



Diseño de un biosensor basado en una red de difracción de Bragg no uniforme en fibra óptica

Nuria Salom Morant

Tutor: Beatriz Ortega Tamarit

Trabajo Fin de Grado presentado en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería de Telecomunicación de la Universitat Politècnica de València, para la obtención del Título de Graduado en Ingeniería de Tecnologías y Servicios de Telecomunicación

Curso 2020-21

Valencia, 11 de septiembre de 2021



Resumen

Los sensores basados en redes de difracción de Bragg (fiber Bragg grating, FBG) son muy útiles para la detección de enfermedades respiratorias, razón por la que, actualmente, existe una demanda creciente de este tipo de sensores. El presente Trabajo Fin de Grado consiste en un estudio de los requisitos de los biosensores basados en FBG y de su respuesta frente a la respiración humana, simulada mediante Matlab. En concreto en este trabajo, se desarrolla una aplicación software que permite monitorizar diferentes respiraciones mediante un sensor espectral y un sensor de potencia, basados ambos en tecnología FBG. Existen diferentes redes de difracción de Bragg, como son la red de difracción de Bragg Uniforme (UFBG), la red de difracción de Bragg con Chirp (CFBG) y la red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase (PS-FBG). Cada una de ellas responde de manera diferente a la respiración, por lo que se hace un estudio comparativo de estas redes y de sus características más óptimas. En este sentido, un sensor de potencia basado en una UFBG es una opción de bajo coste y no invasiva para monitorizar personas con algún tipo de patología respiratoria.

Resum

Els sensors basats en xarxes de difracció de Bragg (fiber Bragg grating, FBG) són molt útils per a la detecció de malalties respiratòries, raó per la qual, actualment, existeix una demanda creixent d'aquest tipus de sensors. El present Treball Fi de Grau consisteix en un estudi dels requisits dels biosensors basats en FBG i de la seua resposta front la respiració humana, simulada mitjançant Matlab. En concret en aquest treball, es desenvolupa una aplicació software que permet monitoritzar diferents respiracions mitjançant un sensor espectral i un sensor de potència, basats tots dos en tecnologia FBG. Existeixen diferents xarxes de difracció de Bragg, com són la xarxa de difracció de Bragg Uniforme (UFBG), la xarxa de difracció de Bragg amb Chirp (CFBG) i la xarxa de difracció de Bragg amb desplaçament de fase (PS-FBG) Cadascuna d'elles respon de diferent manera a la respiració, és per això que es fa un estudi comparatiu d'aquestes xarxes i de les seues característiques més òptimes. En aquest sentit, un sensor de potència basat en una UFBG és una opció de baix cost i no invasiva per a monitoritzar persones amb algun tipus de patologia respiratòria.

Abstract

Fiber Bragg grating (FBG)-based sensor are very useful for detecting respiratory diseases. For this reason, there is currently a growing demand for this type of sensor. This Final Degree Project consists in a study of the requirements of FBG-based biosensors, as well as a study of the response of the FBG to human respiration, which is simulated using Matlab. Specifically, in this work, a software application is developed and it allows monitor different breaths by means of a spectral sensor and an intensity sensor, both based on FBG technology. There are different Fiber Bragg grating such as Uniform Fiber Bragg Grating (UFBG), Chirped Fiber Bragg grating (CFBG) and Phase-Shifted Fiber Bragg grating (PS-FBG). Each of them responds differently to respiration, so a comparative study of the FBG and their most optimal characteristics is carried out. In this sense, UFBG-based intensity sensor is a low-cost and non-invasive option for monitoring people with some type of respiratory disease.



Índice

Capítulo 1. Introducción	3
1.1 Motivación y objetivos del Trabajo Fin de Grado	3
1.2 Metodología de trabajo: gestión del proyecto, distribución de tareas y diagrama temporal del Trabajo Fin de Grado	4
1.3 Estructura de la memoria.....	5
Capítulo 2. Sensores ópticos de tensión para aplicaciones médicas	7
2.1 Sensores de fibra óptica.....	7
2.2 Sensores basados en redes de difracción de Bragg	10
Capítulo 3. Sensor espectral óptico basado en una red de difracción de Bragg para caracterizar la respiración	20
3.1 Esquema del sistema	20
3.2 Red de difracción de Bragg uniforme (UFBG).....	21
3.2.1 Intensidad de la red fija y longitud de la red variable	24
3.2.2 Intensidad de la red variable y longitud de la red fija	25
3.3 Red de difracción de Bragg con chirp (CFBG).....	26
3.4 Red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase (PS-FBG).....	29
3.5 Impacto de la respiración en la respuesta espectral.....	30
3.5.1 Red de difracción de Bragg uniforme (UFBG).....	32
3.5.2 Red de difracción de Bragg con chirp (CFBG).....	33
3.5.3 Red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase (PS-FBG).....	35
Capítulo 4. Sensor óptico de potencia basado en una red de difracción de Bragg para caracterizar la respiración	37
4.1 Esquema del sistema	37
4.2 Impacto de la respiración en la respuesta espectral.....	38
4.2.1 Red de difracción de Bragg uniforme (UFBG).....	38
4.2.2 Red de difracción de Bragg con chirp (CFBG).....	43
4.2.3 Red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase (PS-FBG).....	46
Capítulo 5. Desarrollo de la interfaz gráfica de usuario para la simulación del sensor	50
5.1 Descripción del software.....	50
5.1.1 Red de difracción de Bragg uniforme (UFBG).....	52
5.1.2 Red de difracción de Bragg con chirp (CFBG).....	56
5.1.3 Red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase (PS-FBG).....	58
5.2 Resultados.....	62
5.2.1 Sensor espectral.....	62



