. Yongwei Zhu. et. al. Heart rate estimation from FBG sensors using cepstrum analysis and sensor fusion // 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). 2014. м. Chicago, IL, 26–30 серп. 2014 р. 2014. URL: <https://doi.org/10.1109/embc.2014.6944838> (дата звернення 14.11.2023).
10. Tommasi F. De. et al. FBG-based Mattress for Heart Rate Monitoring in Different Breathing Conditions // IEEE Sensors Journal. 2023. С. 1. URL: <https://doi.org/10.1109/jsen.2023.3275323> (дата звернення 14.11.2023).
11. Haseda Y. et al. Measurement of Pulse Wave Signals and Blood Pressure by a Plastic Optical Fiber FBG Sensor // Sensors. 2019. Vol. 19, № 23. P. 5088. URL: <https://doi.org/10.3390/s19235088> (дата звернення 25.10.2023).
12. Sorvoja H. Myllylä R. Noninvasive blood pressure measurement methods. // Molecular and Quantum Acoustics. 2006. Vol. 27. P. 239–263.
13. Wang X. et.al. Fiber Bragg Grating-Based Smart Garment for Monitoring Human Body Temperature // Sensors. 2022. Vol. 22, No 11. P. 4252. URL: <https://doi.org/10.3390/s22114252> (дата звернення 25.10.2023).
14. Xijia Gu et.al. High-strength fiber Bragg gratings for a temperature-sensing array // IEEE Sensors Journal. 2006. Vol. 6, No 3. P. 668–671. URL: <https://doi.org/10.1109/jsen.2006.874494> (дата звернення 14.11.2023).
15. Othonos A. et.al. Fibre Bragg Gratings // Springer Series in Optical Sciences. P. 189–269. URL: [https://doi.org/10.1007/3-540-31770-8\\_6](https://doi.org/10.1007/3-540-31770-8_6) (дата звернення 14.11.2023).
16. Гнатенко О. С., Кухтін С. М. Використання методу модуляційної лазерної спектроскопії для діагностики метаногідратів на дні Чорного моря : thesis. 2007. URL: <http://openarchive.nure.ua/handle/document/8601> (дата звернення: 21.01.2024).