

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Інфокомунікацій
(повна назва)

Кафедра Інформаційно-вимірювальних технологій
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

рівень вищої освіти другий (магістерський)

БРЕГІВСЬКИЙ СЕНСОР ТЕМПЕРАТУРИ
ДЛЯ БІОМЕДИЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ
(тема)

Виконав:

здобувач 2 курсу, групи ЗЯМ-23-2
Єгоров Б.М.
(прізвище, ініціали)

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

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

Освітня програма «Забезпечення якості»
(повна назва освітньої програми)

Керівник проф. Скляров В.В.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри _____
(підпис)

Захаров І.П.
(прізвище, ініціали)

2025 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Інфокомунікацій
(повна назва)
Кафедра Інформаційно-вимірювальних технологій
(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 «Забезпечення якості»
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____

(підпис)

« _____ » _____ 20 ____ р.

ЗАВДАННЯ

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові Єгорову Богдану Миколайовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Брегівський сенсор температури для біомедичного застосування

затверджена наказом університету від « 12 » листопада 2024 р. № 1202 Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії 23 січня 2025 р.

3. Вихідні дані до роботи _____

Загальні відомості про оптичні волокна, їх структуру та фізичні властивості.

Інформація про волоконні решітки Бреґга, їх принцип роботи та особливості. Сфери

застосування волоконних решіток Бреґга в медицині, зокрема у моніторингу фізіологічних параметрів, таких як температура, серцевий ритм і дихальна частота.

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі _____

1. Дослідити структуру та фізичні властивості волоконних решіток Бреґга

2. Вивчити сфери застосування волоконних решіток Бреґга у медицині


3. Проаналізувати залежність довжини хвилі Бреґга від температури

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій
Демонстраційний матеріал – 18 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	10.09.24–29.09.24	Виконано
2	Дослідження фізичних властивостей та основних конфігурацій волоконних решіток Брегга	03.10.24–13.10.24	Виконано
3	Аналіз застосування датчиків на основі волоконних решіток Брегга в медицині	15.10.24–29.11.24	Виконано
4	Дослідження температурної залежності довжини хвилі Брегга в волоконному датчику	06.12.24–16.12.24	Виконано
5	Оформлення пояснювальної записки	18.12.24–05.01.25	Виконано
6	Оформлення графічних та демонстраційних матеріалів	04.01.25–15.01.25	Виконано
7	Проходження нормоконтролю і отримання рецензії	16.01.25–18.01.25	Виконано
8	Проходження перевірки на плагіат	20.01.25–21.01.25	Виконано
9	Підготовка та захист кваліфікаційної роботи	22.01.25–24.01.25	

Дата видачі завдання 10 вересня 2024 р.

Студент 
(підпис)

Керівник роботи  проф. Скляр В.В.
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 50 с., 18 рис., 22 джерела.

ОПТИЧНІ ВОЛОКНА, РЕШІТКА БРЕГГА У ВОЛОКОНІ, КОНСТРУКЦІЯ, МЕДИЧНІ ЗАСТОСУВАННЯ, ТЕМПЕРАТУРНИЙ СЕНСОР, ЗАЛЕЖНІСТЬ ВІД ТЕМПЕРАТУРИ

Об'єкт дослідження – волоконні решітки Брегга.

Мета роботи – вивчення фізичних принципів, конфігурацій, можливих сфер використання в медицині, а також аналіз температурної залежності волоконних решіток Брегга.

У роботі розглянуто принципи роботи оптичних волокон та механізм утворення волоконних решіток Брегга. Проведено аналіз їхніх ключових характеристик, зокрема залежності довжини хвилі Брегга від температури та механічного напруження. На основі цього проаналізовано використання FBG-сенсорів у медичних застосуваннях, таких як моніторинг температури тіла, раннє виявлення раку молочної залози, а також інші діагностичні процедури.

ABSTRACT

Explanatory note of the qualification work: 50 pp., 18 figures, 22 sources.

OPTICAL FIBERS, BRAGG GRATING IN FIBERS, STRUCTURE, MEDICAL APPLICATIONS, TEMPERATURE SENSOR, TEMPERATURE DEPENDENCE

Research subject – Fiber Bragg Gratings. (FBG).

Main goal – to investigate the physical principles, configurations, possible applications in medicine, and to analyse the temperature dependence of fibre Bragg gratings.

In the qualification work, the principles of optical fibres and the mechanism of formation of fibre Bragg gratings are considered. Their key characteristics are analysed, in particular, the dependence of the Bragg wavelength on temperature and mechanical stress. Based on this, the paper analyses the use of FBG sensors in medical applications, such as body temperature monitoring, early detection of breast cancer, and other diagnostic procedures.

ЗМІСТ

Вступ	7
1 Оптичне волоконно-волоконні решітки брегга	8
1.1 Оптичне волокно: основи	8
1.2 Полімерні оптичні волоконні сенсори та їх застосування в медицині	11
1.3 Охорона здоров'я: поточна ситуація та перспективи	13
2 Сенсори на основі решіток брегга та їх застосування в біомедицині	19
2.1 Сенсор на основі решітки Брегга: принцип роботи	19
2.2 Сфери застосування сенсора на основі решітки Брегга	20
2.2.1 Сенсор на основі решітки Брегга для біомеханічних застосувань	20
2.2.2 FBG для біосенсорних застосувань	30
2.2.3 FBG-сенсори для застосування у моніторингу температури тіла	35
2.2.4 FBG-сенсори для моніторингу дихальної системи	39
3 Математична модель сенсора на основі бреггівських решіток	43
ВИСНОВКИ	46
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	47

ВСТУП

Сучасні тенденції розвитку науки і технологій вимагають інноваційних підходів до вирішення актуальних проблем, зокрема в галузі медицини. Однією з ключових задач є створення пристроїв для моніторингу фізіологічних показників, що є важливими для діагностики, профілактики та лікування захворювань. Особливої уваги заслуговують розробки, які забезпечують доступність і комфорт для користувачів, включаючи людей із інклюзією.

Бреггівські сенсори на основі волоконних решіток відкривають широкі можливості для створення високоточних, компактних і безпечних пристроїв. Вони не лише демонструють високу чутливість, але й дозволяють адаптуватися до індивідуальних потреб пацієнтів, що робить їх незамінними у багатьох сферах медицини, від моніторингу температури тіла до діагностики складних захворювань, таких як рак молочної залози.

Важливість використання таких сенсорів особливо зростає у контексті інклюзії, адже вони забезпечують можливість створення пристроїв для людей із обмеженими можливостями, дозволяючи інтегрувати їх у звичне середовище, мінімізуючи дискомфорт і складність у використанні. Ця робота присвячена дослідженню потенціалу бреггівських сенсорів у біомедичних застосуваннях, зокрема у вимірюванні температури, що є одним із ключових показників стану здоров'я.

1 ОПТОВОЛОКНО. ВОЛОКОННІ РЕШІТКИ БРЕГГА

1.1 Оптичне волокно: основи

Оптичне волокно стало революцією в світі телекомунікацій, головним чином через його здатність передавати великі обсяги інформації, включаючи відео та дані. Волокна, леговані ербієм, можуть використовуватися як оптичні підсилювачі для збільшення відстані передачі. Дослідження в цій галузі дозволили розширити спектр застосувань оптичних волокон, що призвело до розробки нових пристроїв, таких як волоконні лазери та оптичні сенсори, які є темою цього розділу.

Оптичне волокно – це оптичний хвилевід у формі нитки, який зазвичай виготовляється зі скла (хоча також може виготовлятися з пластикових матеріалів). Оптичне волокно складається з трьох частин: серцевини, оболонки та покриття або буфера. Волокна можуть вироблятися в різних розмірах; поширений діаметр оболонки становить 125 мкм, тоді як діаметр серцевини зазвичай варіюється від 10 до 50 мкм. Основна структура оптичного волокна показана на рисунку 1.1.

Серцевина — це циліндричний стрижень із діелектричного матеріалу, який зазвичай виготовляється зі скла. Світло переважно поширюється уздовж серцевини волокна. Шар оболонки виготовляється з діелектричного матеріалу з показником заломлення n_2 , який менший за показник заломлення матеріалу серцевини n_1 . Оболонка зазвичай виготовляється зі скла або пластику. Вона зменшує втрату світла із серцевини в навколишнє середовище, знижує втрати через розсіювання на поверхні серцевини, захищає волокно від поглинання поверхневих забруднень та додає механічну міцність.

Покриття або буфер – це шар пластику, який використовується для захисту оптичного волокна від фізичних пошкоджень. Серцевина та оболонка забезпечують умови, необхідні для спрямованого поширення оптичного сигналу через волокно.

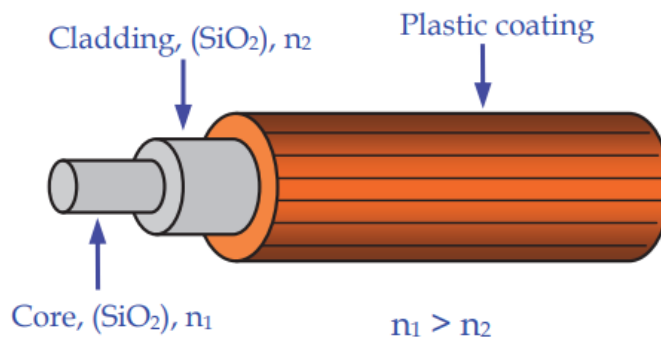


Рисунок 1.1 – Схематичне зображення структури одного оптичного волокна

Принцип передачі світла через оптичні волокна заснований на повному внутрішньому відбитті, яке пов'язане з проходженням світлового променя на межі двох матеріалів із різними показниками заломлення, як показано на рисунку 1.2 та рисунку 1.3. Коли світло потрапляє з середовища з високим показником заломлення (n_1) у середовище з нижчим показником заломлення (n_2), переданий промінь завжди виходить під кутом φ_2 , який є більшим за кут падіння φ_1 (рис. 1.2a). Якщо збільшити кут падіння φ_1 , то настане момент, коли φ_2 дорівнює 90° ; у цій точці кут падіння називається критичним кутом φ_c (рис. 1.2b).

Якщо кут падіння перевищує φ_c , рефракція (переломлення) світла не відбувається, і всі промені (випромінювання) повністю відбиваються всередину матеріалу з показником заломлення n_1 (рис. 1.2c).

Щоб промінь ефективно "утримувався" всередині серцевини волокна (рис. 1.4), він має досягати межі серцевина/оболонка під кутом φ , який перевищує критичний кут φ_c . Цей критичний кут пов'язаний із показниками заломлення серцевини n_1 та оболонки n_2 згідно із законом Снелла ($n_1 \sin(\varphi_1) = n_2 \sin(\varphi_2)$) і може бути розрахований як $\varphi_c = \arcsin(n_2 / n_1)$.

Це означає, що будь-який промінь, який входить у волокно під кутом падіння φ_o в межах від 0 до $\pm \theta$, буде внутрішньо відбитий уздовж серцевини волокна. Кут θ називається кутом прийому і пов'язаний із числовою апертурою (NA) оптичного волокна за формулою:

$$NA = n_o \sin(\theta) = \sqrt{(n_1^2 - n_2^2)}, \quad (1.1)$$

де n_o — показник заломлення середовища, що оточує оптичне волокно.