5.2.2	Sensor de potencia.....	63
Capítulo 6.	Conclusiones y propuesta de trabajo futuro	65
Capítulo 7.	Bibliografía.....	67

Capítulo 1. Introducción

1.1 Motivación y objetivos del Trabajo Fin de Grado

Los avances tecnológicos están facilitando, cada vez más, el día a día de las personas, en concreto, los progresos en la tecnología de fibra óptica y en la tecnología de sensores están teniendo un significativo impacto en la salud y en el bienestar de las personas. Por ello, este trabajo Fin de Grado abordará este tema. Para empezar, se llevará a cabo una revisión del estado del arte de los biosensores ópticos, con especial hincapié en aquellos que emplean fibras ópticas de sílice monomodo. Asimismo, se estudiarán los requisitos de los biosensores para caracterizar la respiración de las personas, en concreto aquellos que emplean redes de difracción de Bragg (*fiber Bragg grating, FBG*) ya que, gracias a la capacidad de estiramiento y compresión de una FBG, se puede conseguir una precisa detección de la intensidad y período de la respiración. En este sentido, **el objetivo principal de este trabajo Fin de Grado es el diseño de un sensor de respiración basado en una red de difracción de Bragg uniforme (*uniform fiber Bragg grating, UFBG*), una red de difracción de Bragg con chirp (*chirped fiber Bragg grating, CFBG*) y una red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase (*phase-shifted fiber Bragg grating, PS-FBG*) mediante simulación con el software Matlab.**

Los sensores de respiración permiten a los profesionales sanitarios detectar anomalías respiratorias en sus pacientes lo que les permite poder diagnosticar enfermedades en su etapa más temprana, así como llevar un correcto seguimiento de enfermedades ya detectadas. Un gran grupo de población como son los ancianos o personas con algún tipo de discapacidad locomotora pueden necesitar tener un control continuo de sus parámetros fisiológicos, hecho que, debido a su condición de movilidad reducida, es muy difícil de llevar a cabo desde un centro sanitario. De igual manera, los enfermos crónicos suelen tener revisiones periódicas con un especialista para valorar su estado de salud, siendo muchas veces innecesarias ya que el paciente no ha sufrido ninguna crisis. Con la implementación de un sensor, como el diseñado en este Trabajo Fin de Grado es posible monitorizar dichos grupos de personas desde sus casas de una forma muy poco invasiva y de bajo coste, permitiendo tener así un control continuo de los pacientes con algún tipo de patología y que solo sea necesario acudir al centro médico cuando haya indicios de algún problema de salud importante.

Otra aplicación de los sensores de respiración que permite facilitar la vida de la población en el ámbito sanitario, es la utilización del sensor durante los exámenes de resonancia magnética. En concreto, cuando un paciente que sufre claustrofobia tiene que someterse a un examen de resonancia magnética, se puede producir en él un estado de angustia y/o de pánico durante el examen que le provoque una anomalía en la respiración de modo que, si esta persona está monitorizada con un biosensor de fibra óptica, los sanitarios encargados del examen pueden detectar de forma inmediata que necesita atención médica urgente y que es necesario interrumpir la prueba. De igual manera, es menos probable que un paciente que tiene claustrofobia sufra un ataque si sabe que sus parámetros fisiológicos están monitorizados y por tanto está siendo controlando por profesionales durante la totalidad de la prueba de diagnóstico.

La utilización de sensores de fibra óptica es especialmente ventajosa en estos casos gracias a la inmunidad electromagnética que presenta la fibra óptica y por tanto, los sensores presentan una respuesta independiente de los campos electromagnéticos presentes en dichos equipos de examen médico.

Por último y no menos importante, el nuevo virus Covid-19 está provocando que muchas personas sanas que se infectan de él, tengan problemas respiratorios durante y tras la enfermedad. Una gran parte de la población supera la enfermedad desde su casa sin la necesidad de acudir a un hospital, pero es muy importante que aquellas personas que durante la enfermedad noten un mínimo síntoma de dificultad respiratoria acudan de manera urgente al hospital. En este sentido, los sensores de respiración permiten poder diagnosticar tempranamente una complicación de la

enfermedad de aquellos pacientes que en un principio no habían requerido hospitalización ya que el sensor puede mostrar una anomalía respiratoria antes de que el propio paciente se la notase. Además, tal y como se ha mencionado, una gran cantidad de personas que padecen la enfermedad desarrollan problemas respiratorios tras su superación. Para estos casos, un sensor de respiración también es de gran utilidad ya que estas personas podrían tener un seguimiento continuo de su respiración.

Hasta ahora se ha descrito la motivación y el beneficio de la implementación de un sensor de respiración, así como el objetivo principal del Trabajo Fin de Grado. A continuación, se procede a enumerar los objetivos técnicos del trabajo:

- Estudio del estado del arte de los sensores de fibra óptica para aplicaciones médicas, así como las características más importantes de los biosensores de respiración, como son los basados en redes de difracción de Bragg.
- Estudio y simulación de la respuesta de la red de difracción de Bragg uniforme, con chirp y con desplazamiento de fase.
- Estudio de los parámetros de una señal de respiración (frecuencia e intensidad de respiración) así como el impacto que tienen sobre la respuesta espectral de una red de difracción de Bragg (uniforme, con chirp y con desplazamiento de fase).
- Optimización de las características del filtro del sensor óptico de potencia, teniendo en cuenta el desplazamiento del espectro que genera la respiración, para las diferentes redes estudiadas.
- Implementación de una aplicación software mediante Matlab GUIDE que permite llevar a cabo los estudios comentados en los puntos anteriores, así como la simulación de la monitorización de una persona.

Finalmente es necesario mencionar que el proyecto se desarrolla en el marco de una colaboración con el Dr. Rui Min de la Beijing Normal University of Zhuhai (China).

1.2 Metodología de trabajo: gestión del proyecto, distribución de tareas y diagrama temporal del Trabajo Fin de Grado

Como en cualquier proyecto, para poder cumplir con los objetivos a alcanzar, fue necesario llevar a cabo una previa distribución temporal de las tareas a realizar. Durante el desarrollo del Trabajo Fin de Grado, las ideas previas se han adecuando a las realizadas finalmente, tal y como se exponen a continuación:

- **Tarea 1.** Búsqueda y lectura de la documentación bibliográfica del estado del arte de los biosensores ópticos, así como sobre la obtención de la reflectividad espectral mediante un método matricial de las diferentes redes de difracción de Bragg (uniforme, con chirp y con desplazamiento de fase).
- **Tarea 2.** Estudiar y relacionar las subrutinas que permiten la obtención de la respuesta de la red de difracción de Bragg uniforme, la red de difracción de Bragg con Chirp y la red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase mediante el método matricial con la documentación bibliográfica.
- **Tarea 3.** Ampliar mis conocimientos de Matlab para poder abordar la implementación de la interfaz gráfica de usuario (*graphical user interface, GUI*) mediante Matlab GUIDE.
- **Tarea 4.** Desarrollo de la interfaz gráfica de usuario del sensor espectral óptico basado en una red de difracción de Bragg uniforme, con chirp y con desplazamiento de fase.
- **Tarea 5.** Desarrollo de la interfaz gráfica de usuario del sensor óptico de potencia basado en una red de difracción de Bragg uniforme, con chirp y con desplazamiento de fase.
- **Tarea 6.** Mejorar y corregir errores en la aplicación software final.
- **Tarea 7.** Redacción de la memoria.



En el **Capítulo 6** se lleva a cabo la conclusión obtenida al finalizar el proyecto, así como se describen algunas propuestas de desarrollos futuros que permitirían mejorar el biosensor diseñado en este Trabajo Fin de Grado.

El último capítulo de la memoria, el **Capítulo 7**, contiene una bibliografía de las referencias consultadas para el desarrollo del proyecto.

Capítulo 2. Sensores ópticos de tensión para aplicaciones médicas

En este capítulo se va a abordar el estado del arte de los sensores de fibra óptica para aplicaciones médicas.