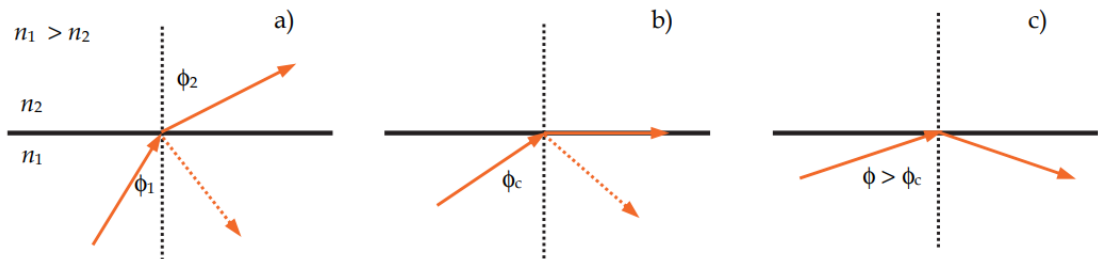


Рисунок 1.2 – Відбиття критичного кута та повного внутрішнього відбиття між двома різними матеріалами

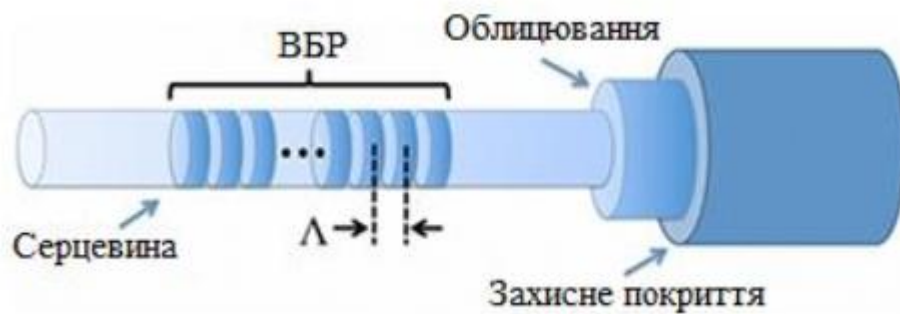


Рисунок 1.3 – Структура волоконного сенсора на основі решітки Брегга



Рисунок 1.4 – Принцип роботи волоконного сенсора на основі решітки Брегга

Існує два основних типи оптичних волокон: волокна зі ступінчастим профілем заломлення (step-index fibers) та волокна з градієнтним профілем заломлення (graded-index fibers). У першому випадку показник заломлення сердцевини є однорідним по всій площині та зазнає різкого стрибка (або зміни) на межі з оболонкою. У другому випадку показник заломлення сердцевини змінюється залежно від радіальної відстані від центру волокна.

Обидва типи волокон можуть бути додатково поділені на одномодові (single-mode) та багатомодові (multimode) волокна. Одномодове волокно підтримує лише один режим поширення сигналу, тоді як у багатомодових волокнах поширюється кілька сотень мод.

Однією з головних характеристик оптичного волокна є його загасання як функція довжини хвилі. Оптичні комунікаційні системи працюють у діапазоні, центрованому на довжині хвилі 1550 нм, тому що в цій області оптичний сигнал, що проходить через оптичне волокно, зазнає найменшого загасання. Цей діапазон називають третьою віконною областю комунікацій.

На сьогодні проводяться дослідження нових матеріалів для виробництва оптичних волокон, які ще більше зменшують загасання сигналу для застосувань у сфері комунікацій.

Основними перевагами технології оптичного волокна є низьке загасання, широкий пропускний діапазон, зменшена вага та розмір, а також стійкість до електромагнітних перешкод (EMI).

Сьогодні дослідження та розробка пристроїв на основі оптичних волокон охоплюють оптичні підсилювачі (оптичні підсилювачі на основі ербієвого волокна, EDFAs), волоконні лазери та оптичні сенсори [1].

1.2 Полімерні оптичні волоконні сенсори та їх застосування в медицині

Як перспективна сенсорна технологія, оптичні волоконні сенсори мають переваги, такі як мала вага, компактність, хімічна стабільність, стійкість до електромагнітних полів і можливість мультиплексування. Ці переваги роблять їх

безпечною технологією для промислових, медичних і структурних додатків моніторингу стану. Крім того, оптичні сенсори використовуються для вимірювання таких параметрів, як кут, показник заломлення, температура, вологість, прискорення, тиск, частота дихання і насиченість киснем. Також характеристики оптичних волокон дозволяють їх вбудовувати в текстиль для сенсорних додатків, створювати волоконно-оптичний текстиль (так званий фотонний текстиль), а також інтегрувати в композитні матеріали, метали за допомогою зварювання, бетон і навіть у тривимірні (3D) друковані структури.

Паралельно з розвитком оптичних волоконних сенсорів постійно зростає попит на медичні пристрої, що обумовлено, зокрема, старінням населення. Крім того, досягнення в галузі електроніки, обробки матеріалів і передачі даних сприяють появі нових поколінь роботизованих пристроїв, носимих сенсорів і хмарних сервісів для охорони здоров'я. Нові медичні пристрої висувають високі вимоги до продуктивності сенсорів, оскільки для забезпечення надійних стратегій керування, зокрема в носимій робототехніці, потрібна точна сенсорна система.

Традиційно сенсорні системи використовують електронні або електромеханічні сенсори, які мають певні недоліки, такі як чутливість до невідповідностей, вплив електромагнітних полів (що є небажаним у роботах із електричними приводами), необхідність частого калібрування та в деяких випадках гістерезис і зсув у роботі. Ці недоліки особливо небажані в м'якій носимій робототехніці, де використовуються гнучкі матеріали для зниження ваги та підвищення зручності для користувача.

З огляду на зростаючі вимоги до сенсорних систем і швидкий розвиток оптичних волоконних сенсорів, було запропоновано багато систем для медичних пристроїв з використанням цієї технології [2-14]. Їхні можливості включають аналіз рухів, інструментування роботів, створення нових допоміжних пристроїв і оцінку фізіологічних параметрів.

Полімерні оптичні волокна (ПОВ) мають низку переваг над кремнієвими волокнами, включаючи більшу гнучкість, менший модуль Юнга, вищу межу

деформації, ударну міцність і стійкість до руйнування. Їх гнучкість дозволяє інтегрувати їх у м'які структури, що робить їх ідеальними для використання в носимих роботах та текстилі. Крім того, ПОВ є безпечнішими для роботи в інвазивних застосуваннях, оскільки кремнієві волокна можуть легко ламатися, створюючи ризик травм через скляні уламки.

Сучасні досягнення в обробці матеріалів, виробництві сенсорів та підключенні волокон сприяють інтеграції ПОВ у різні комерційні та медичні пристрої. Цей прорив відкриває шлях для створення нових медичних технологій, здатних значно підвищити рівень медичної допомоги.

1.3 Охорона здоров'я: поточна ситуація та перспективи

Постійне збільшення тривалості життя завдяки покращенню якості життя, прогресу в медицині, а також зростаючому інтересу до планування сім'ї та політики контролю народжуваності в розвинених країнах призвело до швидкого і поступового старіння населення світу. Згідно з даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, до 2020 року кількість літніх людей (старше 60 років) перевищила кількість дітей до 5 років (рис.1.5).

Старіння населення також призводить до збільшення випадків клінічних станів, що впливають на рухові функції, таких як інсульт, травми спинного мозку, хвороба Паркінсона та слабкість скелетних м'язів. Ця ситуація стимулює розробку нових терапевтичних методів і допоміжних пристроїв для пацієнтів із порушеннями руху, а також створення інноваційних пристроїв для моніторингу параметрів, які дозволяють оцінювати стан здоров'я людини [21-22].

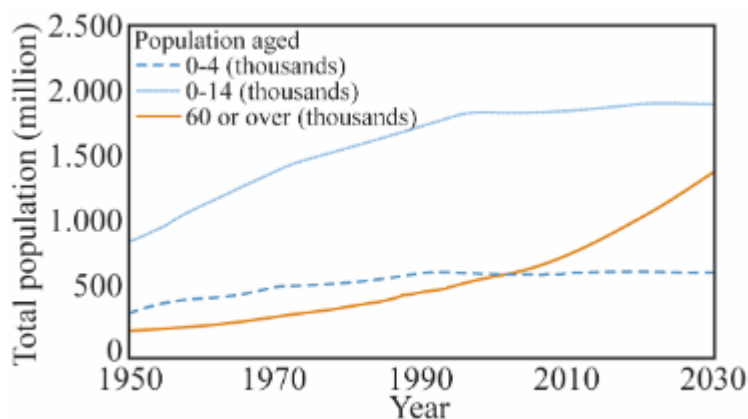


Рисунок 1.5 – Старіння населення світу протягом років і прогнози на наступні 10 років [15]

Для забезпечення незалежності та зменшення наслідків порушень ходьби у людей протягом років було запропоновано різні пристрої для підтримки ходьби, такі як протези, екзоскелети, ортези і «розумні» ходунки (SW). Очікується, що використання таких пристроїв буде ще більше зростати. Розумні ходунки, зазвичай, використовуються як пристрої підтримки пацієнта під час стояння, що допомагає зберігати рівновагу та покращує мобільність.

Ці пристрої оснащені виконавчими механізмами та електронними компонентами, які забезпечують кращу допомогу користувачам. Функції таких пристроїв включають автономне управління, можливість спільного або ручного управління, зворотний зв'язок через сенсори, підвищену безпеку та можливість моніторингу стану користувача.

Серед роботизованих пристроїв для реабілітації ходьби екзоскелети для нижніх кінцівок мають переваги над традиційними методами реабілітації завдяки більшій повторюваності реабілітаційних вправ, можливості налаштування лікування та отриманню кількісного зворотного зв'язку щодо відновлення пацієнта. До того ж, стратегії управління роботами-носіями, що забезпечують когнітивну взаємодію людини з роботом, дозволяють використовувати екзоскелети для повсякденного виконання завдань, включаючи підтримку під час ходьби.

Для реалізації своїх функцій екзоскелети сильно залежать від сенсорних систем, які зазвичай включають потенціометри та енкодери для оцінки кутів суглобів. Ці сенсори потребують точного механічного кріплення до суглобів пристрою, що ускладнює конструкцію та робить її менш компактною. Інша поширена технологія сенсорів базується на інерційних вимірювальних модулях (IMU), але вони потребують регулярного калібрування.

Крім того, висока чутливість до електромагнітних полів є суттєвим недоліком у застосуванні роботів-носіїв, де електричні приводи постійно активуються. Аналогічно, електронні тензодатчики, які використовуються для оцінки взаємодії людини та робота за силами/моментами, а також для динаміки виконавчих механізмів, також мають чутливість до електромагнітних полів, потребують частого калібрування і ретельного кріплення до структури, де вимірюються напруження/сили.

На рисунку 1.6 наведено схему роботизованих пристроїв (екзоскелет для нижніх кінцівок та розумні ходунки) і параметрів, які моніторяться. Ця схема не лише ілюструє вищезгадані параметри та пристрої, але й демонструє сенсори, які обговорюються у даній роботі, включаючи різні підходи з використанням полімерних оптичних волокон (ПОВ).

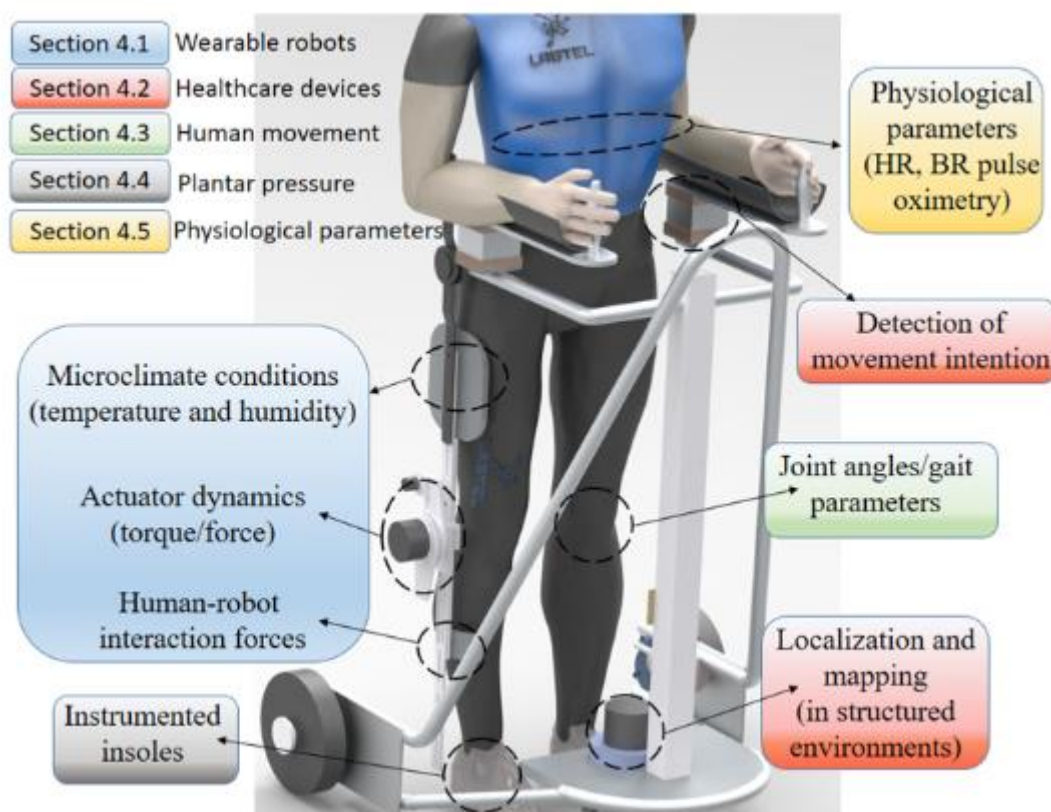


Рисунок 1.6 - Носимі медичні пристрої та параметри для застосування сенсорів ПОВ

Мікрокліматичні умови носимих пристроїв визначаються температурою та вологістю, вимірними на межі між пристроєм і користувачем. Оцінка цих параметрів є важливою, оскільки вони пов'язані з ризиком виникнення пролежнів і комфортом пацієнта під час використання пристрою. Проте електронні сенсори, що використовуються для цього, можуть мати низьку лінійність або динамічний діапазон. У деяких випадках вони також характеризуються низькою точністю та стабільністю.