2.1 Sensores de fibra óptica

La creciente demanda en la tecnología de sensores, el rápido desarrollo de los sensores de fibra óptica y los avances en comunicaciones inalámbricas y análisis de datos han provocado que muchos sistemas de sensores para dispositivos sanitarios utilicen la tecnología de fibra óptica permitiendo así, a los profesionales médicos, la posibilidad de llevar a cabo una evaluación del estado articular y fisiológico de personas con discapacidades locomotoras o movilidad reducida, como es la población anciana, desde sus casas [1], [5]. La monitorización de diferentes parámetros fisiológicos como es la frecuencia respiratoria (*breathing rate, BR*) y la frecuencia cardíaca (*heart rate, HR*) permite detectar enfermedades como la fatiga, la apnea, anomalías respiratorias y enfermedades cardiovasculares [1]. La medición y análisis de los ángulos articulares mediante sensores de fibra óptica puede aportar beneficios a médicos y terapeutas en la evaluación y cuantificación de intervenciones quirúrgicas y ejercicios de rehabilitación, así como en el diagnóstico de cambios de posturas provocados por enfermedades cerebrovasculares [1], [7]. Además, tales mediciones se pueden aplicar en el mundo deportivo ya que para llevar a cabo un adecuado entrenamiento es de vital importancia conocer el estado de salud del deportista.

Los sensores de fibra óptica presentan ventajas intrínsecas de ligereza, compactibilidad y capacidad de multiplexación ya que permiten que toda la información se transmita mediante un único cable de fibra óptica [1]. Además, los sensores de fibra óptica son seguros para el monitoreo fisiológico en tiempo real durante la resonancia magnética, ya que no son ferromagnéticos, por lo que son inmunes a las interferencias electromagnéticas y al calentamiento por radiofrecuencia [5].

Los sensores de detección que utilizan fibras ópticas se pueden dividir en dos tipos, sensores basados según la variación de potencia y sensores basados en el desplazamiento de la longitud de onda, los cuales se pueden lograr con la fabricación de redes de difracción de Bragg, interferómetros (Mach-Zehnder, Fabry-Perot, Sagnac y Michelson) y resonancias plasmónicas de superficie [1].

Los dos principales tipos de fibras ópticas son de sílice y de polímero (*polymer optical fiber, POF*). La diferencia entre utilizar polímero o sílice reside en que las fibras de polímero presentan bajas pérdidas en la banda de 400-700 nm mientras que las de sílice lo hacen en la banda de 1310-1600 nm. Al principio las redes de Bragg de fibra óptica de polímero (*polymer optical fiber Bragg grating, POFBG*) se inscribieron en la región de longitud de onda de 1550 nm, pero debido a que la mayoría de POF tiene una gran atenuación a dicha longitud de onda se prefirió la inscripción de las POFBG en la región de longitud de onda de 850 nm [1]. Por tanto, aunque las fibras de polímero presentan mayor sensibilidad a la tensión y compresión que se origina en la respiración, y por tanto, sería más fácil la detección de anomalías en la respiración mediante sensores basados en fibra óptica de polímero, éstas típicamente presentan diámetros grandes (1 mm) siendo multimodo, lo cual complica significativamente la fabricación de redes de difracción de Bragg con bandas relativamente estrechas. Así pues, este Trabajo Fin de Grado se va a enfocar a fibras monomodo de sílice con la finalidad de trabajar en Banda C (1530-1565 nm), en las cuales se podrá utilizar la conocida tecnología de fabricación de FBGs con elevado grado de madurez en la actualidad.

Es interesante conocer otros sensores de fibra óptica para la medición de la frecuencia respiratoria. En concreto, la referencia [5] muestra un sensor basado en las microcurvaturas de una fibra multimodo y sirve además para medir la frecuencia cardíaca. Este sensor, cuyo principio de funcionamiento se basa en la teoría de la microcurvatura de fibras ópticas, consta de un transceptor, un PC y una alfombrilla sensora con dos *microbenders* y fibra multimodo incrustada.

La Figura 2 muestra el sistema de monitorización con un sensor de fibra óptica multimodo de microcurvatura [5].

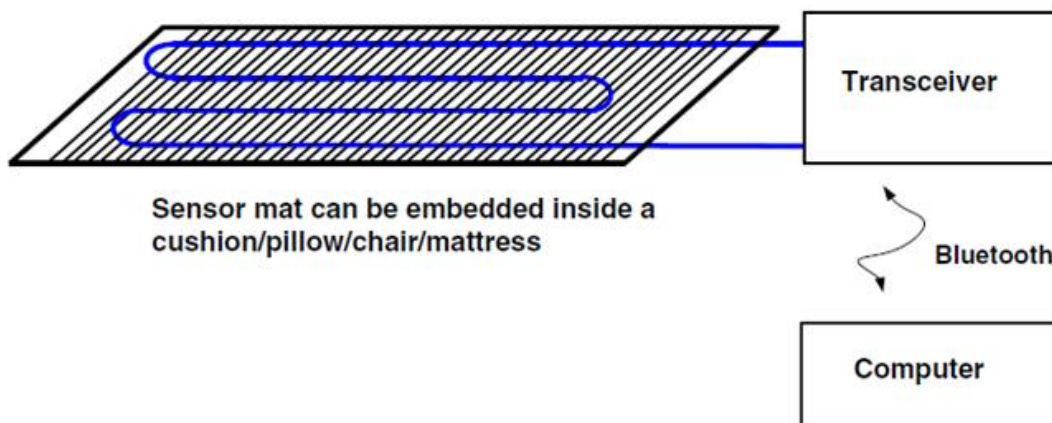


Figura 2. Sistema de monitorización formado por la alfombrilla sensor, el transceptor y el PC.

Los parámetros clave para el diseño del sensor son el diámetro del núcleo, la apertura numérica (*numerical aperture*, NA) de la fibra multimodo y el período espacial (Λ) de los *microbenders*. En concreto cuando el período espacial (Λ) satisface la siguiente expresión, se consigue la máxima sensibilidad a la microcurvatura [5].

$$\Lambda = \frac{2\pi \times a \times n_o}{NA} \quad (1)$$

Donde:

- a es el radio del núcleo de la fibra.
- n_o es el índice de refracción del núcleo.
- NA es la apertura numérica de la fibra.

Este sensor de microcurvatura se puede utilizar en diferentes aplicaciones ya que se puede utilizar cuando la persona monitorizada está acostada, sentada o de pie. Para la fabricación de un sensor de microcurvatura cuya utilización va a ser en posición acostada se utiliza una fibra estándar multimodo de índice gradual con un diámetro de núcleo de $100 \mu\text{m}$ y una apertura numérica de 0.272. En cambio, si la utilización del sensor va a ser en una posición sentada o de pie se emplea una fibra multimodo de 50 o $62.5 \mu\text{m}$ [5].

Este cambio se puede realizar para determinados *microbenders* y es necesario debido a que cuando la persona monitorizada utiliza el sensor en una posición sentada y de pie, la fuerza que ejerce sobre él es mayor que cuando lo utiliza en una posición acostada. En este sentido, con la disminución del diámetro del núcleo de la fibra es posible ampliar el rango de trabajo de la alfombrilla sensora [5].

Gracias a la inmunidad electromagnética que presenta la fibra óptica, una aplicación en posición acostada del sensor de microcurvatura, es la utilización de mismo para monitorizar la frecuencia cardíaca y la frecuencia respiratoria durante una resonancia magnética. La Figura 3 muestra sistema de monitorización con la alfombrilla sensora de fibra óptica de microcurvatura en una habitación resonancia magnética así con un fuelle respiratorio y un oxímetro de pulso para el dedo [5].

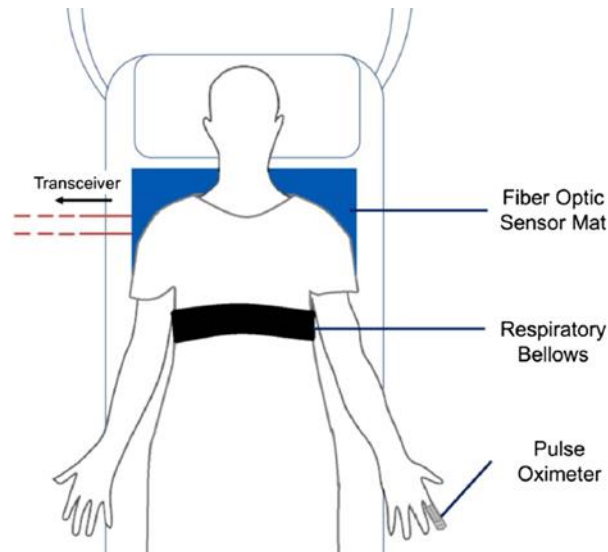


Figura 3. Sistema de monitorización con sensor de fibra óptica de microcurvatura en entorno de resonancia magnética.

El principio de funcionamiento de este sensor se basa en la deformación de la fibra, de modo que en respuesta al movimiento corporal provocado por la respiración y por los latidos del corazón, la alfombrilla sensora aplica una fuerza (ΔF) o presión (ΔP) a la fibra multimodo y hace que la amplitud de la deformación de la fibra (X) cambie cierta cantidad (ΔX). Es decir, bajo perturbaciones mecánicas tales como movimientos corporales periódicos inducidos por fuerzas biomecánicas cardíacas y respiratorias, los *microbenders* aprietan la fibra multimodo e inducen una serie de microcurvaturas a lo largo del eje de la fibra, las cuales provocan que la luz de los modos guiados por el núcleo se acople a los modos de radiación, lo que resulta en una pérdida de luz (pérdida por microcurvatura) y una modulación de la luz. Al extraer la intensidad de la luz modulada detectada por el fotodetector en el transeceptor, es posible procesar y medir la BR, las formas de onda de la respiración, la HR y las formas de onda de balistocardiograma (BCG) mediante un algoritmo de procesamiento de señales digitales [5].