Різні стратегії контролю взаємодії людини з роботом, запропоновані для розумних ходунків (SW), узагальнені у джерелі і вимагають використання різних типів сенсорів. Сенсори для інструментування SW можна поділити на чотири основні групи: сенсори сили для стратегій роботи з верхніми кінцівками, сенсори для кінематичної оцінки ходи, сенсори одометрії та сенсори для взаємодії

пристрою з середовищем, де пристрій відстежує положення людини, щоб мінімізувати розбіжності в орієнтації та відстанях.

У контексті системи, зображеної на рисунку 2, орієнтація визначається за допомогою інерціальних вимірювальних блоків (IMUs), розташованих на стегні користувача, а частота кроків визначається лазерним далекоміром (LRF), який виявляє ноги користувача. Також два 3D-сенсори сили використовуються для визначення намірів руху користувача. Крім того, для локалізації та картографування середовища може бути використаний лідар (LIDAR).

Контрольовані параметри для оцінки стану здоров'я людини включають тиск підошви стопи, який надає важливу інформацію про стан здоров'я людини. Завдяки оцінці тиску підошви можна отримати карту розподілу тиску стопи, що відіграє важливу роль у моніторингу виразок стопи (особливо важливо для пацієнтів з діабетом). Крім того, карти тиску стопи дозволяють вимірювати індекси функціональності стопи, наприклад, індекс арки, який використовується для оцінки типу арки кожної людини, що також пов'язано з травмами у бігунів.

Динамічна оцінка тиску підошви стопи також може допомогти лікарям у діагностиці патологій, пов'язаних із ходою. Ходьба поділяється на дві основні фази: опорну та махову, які мають багато підфаз. Підфази опорної фази можуть бути визначені за змінами тиску підошви, і це є критично важливим для контролю носимих пристроїв для допомоги при ходьбі.

Крім того, вимірювання та аналіз кутів суглобів можуть бути корисними для лікарів і терапевтів, оскільки їх використовують для оцінки та кількісного аналізу результатів хірургічних втручань і реабілітаційних вправ. Такі вимірювання також можуть застосовуватися для тренування спортсменів, а кінематичні дані використовуються для управління нейропротезами.

Носимі сенсори можуть використовуватися в медичних застосуваннях. Завдяки значному прогресу у сенсорних технологіях, бездротових комунікаціях та аналізі даних змінився підхід до оцінки стану здоров'я, яка більше не обмежується клінічними умовами. Це дозволяє також здійснювати моніторинг різних фізіологічних параметрів пацієнтів вдома, що особливо бажано для літніх

людей і людей із порушеннями рухової функції. Серед багатьох важливих фізіологічних параметрів відхилення частоти серцевих скорочень (HR) і частоти дихання (BR) є важливими індикаторами деяких серцево-судинних захворювань, втоми, апное та респіраторних порушень.

Для моніторингу фізіологічних параметрів протягом років було запропоновано кілька електронних сенсорів на основі різних підходів, таких як п'єзоелектричні плівки, сухі текстильні електроди та гнучкі ємнісні електроди, а також сенсори температури на основі решіток Брегга.

2.1 Сенсор на основі решітки Брегга: принцип роботи

Завдяки привабливим можливостям для медичних застосувань, сенсори на основі решіток Брегга (Бреггівський сенсор – БС) стали дедалі більш популярними останні кілька десятиліть для різних застосувань вимірювання деформацій. Сенсори використовуються в багатьох сферах, таких як різні хірургічні пристрої, пристрої для виявлення життєвих показників, інвазивні операції, вимірювання серцевого ритму, стоматологічні застосування та біосенсори як носимі пристрої для вимірювань. У цій роботі особлива увага приділяється застосуванням у біомеханічних пристроях, моніторах температури, моніторах дихання та біосенсорах. Обговорюються критичні аспекти, вимоги та нові тенденції для цих сенсорних пристроїв, щоб визначити, що буде потрібно для наступного покоління.

Розвиток технології створення решіток Брегга на основі оптоволокна сприяв інтенсифікації досліджень та застосувань сенсорів для різних медичних цілей. Розвиток оптоволокна відкрив нові можливості для покращення догляду за пацієнтами, результатів лікування та якості життя. Сенсори використовуються як біосенсори, а також як сенсори деформацій. Цей сенсор також застосовується для виявлення раку молочної залози на ранніх стадіях. Проводяться дослідження чутливості системи сенсора, коефіцієнта якості (Q) та спектру передавання. Бреггівські сенсори інтегруються з одноразовими температурними сенсорами та сенсорами інтрааортальних катетерів. Для аналізу ефективності сенсорів встановлюються різні експериментальні умови. Основний принцип роботи сенсорів такий:

Коли волокно розтягується або стискається, сенсор вимірює деформацію. Через механічну деформацію волокна період решітки Брегга змінюється. Довжина хвилі Брегга визначається періодом решітки та показником заломлення серцевини (n_{ef}).

Залежність деформації решітки Брегга визначається шляхом диференціювання довжини хвилі.

$$\frac{\Delta\lambda}{\lambda_0} = \frac{\Delta(n_{ef}\Lambda)}{n_{ef}\Lambda} = \left(1 + \frac{1}{n_{ef}} \frac{\partial n_{ef}}{\partial \varepsilon}\right) \Delta\varepsilon = (1 + p_e) \Delta\varepsilon \leftrightarrow. \quad (2.1)$$

Зв'язок з температурою можна отримати, диференціюючи довжину хвилі:

$$\frac{\Delta\lambda}{\lambda_0} = \frac{\Delta(n_{ef}\Lambda)}{n_{ef}\Lambda} = \left(\frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} + \frac{1}{n_{ef}} \frac{\partial n_{ef}}{\partial T}\right) \Delta T = (\alpha + \zeta) \Delta T. \quad (2.2)$$

Як оптоволоконний сенсор, сенсор Брегга має всі переваги, такі як стійкість до електромагнітних перешкод, компактність у розмірах і вазі.

2.2 Сфери застосування сенсора на основі решітки Брегга

2.2.1 Сенсор на основі решітки Брегга для біомеханічних застосувань

Наразі, в науковому середовищі, існує величезна кількість методів та шляхів застосування вищезгаданих сенсорів, тому ми коротко розглянемо їх в цьому розділі.

Одна з запропонованих ідей застосування - модель для вимірювання напруги, що виникає внаслідок розтягування та подовження сухожилля, а також представили модель волоконно-оптичного трансдюсера з вигином для її кількісного вимірювання. Цей пристрій має форму літери Е, з центральною частиною, що складається з сенсорів Брегга. Коли ці сухожилля розтягуються, центральна частина переміщується на довжину хвилі Брегга, що пропорційна напрузі. Ця модель також може працювати як звичайний трансдюсер зі стрейн-гейджем.

Також, використовується метод вимірювання напруги в сухожиллях та зв'язках, а також унікальний та підходящий спосіб вимірювання цієї напруги за допомогою Бреггівських сенсорів. Це найточніший, зручний та легкий спосіб вимірювання напруги в сухожиллях. Нова модель датчика переміщення базується на технології фібрової решітки Брегга та сплаву з пам'яттю форми. Після порівнянь, виявилось, що сенсори на основі решітки Брегга є більш точними, зручними та дешевшими для вимірювання напруги в сухожиллях.

В літературі, також, обговорюють недоліки існуючих методів вимірювання напруги в тканинах, зокрема те, що вони не можуть вимірювати поперечний стиск і мають надто великі часи відгуку. Для того, щоб зрозуміти раптову реакцію тканин, таких як спинний мозок, коли вони піддаються різким навантаженням, а також для вимірювання спинального стиску та швидких біомеханічних процесів, розроблена модель оптичної схеми для вимірювання тиску, що знову використовує решітку Брегга, а також вузькосмуговий фільтр для виявлення поперечного стиску всередині спинного мозку. Цей метод також дозволяє оцінити раптову напругу в м'яких тканинах з високою просторово-часовою роздільною здатністю.

Сенсор, також, здатний виявляти раптові деформації внутрішніх м'яких тканин з високою просторово-часовою роздільною здатністю. Звичайна схема сенсора та калібрування, виконувана за допомогою інтерогатора, показана на рисунку 2.1, де представлено схематичне зображення поздовжнього середнього поперечного перерізу замінника спинного мозку з інтегрованим волоконно-оптичним сенсором на основі решітки Брегга (рис. 2.1, а), а також поперечний вигляд механічної та оптичної установки (рис. 2.1, б).

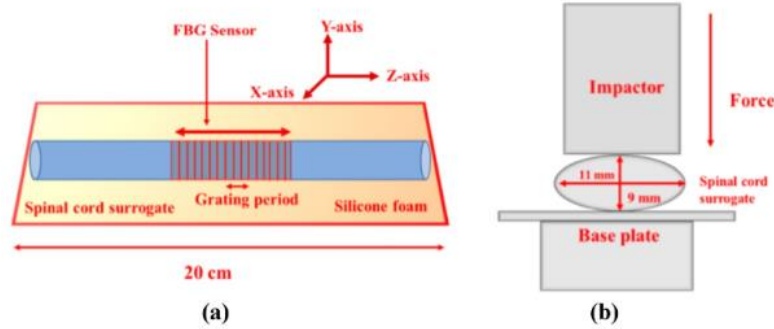


Рисунок 2.1 – Схема сенсора та калібрування, виконувана за допомогою інтерогатора

Також, сенсор на основі решітки Брегга використовується у паралельному розміщенні (2 паралельних сенсори) для визначення руху зап'ястя та пальців руки. Для цього застосовується відбивна конфігурація, створена з решіток Брегга. Волокна вбудовуються в полідиметилсилоксан для захисту та забезпечення гнучкості оптичної системи виявлення, яка демонструє чутливість до $1,29 \text{ пм}/\mu\epsilon$ у вимірюванні напруги та $64,23 \text{ пм}/^\circ$ у вимірюванні кута. Такі одиночні сенсори можуть контролювати рухи рук людей, які перенесли інсульт.

Також, можливе застосування багатовісних сенсорів, сенсорів для вимірювання сили та крутного моменту, що базуються на волоконно-оптичній технології, і представляють нову модель, яка називається нелінійною моделлю Гаммерштейна-Вінера. Ця модель має унікальні можливості розрізняти лінійну та нелінійну поведінку прототипів. Вона знижує середньоквадратичну похибку на 40%. Модель є більш точною для вимірювання повної реакції ґрунту та моменту в реальному часі з мінімальним порушенням ходьби. Вона також є більш доступною за ціною, гнучкою і здатною вимірювати широкий діапазон сил і моментів. Метод має дві моделі оцінювання, які працюють як єдина калібрована система, що використовує метод дерев рішень з найменшими квадратами для підвищення портативності та біосумісності сенсорів.

Існує аналіз, як проблеми, пов'язані з переломами кісток, можуть бути вирішені за допомогою сенсорів на основі решіток Брегга. Традиційний метод лікування переломів кісток передбачає використання рентгенографії, яка є

шкідливою та вимагає значного клінічного досвіду для аналізу. Тому виникла потреба у розробці іншого методу лікування переломів кісток. В даному методі використовуються сенсори Брега для вимірювання статичної та динамічної напруги в пристрої зовнішньої фіксації. Спотворення зменшуються на 95%, коли чотири шпильки закріплені вище місця перелому, але деформація зростає на 112%, коли ці шпильки встановлені безпосередньо над переломом. Через частотний аналіз сенсорів Брега можна отримати вищезазначені дані.