En la Figura 4, es posible observar la interfaz gráfica de usuario del software de la aplicación de este sensor de fibra óptica multimodo de microcurvatura. Dicho software muestra la frecuencia cardíaca, la forma de onda BCG, la frecuencia respiratoria, la forma de onda respiratoria, el número de movimientos corporales y el número de eventos de apnea [5].



Figura 4. Interfaz gráfica de usuario para sensor de fibra óptica multimodo de microcurvatura.

Son comparables los valores obtenidos en la medición simultánea de BR y HR mediante la utilización de este sensor de microcurvatura y el sensor Zephyr, un dispositivo comercial de monitorización fisiológica. ya que, para la frecuencia respiratoria, el error absoluto de los valores medios es menor de 2 bpm y el error relativo es menor del 10% y para la frecuencia cardíaca el error absoluto de los valores medios es menor de 0.5 bpm y el error relativo es menor del 1% [5].

El sensor de microcurvatura permite obtener buenos resultados al compararlo con sensores fisiológicos comerciales, buena viabilidad de mediciones sin contacto con la piel y con resonancia magnética [5].

2.2 Sensores basados en redes de difracción de Bragg

Actualmente, las redes de difracción de Bragg son muy utilizadas para la fabricación de sensores de fibra óptica que permiten la monitorización de la respiración, por ello, se procede a realizar un análisis de los trabajos más importantes llevados a cabo hasta el momento ya que este Trabajo Fin de Grado va a estar basado en este tipo de sensores. Además, las FBGs también son utilizadas en la fabricación de sensores que permiten monitorizar diferentes posturas de las articulaciones, por ello, previo al análisis de los sensores de respiración se procede a realizar un análisis de los trabajos realizados sobre los sensores para la monitorización de las articulaciones.

La referencia [7] muestra un trabajo en el cual mediante la combinación de un sensor de curvatura convencional y un sensor de fibra óptica basado en FBG es posible detectar cambios de posturas corporales. Más concretamente, se estudian los cambios de la palma de la mano, la muñeca y el codo.

Las FBGs son componentes ópticos susceptibles a la deformación, $\Delta\epsilon$, y al cambio de temperatura, ΔT , lo cual produce cambios en la longitud de onda de Bragg tal y como se muestra en la siguiente expresión [2], [7]:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - \rho_e)\Delta\epsilon + (\alpha_A + \alpha_n)\Delta T \quad (2)$$

Donde:

- $\Delta\lambda_B$ es la variación cambio de longitud de onda (nm).
- λ_B es la longitud de onda de Bragg inicial sin deformación (nm).
- ρ_e es el coeficiente fotoelástico. Para una fibra óptica de sílice, $\rho_e = 0.22$.
- $\Delta\epsilon$ es la deformación (μstrain).
- α_A es el coeficiente de expansión térmica de la fibra óptica.
- α_n es el coeficiente térmico-óptico del núcleo de fibra óptica.
- ΔT es cambio de temperatura.

Para poder detectar los cambios de las articulaciones de la palma de la mano, la muñeca y el codo es necesario que los dos sensores (el de curvatura y el de fibra óptica), estén en contacto con el sujeto a monitorizar. La Figura 5 muestra un sistema de monitorización compuesto por un sensor de curvatura y su panel de control, un cinturón de detección basado en FBG, un interrogador FBG, cable de fibra óptica, un router inalámbrico y un PC [7].