Ще одна з розповсюджених проблем – проблема пролежнів у користувачів інвалідних візків і, наразі, розробляється візок на основі технологій сенсорів Брега для запобігання цьому. Шість сенсорів були розміщені у зонах тиску, таких як лопатки (права (SR) і ліва (SL)), сіднична зона (права (IR) і ліва (IL)) та п'яти (права (HR) і ліва (HL)). Технологія була протестована жінкою-користувачем для оцінки її ефективності. Це дозволило створити більш сумісне та ефективне рішення для запобігання пролежням. Сенсори використовують програму для виявлення користувача, яка попереджає пацієнта, коли потрібно змінити положення для зменшення тиску та уникнення пролежнів [8]. На рисунку 2.2 показано інвалідний візок із вбудованими оптоволоконними сенсорами на основі решіток Брега.



Рисунок 2.2 – Модель інвалідного візка з вбудованими оптоволоконними сенсорами на основі решіток Брега

У роботах, також, обговорюється порівняння змін деформації, отриманих традиційними методами, із деформаціями, виміряними за допомогою сенсорів. Визначено максимальну структурну деформацію, яка може призводити до руйнування опорних структур, таких як кістка або хрящ. Зміна деформації в окремих структурах вимірюється сенсорами FBG та оптичними волоконними сенсорами, де для вимірювання використовується зміна довжини хвилі у деформованому волокні.

Також, розроблено високоточний сенсор, здатний визначати згинання пальця з роздільною здатністю $0,1^\circ$, вимірної за допомогою механічної установки. Сенсор виявляє бічну деформацію пальця з чутливістю $180 \text{ пм}/^\circ$, що є перевагою порівняно з іншими технологіями. Він також демонструє динамічну реакцію зі швидкістю до $80^\circ/\text{с}$, що робить його ефективним для моніторингу реабілітації пацієнтів після інсульту.

Відомо про використання оптичного сенсора на основі волоконно-оптичної решітки Брегга для вимірювання сили в сухожиллях. Цей сенсор дозволяє вимірювати механічні властивості біологічних матеріалів, таких як напруга в сухожиллях, що є важливим для створення нових тканин та валідації м'язових моделей.

Відома, також, технологія нео-хордових сенсорів сили (FSN), які відображають зміну сили через зміну довжини хвилі відбитого світла. Такий сенсор використовується для моделювання роботи серця з високою роздільною здатністю, забезпечуючи тривалий термін служби та високу точність.

Проблема болю у шийній області хребта через неправильну поставу вирішується за допомогою системи, заснованої на FBG-сенсорах. Ці сенсори визначають рухи шиї, які впливають на поставу та змінюють частоту дихання. Система дозволяє виявляти згинальні рухи тіла з високою точністю, сприяючи покращенню здоров'я та корекції постави. На рисунку 2.3 представлено систему сенсорів на основі решіток Брегга, інтегровану зі смарт-системою для шийної області.

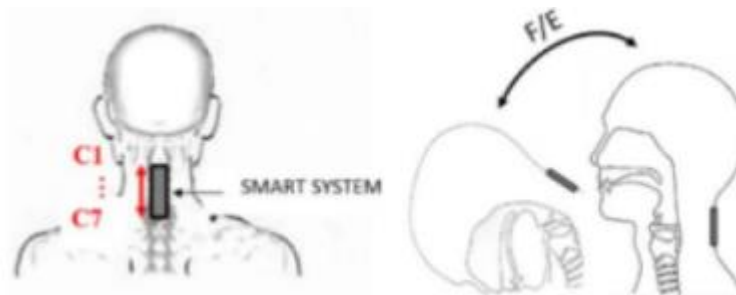


Рисунок 2.3 – Система сенсорів на основі решіток Брегга, інтегрована зі смарт-системою для шийної області

На рисунку 2.4 представлені результати рухів шії, отримані за допомогою вбудованого FBG-сенсора.

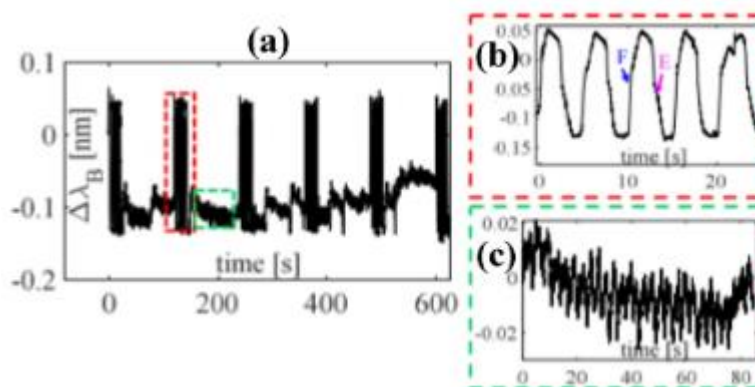


Рисунок 2.4 - Результати рухів шії, отримані за допомогою вбудованого FBG-сенсора

У цьому контексті обговорюється застосування сенсорів для вимірювання рухів метатарзофалангового суглоба (МТРП) стопи, що використовується у медичній практиці. До впровадження FBG-сенсорів не існувало точного методу для вимірювання цього руху. Розробка FBG-сенсорів дала можливість вимірювати жорсткість і рух МТРП під час клінічних випробувань у лікарнях. Сенсор був протестований на восьми пацієнтах і показав успішні результати. Змінюючи квазі-жорсткість МТРП, вдалося спостерігати крутний момент при

завантаженні та розвантаженні, що відкриває перспективи для майбутніх клінічних досліджень.

FBG-сенсори також використовуються для вимірювання тиску в міжхребцевих дисках і відповіді на навантаження у функціональному спинному мозку. Сенсор демонструє високу чутливість до компресійного навантаження, а результати вимірювань узгоджуються з попередніми дослідженнями в області поперекового відділу хребта. Для вимірювання внутрішньодискової відповіді на компресійне навантаження використовуються два сенсори тиску, засновані на технології FBG, які виявилися точнішими порівняно з традиційними методами.

Також обговорюється модель оптичного сенсора, який використовується для вимірювання механічних деформацій. Модель була застосована для вивчення зсуву у щелепній кістці великої рогатої худоби, спричиненого жуванням їжі. Сенсор визначає деформації кістки, а сигнали, що відбиваються, обробляються алгоритмом класифікації для аналізу процесу жування. Висновки підтвердили ефективність сенсора для оцінки сили під час процесу жування.

Для вимірювання внутрішнього напруження у меніску використовується технологія волоконно-оптичних сенсорів. Маленькі FBG-сенсори інтегруються у меніск під час імітації циклів ходьби, дозволяючи точно вимірювати механічний стрес у реальному часі. Завдяки компактним розмірам сенсори легко вставляються і чутливі до змін орієнтації та температури, що забезпечує високу точність лабораторних вимірювань.

Крім того, розглядається розробка триосьових сенсорів сили на основі FBG для застосування у хірургічних роботах, що значно розширює можливості медичної робототехніки.

Для підрахунку рухів плоду застосовуються оптичні волоконні сенсори, які спостерігають викривлення ритму дихальних сигналів. Завдяки аналізу незалежних компонентів (ІСА) і високочастотному фільтру це викривлення можна візуалізувати. Система виявляє більшу кількість рухів плоду порівняно із суб'єктивними відчуттями матері. Завдяки своїй гнучкості, компактному розміру

та здатності до мультиплексування сенсори є ідеальним вибором для цього завдання.

FBG-сенсори також використовуються для моніторингу напружень і відновлення переломів стегнової кістки. Спостерігаючи за зміщенням довжини хвилі, можна визначити напруження в зоні перелому, а також на інших ділянках кістки. Грати Брега розміщуються на критичних зонах поверхні кістки під різними кутами. Зміни рівня напруження через прикладене навантаження відображають процес відновлення кістки, що дозволяє уникнути перевантаження чи пошкодження.

Інноваційні поясні пристрої на основі FBG-сенсорів застосовуються для моніторингу положення колінного суглоба. Сенсори розміщені на поясі із силіконовим гелем, що дозволяє їм щільно прилягати до поверхні. Пояс також має полівінілхлоридні смуги для захисту. Під час статичних тестів спостерігалось лінійне зростання довжини хвилі залежно від кута згину коліна. У динамічних тестах при бігу чутливість сенсора варіювалася від 0,018 до 0,021 нм/° залежно від швидкості.

Для вимірювання сили стиснення рук у реальному часі використовуються FBG-сенсори, які реєструють зміни довжини хвилі, пов'язані з положеннями зап'ястя (згинання, розгинання, нормальне положення). Отримані дані конвертуються у значення сили в кілограмах за допомогою вимірювального елемента, що дозволяє легко отримати як графіки, так і числові результати.

Смарт-кілець з FBG-сенсорами використовуються для моніторингу рухів суглобів ліктя і коліна. Сенсори інтегруються в кілець, виготовлені з полілактиду, що забезпечує гнучкість і простоту виготовлення. Під час тестування було зафіксовано, що збільшення довжини хвилі лінійно змінюється зі збільшенням кута згину суглобів, причому чутливість становила 0,0056 нм/° для ліктьового суглоба і 0,0276 нм/° для колінного, з максимальними кутами вимірювання 90° і 100° відповідно.

Інший приклад – використання FBG-сенсорів для відстеження рухів пальців. Сенсори вимірюють напруження, що дозволяє відтворити форму і

положення пальців у 3D-просторі. Для цього використовуються два типи сенсорів: для вимірювання форми і кута згину суглобів пальців. Сенсори демонструють високу точність, із похибкою 1,49 мм для сенсора форми і $0,21^\circ$ для сенсора кута.

Система на основі FBG-сенсорів також може бути використана для запобігання утворенню пролежнів у користувачів інвалідних візків. Шість сенсорів розташовані в ключових точках, таких як лопатки, сідничні кістки та п'яти, що дозволяє контролювати навантаження на ці ділянки і знижувати ризик пролежнів, як зазначалось раніше.

Його висока стійкість до електромагнітних перешкод, а також нечутливість до змін температури (в умовах високої вологості), компактний розмір, надійність, швидкодія тощо роблять його значно кращим за електронні сенсори. Ця технологія створює сигнал тривоги, щоб пацієнти знали, коли потрібно зменшити тиск у певній зоні або змінити положення тіла, що дозволяє контролювати розвиток нейропатичних виразок.

Задача оцінки процесу загоєння кісток за допомогою рентгенографії та ручного обстеження рухливості зони перелому також є не менш актуальною. Оскільки пацієнти піддаються високим рівням радіації, слід розробити більш безпечні методики аналізу. У пацієнтів з переломами нижніх кінцівок аналіз проводився шляхом вимірювання напруження (як статичного, так і динамічного) з використанням сенсорів FBG, вбудованих у зовнішній фіксатор. Результати порівнювали з п'єзоелектричним акселерометром для перевірки валідності датчика. Зовнішній фіксатор містив вісім штифтів: чотири нижче перелому та чотири вище. Було встановлено, що деформація у чотирьох штифтах нижче перелому збільшилася на 112,8%, тоді як у штифтах вище перелому зменшилася на 95%. Цей аналіз дозволяє легко визначити перелом кістки та контролювати процес загоєння.

Іншим прикладом є дослідження сенсорів FBG для вивчення травм спинного мозку *in vitro*. Застосовується швидкий біомеханічний процес для оцінки ступеня компресії спинного мозку. Інші методи не можуть виміряти

поперечну компресію, а також через тривалий час відгуку є менш точними. FBG-сенсори в поєднанні з вузькосмуговим фільтром дозволяють виявляти поперечну компресію всередині спинного мозку з часом відгуку 20 мікросекунд. Порівняно з іншими дорогими методами, які аналізують оптичні спектри повільно, ці сенсори замінюють спектральний аналіз на вимірювання потужності, що зменшує втрату точності.

Досліджено також використання гібридного високочутливого сенсора на основі решіток Брегга для швидкого відгуку на динамічні, безперервні рухи та моніторинг патернів сигналу. Застосовуючи фемтосекундний лазер у процесі створення ґраток Брегга на оптичному хвилеводі, отримано зміщення довжини хвилі для вимірювання даних у реальному часі в пікометричних одиницях. Регулювання зміщення довжини хвилі здійснюється через зміну інтенсивності світла. Вимірювання сигналу без необхідності постійного моніторингу покращує точність із фіксацією однієї точної частоти. У спектрі відбиття зміщення довжини хвилі інтерпретується як підвищення чутливості до часу.

Продемонстровано рукавичку з сенсорами на основі решіток Брегга для вимірювання згину пальців із кутовою роздільною здатністю $0,1^\circ$. Сенсор має високу чутливість до осьових напружень, спричинених згином пальців. При зміні кута обертання суглобів спектр відбиття FBG змінюється лінійно. Чутливість рукавички становить $18,45 \text{ пм}/^\circ$ з максимальною стандартною похибкою $0,30^\circ$ для механічних випробувань і $0,79^\circ$ для людської руки. Ця високоточна рукавичка підходить для моніторингу прогресу реабілітації після інсульту, а також може застосовуватися для вимірювання тремору Паркінсона (3–7 Гц) у пацієнтів, на рисунку 2.5 (а) показано пристрій з решіткою Брегга, прикріплений до стопи для виявлення руху першого метатарзофалангового суглоба (MTPJ), із навантажувальною коміркою для вимірювання сили, яку прикладає лікар, а на рисунку 2.5 (б) зображено схематичне зображення налаштування системи FBG.

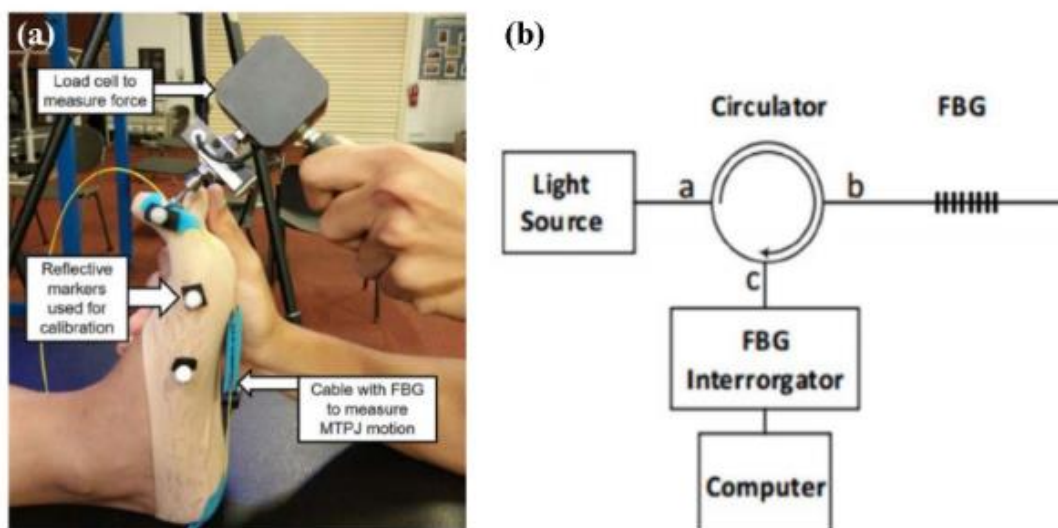


Рисунок 2.5 – Застосування сенсорів на основі решіток Брегга для вимірювання тремору Паркінсона

2.2.2 FBG для біосенсорних застосувань

Обговорювалось використання спеціального набору, розробленого на основі FBG, доповненого оксидом графена (GO) для виявлення вірусу COVID-19 за допомогою аналізу зразків слини. Загалом було зібрано шість зразків у пацієнтів віком від 34 до 72 років. Аналізуючи зміни в сенсорному елементі та щільність вірусу COVID-19, можна було визначити стан у слині. Після занурення зонда у слину крізь нього проходить світло, яке змінює свою інтенсивність і довжину хвилі. Ці зміни чітко вказують на наявність вірусу (Рис. 2.1).

З аналізу встановлено, що в пацієнтів на ранніх стадіях захворювання інтенсивність складала 1,32 дБ, а зміщення довжини хвилі – 0,98 нм. У гіперзапальній стадії захворювання інтенсивність збільшується до 2,01 дБ, а зміщення – до 1,12 нм. Завдяки високій чутливості та точності зонд дозволяє швидко виявити вірус протягом 10 секунд після контакту зі слиною пацієнта.

Запропоновано використовувати сенсори на основі решіток Брегга (FBG) для діагностики гіпертермічного раку молочної залози та пошуку його лікування. Під час подачі сильного електричного поля створюється інтенсивний тепловий маюнок навколо уражених тканин. За допомогою FBG-сенсорів встановлено зв'язок між щільністю прикладеного електричного поля та температурою

всередині тканин. Цей електрооптичний сенсор створює безперервну хвилю лазера та модулятор Маха-Цандера при певній напрузі для формування додаткових режимів навколо довжини хвилі лазера. Це забезпечує точне налаштування температурної роздільної здатності [19].

Розроблено рішення e-Health для моніторингу фізичної активності онкохворих за допомогою сенсорів FBG. Завдяки цій розробці пацієнтам не потрібно постійно відвідувати лікарню, вони можуть займатися вдома під дистанційним наглядом фізіотерапевта. Це рішення сприяло покращенню як фізичного, так і емоційного стану пацієнтів, аналізуючи навіть невеликі зміни в силі стискання руки.

Відомо про використання лінійного вузькосмугового інтерферометра з FBG для виявлення біомаркерів раку молочної залози (HER2). FBG, нечутливий до змін температури, може використовуватися як температурний датчик, оскільки інтерферометр чутливий до показника заломлення [RI] (рис. 2.2). Межа виявлення становить 2 нг/мл, що є дуже низьким показником, що робить цей метод ефективним для ранньої діагностики захворювання.

Представлено імунний сенсор на основі решітки Брегга для тестування біомаркерів серцевих захворювань. Цей FBG організовує відбиття гармонік так, щоб виключити температурний перехід. Ці відбиття розташовані на хвилях 1 і 1,55 мкм, що допомагає моделювати біомолекулярні процеси в організмі при різних температурах. Це дозволяє миттєво діагностувати захворювання серця.

Виконано порівняння точності клінічних термометрів і зонда FBG після процесу стерилізації. Оскільки повторне використання зондів потребує стерилізації для запобігання інфекціям, після стерилізації проводились вимірювання температури. Встановлено, що точність зонда FBG є вищою, ніж у клінічних термометрів. Навіть після багаторазової стерилізації цей зонд FBG зберігав свою стабільність і забезпечував точні вимірювання [34].

Відомо про використання імуносенсора на основі оптоволокна для виявлення серцевих біомаркерів. У цьому імуносенсорі використовується тропонін I (cTn-I), який базується на фазовому зсуві мікрОВОЛОКОННОГО зонда.

Фазовий зсув створює невеликий відбивний сигнал, що покращує роздільну здатність спектру і дозволяє сенсору сприймати навіть невеликі зміни показника заломлення через захоплення антигенів тропоніну I. Межа виявлення цього методу становить 0,03 нг/мл, а діапазон вимірювання — від 0,1 до 10 нг/мл. Сенсор також може бути використаний для збору зразків сироватки крові людини

Обговорено FBG із вбудованим інтерферометром зі звуженням для виявлення раку молочної залози. Цей сенсор є високочутливим до змін показника заломлення (RI), однак довжина хвилі сенсорів FBG залишається нечутливою до змін RI. FBG, які використовуються як температурний термометр, можуть контролювати ненавмисні зміщення через температурні варіації. Проте цей метод ефективний лише на ранніх стадіях раку через низьку межу виявлення (LOD), яка становить 5 нг/мл.

Авторами, також, були розглянуті спеціальні біосенсори FBG, які не потребують міток, для діагностики гострих серцево-судинних захворювань. Цей метод дозволяє визначати рівень біомаркерів у крові пацієнтів. Зокрема, межа виявлення становить 6 пг/мл, що порівнюється із тропоніном I, який також є біомаркером. Цей метод є дуже корисним завдяки ранній діагностиці захворювання, що дозволяє вчасно розпочати лікування (рис. 2.6 та рис. 2.7).

Рак молочної залози став одним із найпоширеніших злоякісних новоутворень, що становить серйозну загрозу для здоров'я жінок із частотою від 7% до 10% серед усіх системних видів раку. Таким чином, рання діагностика в поєднанні з ефективним лікуванням може значно підвищити шанси на виживання при цьому захворюванні. Біомаркери раку зазвичай виявляються в рідинах організму, таких як кров, сироватка чи сеча, або навіть у клітинах пухлин. Біосенсори здатні визначати наявність пухлини, особливо на ранніх стадіях. HER2 є добре вивченим біомаркером, пов'язаним із проліферацією пухлинних клітин, і він надмірно експресується у 20–30% випадків раку молочної залози у людей. Існуючі процедури тестування HER2 використовують флуоресцентні мітки або хромосоми, що забезпечують виняткову чутливість аж

до рівня однієї молекули. На жаль, ці методи досі стикаються з такими проблемами, як інвазивність біопсій, висока вартість міток і тривалий час очікування результатів. Тому існує потреба в нових інструментах, які можуть полегшити та прискорити виявлення HER2 для ранньої діагностики.

Нещодавно були розроблені нові класи оптичних волоконних біосенсорів, здатних швидко та без використання міток виявляти біомаркери. Як перспективний пристрій, мікрОВОЛОКОННІ ІНТЕРФЕРОМЕТРИЧНІ біосенсори забезпечують високу чутливість завдяки сильним вивітрюваним полям. Ці волоконні біосенсори були ефективно функціоналізовані молекулами біологічного розпізнавання (олігонуклеотидами або антитілами) і використовуються для розпізнавання специфічних цільових аналітів. Однак у таких оптичних волоконних біосенсорах зазвичай виникає температурна крос-чутливість, яка призводить до ненадійних вимірювань. Тому критично важливо, щоб температура та концентрація цільового аналіту вимірювалися одночасно та однозначно.

Запропоновано компактний оптичний волоконний сенсор біомаркерів раку на основі інтерферометра зі звуженням у поєднанні з FBG. Сенсорний інтерферометр зі звуженим волокном може бути легко виготовлений шляхом витягування комерційного одномодового волокна (SMF) до діаметра 15 мкм і є надзвичайно чутливим до змін показника заломлення середовища (RI) із чутливістю 2333 нм/RIU. Резонансна довжина хвилі FBG практично не чутлива до змін RI. Компонент FBG може використовуватися як термометр для моніторингу температурних коливань під час біологічного процесу вимірювання. Одночасно з цим інформація про зміщення довжини хвилі у спектрі передачі інтерферометричних фринжів використовується для моніторингу біомолекулярних взаємодій. Поверхня функціоналізується методом ковалентної іммобілізації для специфічного виявлення цільових біомаркерів. Процес вимірювання цільового біомаркера з концентрацією 10 нг/мл було зафіксовано в реальному часі [20].