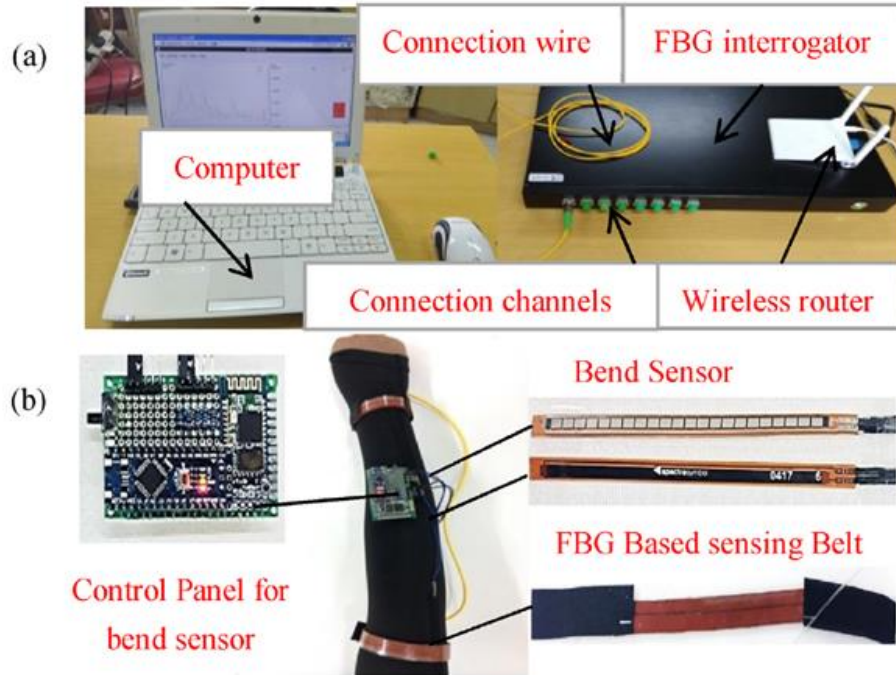
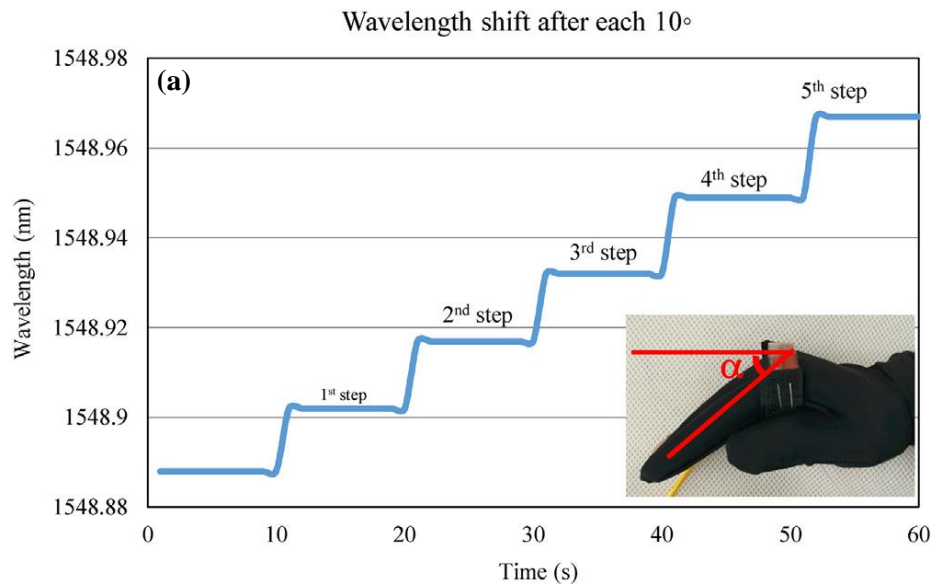


Figura 5. Sistema de monitorización basado en FBG y sensor de curvatura:(a) Interrogador FBG, router inalámbrico, cable de fibra óptica y un PC, (b) Sensor de curvatura, panel de control y sensor basado en FBG.

Tal y como se muestra en la Figura 6, el trabajo realizado en la referencia [7] demostró que a medida que se cambia el ángulo de torsión de la palma de la mano, la muñeca y el codo se produce una variación de longitud de onda de Bragg debido a la deformación de la red de difracción de Bragg.