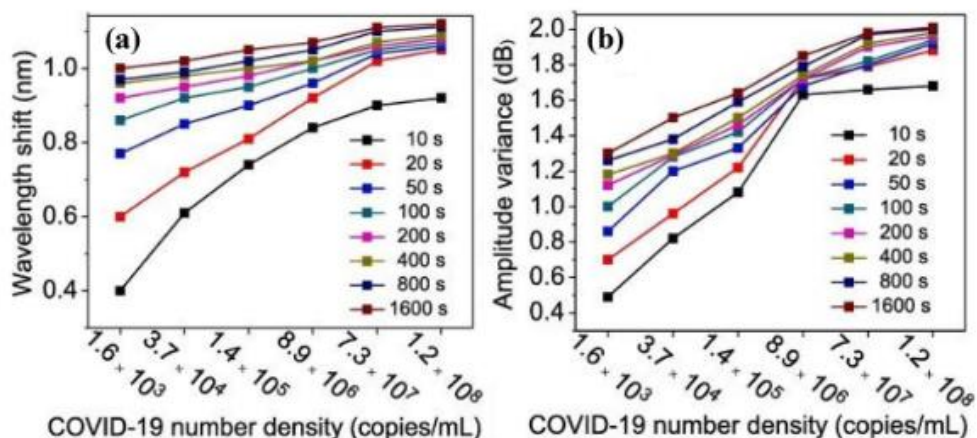


Рисунок 2.6 – Використання сенсорів на основі решіток Брегга для визначення наявності вірусу COVID-19 у пацієнтів при лабораторному аналізі

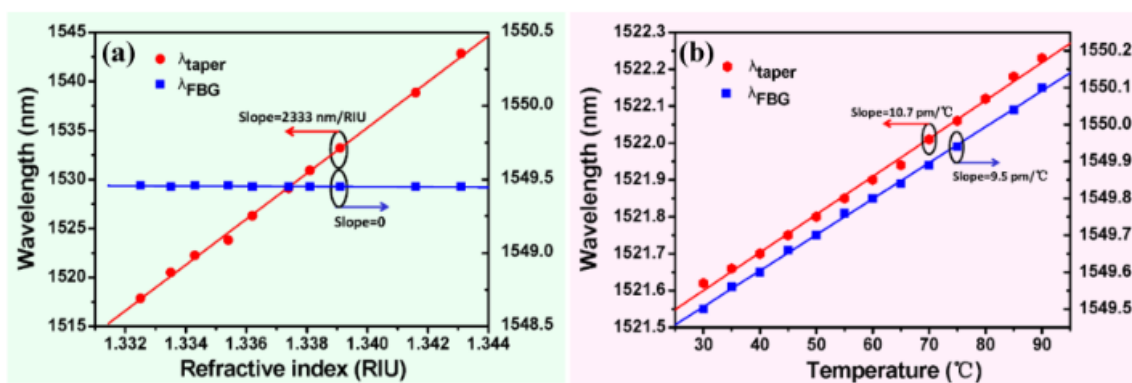


Рисунок 2.7 – Залежність довжини хвилі FBG та звуженого оптичного волоконного інтерферометра від а) показника заломлення (RI), б) температури

Обговорюються біосенсори та біоелектроніку, яка є дуже чутливою і точною для визначення С-реактивного білка (CRP) за допомогою сенсорів FBG. Цей метод базується на спостереженні змін довжини хвилі, оточеної комплексом антитіл анти-CRP та графену оксиду. Комплекс використовує методи інфрачервоної спектроскопії Фур'є і атомної спектроскопії. Він є високоспецифічним до CRP навіть у присутності глюкози та сечовини. Межа виявлення становить 0,01 мг/л, а діапазон вимірювання – від 0,01 мг/л до 100 мг/л, що відповідає клінічному діапазону CRP.

Існує також сенсор, що базується на FBG, покритий полімерним матеріалом, для виявлення біологічних агентів. Сенсорний елемент використовує чутливий метод спектроскопії пропускання та оснащений приймачем для мінімізації проблем із шумом інтенсивності лазера. Об'ємне розширення полімерної поверхні створює напругу в решітці Брага і змінює її період замість вимірювання індексу заломлення. Для цього використовується безперервний настроюваний лазер, тому компактний і міцний твердотільний лазер на 1550 нм використовується для налаштування між дискретними довжинами хвиль. Цей процес впливає на дискретну лазерну довжину хвилі, відповіді вибіркової решітки та створює штучну нейронну мережу. Сенсор використовується в застосуваннях, де потрібна висока чутливість, висока швидкість, мобільність, а також у віддалених зонах, наприклад, у вібраційних, електромагнітних та вибухонебезпечних середовищах.

Тестуються високочутливі сенсори, які можуть забезпечувати реальний час вимірювань тиску, газів та біомолекул, тобто сенсори з травленою FBG. Ці сенсори мають нерепродуктивну ефективність і результати, що обмежує їх для великомасштабного виробництва. Тут індекс заломлення збільшується за рахунок електропрядіння полівінілового спирту, зменшеного графенового оксиду; це використовує цільову та "сендвічеву" структуру. Підвищений індекс заломлення викликає зниження, що забезпечує підвищену чутливість і рівномірний лінійний діапазон для дослідження випадків. Такі сенсори дуже ефективні, портативні та не вимагають маркерів.

2.2.3 FBG-сенсори для застосування у моніторингу температури тіла

У статтях часто розглядається точне вимірювання температури людського тіла з високою роздільною здатністю за допомогою FBG сенсорів. Основна перевага цих сенсорів полягає в їхній компактності та короткому часу реакції. Вони здатні вимірювати температуру в діапазоні від 35 до 41 °C, що відповідає типовому діапазону температури людського тіла – від гіпотермії до гіпертермії. Сенсори демонструють високу роздільну здатність – 81,5% та можуть працювати

в умовах магнітно-резонансної томографії (МРТ). Ці пристрої знаходять широке застосування в клінічній та медичній сферах.

Відомо також застосування FBG сенсорів для контролю температури в інкубаторах. Інкубатор (рис. 2.8) забезпечує комфортні умови для передчасно народжених дітей. Температура в інкубаторі регулюється за допомогою шести FBG сенсорів, що дозволяє досягти високої точності вимірювань із кореляційним коефіцієнтом $R = 0.9989$. Використання зручного інтерфейсу покращує точність і економічність вимірювань. Ця система долає недоліки традиційних сенсорів, зокрема проблеми, пов'язані з потоком повітря в інкубаторі, що впливає на показання. На рисунку 2.8:

- Dig 1...Dig 4: цифрові термометри;
- Merc. therm.: ртутний термометр;
- RH (Sys): система сенсора; відносної вологості;
- RH (Ref): еталонний сенсор відносної вологості;
- Skin temp. sens.: сенсор температури шкіри;
- Air temp. sens.: сенсор температури повітря;
- Magnif.: лупа (збільшувач);
- FBG 1... FBG 4: FBG сенсори;
- FBG air: FBG сенсор повітря;
- FBG skin: FBG сенсор шкіри;
- TLS: перенастроюване джерело лазера;
- FC/APC: FC/ангільований поліруваний конектор;
- OC: оптичний циркулятор;
- PR: фотоприймач;
- DAQ: карта збору даних.

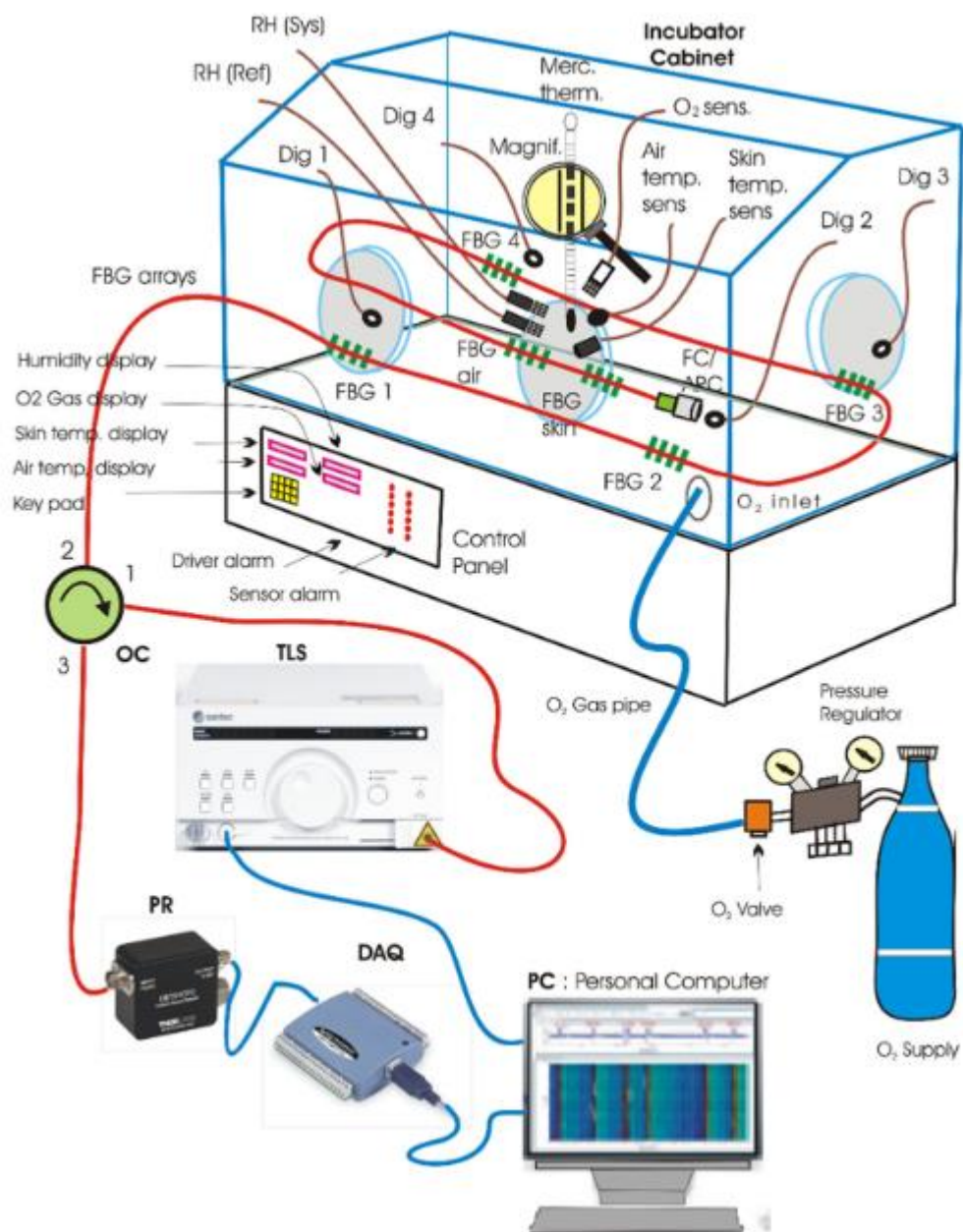


Рисунок 2.8 – Схематичне зображення розробленої системи інкубатора, установки для вимірювання FBG та її інтерrogаторного блока [21]

У дослідженнях також описується використання FBG сенсорів у лікуванні раку молочної залози. Ці сенсори забезпечують теплову діагностику, яка є простим, ефективним та економічним методом виявлення злоякісних утворень. У цій методиці використовується агарова гелева модель тканин із нагрівальними елементами для виявлення ракових клітин або пухлин. Порівняння експериментальних і симуляційних даних, отриманих за допомогою

програмного забезпечення COMSOL Multiphysics, демонструє відхилення не більше ніж на $0,3\text{ }^{\circ}\text{C}$, що свідчить про високу точність методу.

Рак молочної залози є однією з найскладніших проблем охорони здоров'я у жінок у всьому світі. Раннє виявлення та регулярний скринінг раку молочної залози можуть значно підвищити рівень виживання. Наразі для виявлення злоякісних утворень у молочної залозі використовуються численні сучасні методи візуалізації. Однак ці методи є дорогими, незручними та займають багато часу. Тому в цій роботі розроблено просту та неінвазивну термографічну техніку на основі масиву теплових сенсорів з волоконною Бреггівською ґраткою (FBG) для виявлення раку молочної залози (рис. 2.9).

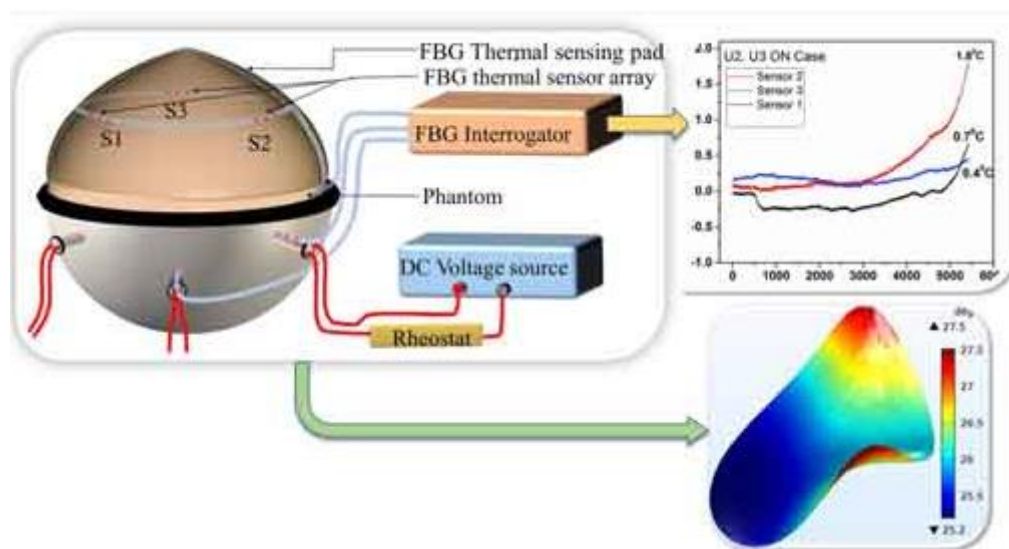


Рисунок 2.9 – Новий тепловий сенсорний пристрій на основі FBG для виявлення раку молочної залози

Молочну залозу моделюють за допомогою фантому з агарового гелю, а нагрівальні елементи вбудовуються в різні місця фантому для імітації пухлин. Масив теплових сенсорів FBG використовується для отримання температурного розподілу поверхні змодельованого фантому молочної залози. Також виконано моделювання фантому тканини та пухлини у програмному забезпеченні COMSOL Multiphysics, щоб забезпечити детальний 3D-тепловий вигляд запропонованого прототипу.

Експериментальні та змодельовані результати узгоджуються між собою та демонструють очікувану тенденцію. Експериментальні результати показують, що варіація температури $\geq 0,3$ °C виявляється в місцях розташування пухлин, і її легко розпізнають інтеррогатори FBG із чутливістю близько 1 пм. Це свідчить про ефективність запропонованого сенсорного прототипу як потенційного інструменту для скринінгу та діагностики раку молочної залози [22].

FBG сенсори також застосовуються для вимірювання високого тиску в космічних програмах. Ця система, заснована на діафрагмі з компенсацією температури, може вимірювати тиск до 700 бар. Сенсори, розташовані в області діафрагми, покритої мартенситною нержавіючою сталлю, мають чутливість 3,64 пм/бар та гістерезисну похибку 0,75%. Результати підтверджуються тестами на удар і вібрацію, що дозволяє використовувати систему для вимірювання тиску в пневматичних і криогенних системах.

Окрім цього, FBG сенсори використовуються для створення інтерактивного інтерфейсу в системах моніторингу руху, температури та постійного зусилля. Сенсори, вбудовані в рукавичку, забезпечують відстеження рухів пальців, обертання зап'ястя та силу натискання. Дані передаються в режимі реального часу на смарт-окуляри, що забезпечує високу ефективність і точність у захопленні рухів.

2.2.4 FBG-сенсори для моніторингу дихальної системи

Сенсори FBG використовуються і для вимірювання частоти дихання (рис. 2.10). За допомогою відбиття світла та спектрального аналізу, сенсор визначає зміни довжини хвилі, які виникають під час кожного дихального циклу, що призводить до варіації інтенсивності спектрального відбиття. Для перевірки точності цього підходу було проведено дослідження з використанням

імпедансної пневмографії та капнометрії. Учасники носили різні маски для обличчя, і частота дихання вимірювалася в режимах 5, 12 і 30 вдихів за хвилину. Аналіз показав, що FBG сенсори можуть точніше розрізняти низькі та нормальні об'єми дихання порівняно з капнометричними пристроями.

Інше дослідження показало використання FBG сенсорів для моніторингу дихання людини, яка сидить у кріслі. Система складалася з губчастої та подібної до подушки конструкції, що дозволяло розраховувати силу, яка прикладалася добровольцями. Також було запропоновано FBG-датчики у вигляді носимих пристроїв: два пояси з масивами із п'яти сенсорів, розташовані на животі та грудях, які розширюються під час дихання. Ця система забезпечує високу точність і дозволяє передавати результати через мобільний додаток.

Ще одне дослідження продемонструвало застосування FBG у моніторингу дихання операторів відеотерміналів. Було встановлено, що дихання тісно пов'язане зі стресом, і для відстеження частоти дихання протягом 40 хвилин використовувалися FBG сенсори, інтегровані в одяг. Помилка вимірювань становила менше 1 вдиху за хвилину.

Також розроблено розумний матрац з п'ятьма масивами FBG сенсорів для вимірювання дихання у різних положеннях: лежачи на животі та спині. Система успішно визначала як тахіпное, так і нормальну частоту дихання з похибкою меншою за 0,26 вдиху за хвилину.

Крім того, FBG сенсори використовувались для оцінки напруги діафрагми та легень під час дихання. Було встановлено, що амплітуда сигналу зменшується, якщо рухатися від живота до плечей, і що ці сигнали не поширюються на периферійні частини тіла, такі як лікті чи зап'ястя.

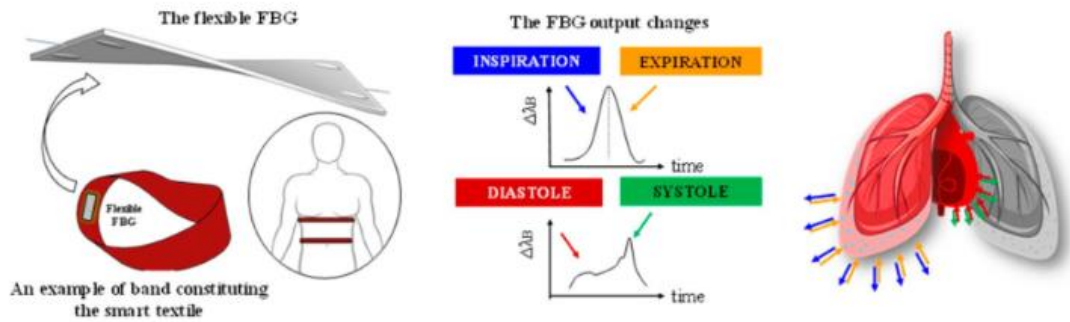


Рисунок 2.10 – Сенсор Бреґга для респіраторної системи

Ці дослідження підтверджують високу чутливість та точність FBG сенсорів, які ефективно використовуються у клінічних умовах, включаючи період пандемії COVID-19. Ці сенсори дозволили вимірювати температуру тіла у діапазоні від 35 °C до 41 °C з роздільною здатністю 85,9% (рис. 2.11), що сприяло їхньому широкому застосуванню у моніторингу пацієнтів.

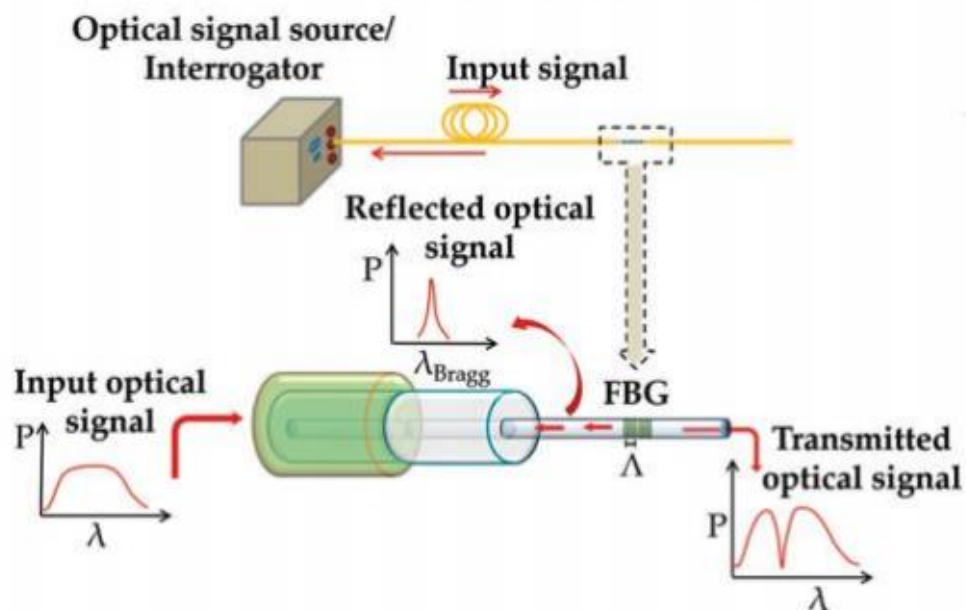


Рисунок 2.11 – Схематичне представлення принципу роботи волоконної Бреґгівської ґратки (FBG) [23]

Оптичні волоконні сенсори мають значні переваги перед іншими сенсорами завдяки високій чутливості та різноманітності форм-факторів. Завдяки багатьом важливим характеристикам оптичних волоконних сенсорів,

вони поступово замінюють добре відомі традиційні сенсори в широкому діапазоні застосувань.

Введення та модуляція показника заломлення у волоконному сердечнику створює оптичний пристрій на основі волоконної Бреггівської ґратки. Волоконні Бреггівські ґратки (FBG) привертають значну увагу через їх численні переваги, такі як компактний розмір, циліндрична геометрія, стійкість до електромагнітних завад та коливань оптичної потужності, мала вага, відсутність температурного дрейфу, а також можливість розміщення кількох FBG на одному волокні.

Температурне вимірювання за допомогою Бреггівської ґратки здійснюється в основному через вплив температури на показник заломлення і, меншою мірою, через коефіцієнт теплового розширення. Це означає, що чутливість до температури може бути підвищена або налаштована шляхом відповідного з'єднання з іншими матеріалами. Що стосується деформації, вона залежить від зміни відстані між періодами ґратки.

Температура тіла людини варіюється в діапазоні від 35°C до 40°C, що відповідає станам від гіпотермії до гіпертермії. Нормальна температура тіла людини зазвичай становить від 36,5°C до 37,5°C. Визначення температурного діапазону є важливим параметром, оскільки однією з ознак інфікування коронавірусом є підвищена температура тіла інфікованої людини. У зв'язку з цим був розроблений сенсор FBG для вивчення його ефективності як температурного сенсора для людей без необхідності використання традиційного обладнання.

3 МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ СЕНСОРА НА ОСНОВІ БРЕГГІВСЬКИХ РЕШІТОК

Волоконна брегівська решітка може бути представлена у вигляді періодичної ґратки в середині оптоволокна (рис. 3.1).

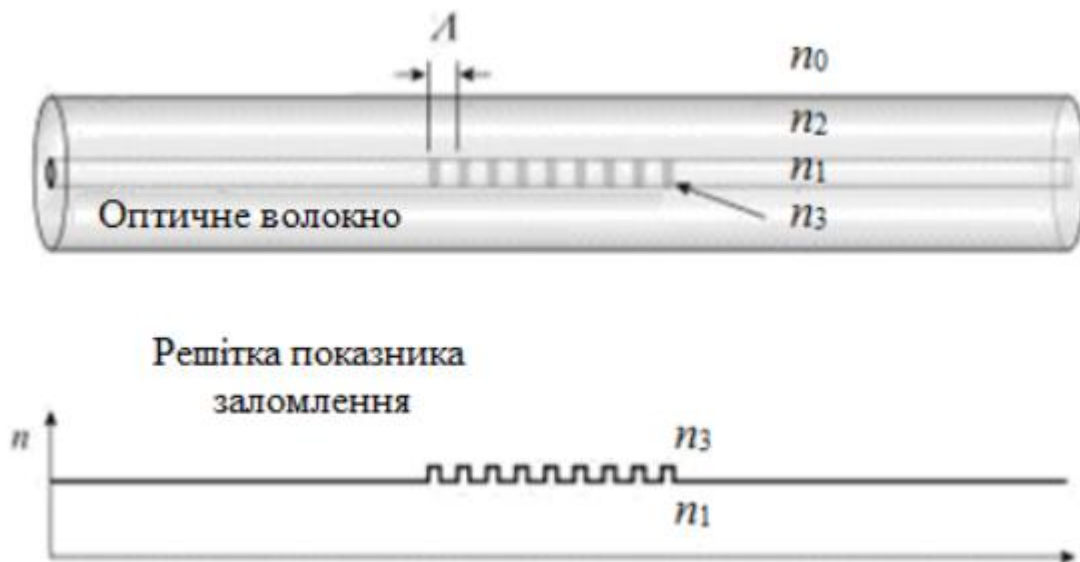


Рисунок 3.1 – Волоконна решітка Брегга

Математична модель даної решітки базується на добре відомому ефекті, що довжина хвилі оптичного діапазону, що відбивається брегівською решіткою, має пряму залежність від показника заломлення світла та періоду решітки. Зміну довжини хвилі за рахунок впливу зовнішніх механічних напружень (∂l) та температури середовища (∂T) можна визначити за формулою:

$$\Delta\lambda_{BP} = 2 \left(\Lambda \frac{\partial n_{ef}}{\partial l} + n_{ef} \frac{\partial \Lambda}{\partial l} \right) \Delta l + 2 \left(\Lambda \frac{\partial n_{ef}}{\partial T} + n_{ef} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \right) \Delta T, \quad (3.1)$$

де Λ – період решітки;

n_{ef} – ефективний показник заломлення

Перша частина формули (3.1) описує вплив деформації, тоді як друга частина – вплив температури.

Розрахувати вплив деформації на довжину хвилі (зсув) можна за формулою:

$$\Delta\lambda_{BP} = \lambda_{BP} \left(1 - \frac{n_{ef}^2}{2} [p_{12} - \nu(p_{11} + p_{12})] \right) \varepsilon_z, \quad (3.2)$$

де ν – коефіцієнт Пуассона;

p_{11}, p_{12} – коефіцієнти Поккельса.

Для оптичного волокна вказані коефіцієнти наступні: $n_{ef} = 1,4682$, $p_{11} = 0,113$, $p_{12} = 0,252$, $\nu = 0,16$, $\lambda_{BP} = 1500$ нм.

Телова залежність Брегівських решіток полягає у тепловому розширенні оптичного волокна як результат зміни механічної довжини решітки та залежності показника заломлення світла від температури:

$$\Delta\lambda_{BP} = \lambda_{BP} (\alpha_\Lambda + \alpha_n) \Delta T, \quad (3.3)$$

де α_n – термооптичний коефіцієнт;

α_Λ – температурний коефіцієнт розширення.

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\Delta T} = \frac{1}{\Lambda} \frac{\partial \Lambda}{\partial T} \lambda_{BP} + \frac{1}{n_{ef}} \frac{\partial n_{ef}}{\partial T} \lambda_{BP}. \quad (3.4)$$

Визначивши математичний вираз для залежності довжини хвилі від температури (3.4), далі можна розрахувати значення для коефіцієнту теплового розширення α_Λ та термооптичного ефекту α_n , відповідно до рівнянь 3.5 та 3.6:

$$\alpha = \frac{1}{\Lambda} \cdot \frac{d\Lambda}{dT}; \quad (3.4)$$

$$\beta = \frac{1}{n_{ef}} \cdot \frac{\partial n_{ef}}{\partial T}. \quad (3.5)$$

Залежність довжини хвилі від температури в рештках Брегга має лінійний характер (рис. 3.2).

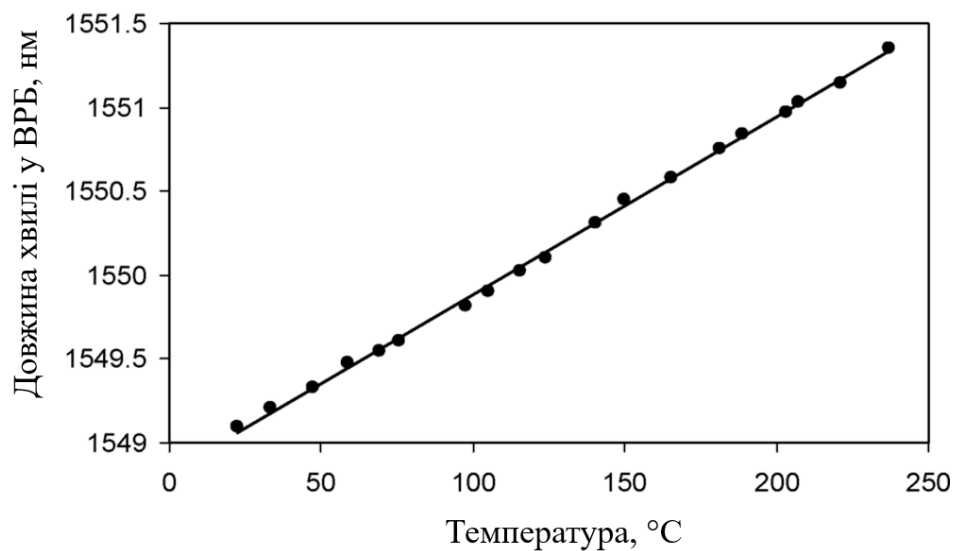


Рисунок 3.2 – Температурна залежність волоконного Бреггівського сенсора

ВИСНОВКИ

У ході виконання роботи було досліджено потенціал використання сенсорів на основі Бреґгівських ґраток (FBG) для медичних застосувань, зокрема для моніторингу температури тіла та діагностики складних захворювань, таких як рак молочної залози. Отримані результати свідчать про те, що FBG-сенсори мають значні переваги у порівнянні з традиційними методами діагностики та моніторингу, серед яких:

- висока точність і чутливість. FBG-сенсори демонструють можливість виявлення мінімальних змін температури та інших фізіологічних показників, що є важливим для ранньої діагностики захворювань.

- безпека та комфорт у використанні. Завдяки своїм компактним розмірам, легкості та стійкості до електромагнітних завад, FBG-сенсори забезпечують зручність і доступність для користувачів, включаючи людей з інклюзією.

- інноваційність підходу. Використання моделювання дозволяє створити 3D-візуалізацію теплових процесів, що підвищує точність і достовірність діагностики.

- адаптивність і багатфункціональність. Можливість одночасного моніторингу температури та інших параметрів відкриває перспективи для застосування сенсорів у різних галузях медицини, включаючи інтенсивну терапію, онкологію та реабілітацію.

Таким чином, розглянуті підходи до розробки та використання FBG-сенсорів є перспективним для створення ефективних, доступних і безпечних діагностичних засобів. Подальші дослідження можуть бути спрямовані на оптимізацію конструкції сенсорів, підвищення їх точності та інтеграцію з існуючими системами медичного обладнання. Особливої уваги заслуговують розробки, спрямовані на врахування потреб людей із обмеженими можливостями, що сприятиме підвищенню якості медичного обслуговування та забезпеченню інклюзії у системі охорони здоров'я.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Castrellon-Uribe J. Optical Fiber Sensors: An Overview. *Fiber Optic Sensors*. 2012. URL: <https://doi.org/10.5772/28529> (дата звернення: 18.01.2025).
2. Peters K. Polymer Optical Fiber Sensors. *Optical Fiber Sensors*. 2017. С. 79–100. URL: <https://doi.org/10.1201/b18074-4> (дата звернення: 18.01.2025).
3. Alwis L., Sun T., Grattan K. T. V. Developments in optical fibre sensors for industrial applications. *Optics & Laser Technology*. 2016. Т. 78. С. 62–66. URL: <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2015.09.004> (дата звернення: 18.01.2025).
4. Fiber grating sensors in medicine: Current and emerging applications / V. Mishra та ін. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2011. Т. 167, № 2. С. 279–290. URL: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2011.02.045> (дата звернення: 18.01.2025).
5. Theodosiou A., Komodromos M., Kalli K. Carbon Cantilever Beam Health Inspection Using a Polymer Fiber Bragg Grating Array. *Journal of Lightwave Technology*. 2018. Т. 36, № 4. С. 986–992. URL: <https://doi.org/10.1109/jlt.2017.2768414> (дата звернення: 18.01.2025).
6. Leal-Junior A. G., Frizera A., José Pontes M. Sensitive zone parameters and curvature radius evaluation for polymer optical fiber curvature sensors. *Optics & Laser Technology*. 2018. Т. 100. С. 272–281. URL: <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2017.10.006> (дата звернення: 18.01.2025).
7. Temperature-independent polymer optical fiber evanescent wave sensor / N. Zhong та ін. *Scientific Reports*. 2015. Т. 5, № 1. URL: <https://doi.org/10.1038/srep11508> (дата звернення: 18.01.2025).
8. A Polymer Optical Fiber Temperature Sensor Based on Material Features / A. Leal-Junior та ін. *Sensors*. 2018. Т. 18, № 2. С. 301. URL: <https://doi.org/10.3390/s18010301> (дата звернення: 18.01.2025).
9. A fast response intrinsic humidity sensor based on an etched singlemode polymer fiber Bragg grating / G. Rajan та ін. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2013. Т. 203. С. 107–111. URL: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2013.08.036> (дата звернення: 18.01.2025).

10. High Sensitivity Polymer Optical Fiber-Bragg-Grating-Based Accelerometer / A. Stefani та ін. *IEEE Photonics Technology Letters*. 2012. Т. 24, № 9. С. 763–765. URL: <https://doi.org/10.1109/lpt.2012.2188024> (дата звернення: 18.01.2025).

11. POFBG-Embedded Cork Insole for Plantar Pressure Monitoring / D. Vilarinho та ін. *Sensors*. 2017. Т. 17, № 12. С. 2924. URL: <https://doi.org/10.3390/s17122924> (дата звернення: 18.01.2025).

12. Simultaneous measurement of breathing rate and heart rate using a microbend multimode fiber optic sensor / Z. Chen та ін. *Journal of Biomedical Optics*. 2014. Т. 19, № 5. С. 057001. URL: <https://doi.org/10.1117/1.jbo.19.5.057001> (дата звернення: 18.01.2025).

13. Development of a luminous textile for reflective pulse oximetry measurements / M. Krehel та ін. *Biomedical Optics Express*. 2014. Т. 5, № 8. С. 2537. URL: <https://doi.org/10.1364/boe.5.002537> (дата звернення: 18.01.2025).

14. An Optical Fibre-Based Sensor for Respiratory Monitoring / M. Krehel та ін. *Sensors*. 2014. Т. 14, № 7. С. 13088–13101. URL: <https://doi.org/10.3390/s140713088> (дата звернення: 18.01.2025).

15. World Population Ageing 2017 Highlights. UN, 2018. URL: <https://doi.org/10.18356/10e32e81-en> (дата звернення: 18.01.2025).

16. Fiber Bragg Grating Sensors toward Structural Health Monitoring in Composite Materials: Challenges and Solutions / D. Kinet та ін. *Sensors*. 2014. Т. 14, № 4. С. 7394–7419. URL: <https://doi.org/10.3390/s140407394> (дата звернення: 18.01.2025).

17. Fiber Optic Sensors in Structural Health Monitoring / J. M. Lopez-Higuera та ін. *Journal of Lightwave Technology*. 2011. Т. 29, № 4. С. 587–608. URL: <https://doi.org/10.1109/jlt.2011.2106479> (дата звернення: 18.01.2025).

18. Rohan R., Venkadeshwaran K., Ranjan P. Recent advancements of fiber Bragg grating sensors in biomedical application: a review. *Journal of Optics*. 2023. URL: <https://doi.org/10.1007/s12596-023-01134-9> (дата звернення: 18.01.2025).

19. Temperature Sensing in Hyperthermia Study in Breast Cancer Treatment

Using Optical Fiber Bragg Gratings / A. Triana та ін. *Communications in Computer and Information Science*. Cham, 2020. С. 467–478. URL: https://doi.org/10.1007/978-3-030-61702-8_32 (дата звернення: 18.01.2025).

20. Label-free FBG biosensor for diagnosis on acute cardiovascular disease / T. Liu та ін. *Optical Fiber Sensors*, м. Lausanne. Washington, D.C., 2018. URL: <https://doi.org/10.1364/ofs.2018.tue2> (дата звернення: 18.01.2025).

21. Burunkaya M., Yucel M. Measurement and Control of an Incubator Temperature by Using Conventional Methods and Fiber Bragg Grating (FBG) Based Temperature Sensors. *Journal of Medical Systems*. 2020. Т. 44, № 10. URL: <https://doi.org/10.1007/s10916-020-01650-2> (дата звернення: 18.01.2025).

22. A non-invasive Breast Cancer Detection System Using FBG Thermal Sensor Array - A Feasibility Study / A. Prasad та ін. *IEEE Sensors Journal*. 2021. С. 1. URL: <https://doi.org/10.1109/jsen.2021.3111684> (дата звернення: 18.01.2025).

23. Human body high resolution and accurate temperature FBG sensor / M. J. Ali та ін. *IOP Conference Series: Earth and Environmental Science*. 2021. Т. 779, № 1. С. 012029. URL: <https://doi.org/10.1088/1755-1315/779/1/012029> (дата звернення: 18.01.2025).