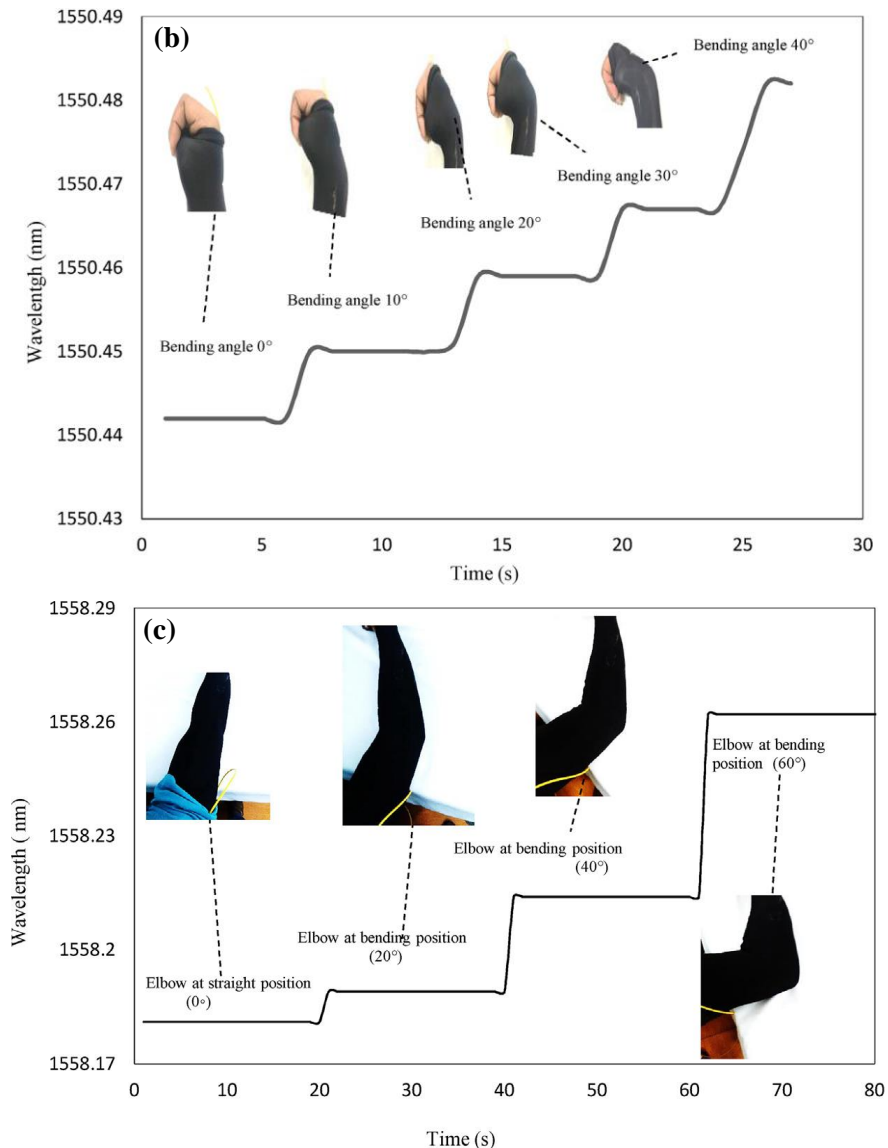


Figura 6. Cambio longitud de onda según variación del ángulo de: (a) Palma de la mano, (b) Muñeca, (c) Codo.

En la Figura 6 se puede ver que el sensor transforma toda la acción de cierre de la palma, de cambio de postura de la muñeca y del codo como un desplazamiento positivo de la longitud de onda central de Bragg. En concreto, cada incremento de ángulo de 10° de la palma provoca un aumento de longitud de onda de 0.016 nm y cada incremento de 10° de la muñeca provoca un aumento de 0.01 nm . En cambio, cada incremento de ángulo de 20° del codo provoca un aumento de la longitud de onda no lineal [7].

Una vez realizado un análisis de un sensor que permite monitorizar las articulaciones del brazo de una persona, mediante sensores de fibra óptica basados en FBG, se procede a realizar un análisis de los sensores que permiten monitorizar la respiración y la frecuencia cardíaca utilizando el mismo fundamento que el del sensor anterior, es decir la susceptibilidad de una FBG a la deformación y por tanto la capacidad de cambio de la longitud de onda de Bragg.

En la referencia [2] se trabaja con un sensor de fibra óptica formado por una película de silicona con una FBG incrustada. Para demostrar la susceptibilidad de las FBGs a la deformación se tensiona, se flexiona y se tuerce el sensor desde los extremos 1 y 2, tal y como se muestra en la Figura 7 y en la Figura 8.

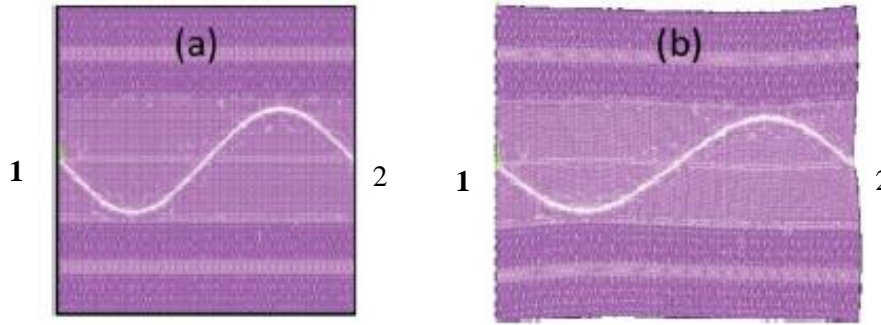


Figura 7. Sensor de fibra óptica extensible: (a) Antes de la aplicación de tensión, (b) Después de la aplicación de tensión.

Como se muestra en la Figura 7, al estirar/tensionar el sensor, se produce un alargamiento de la FBG, y además, es fácil de intuir que una compresión del sensor repercutiría en una compresión de la FBG [2].

En la Figura 8 se puede ver que cuando al sensor se le aplica flexión o torsión positiva en los extremos 1 y 2, la FBG se estira y la longitud de onda de Bragg se desplaza a un valor más grande. Por otro lado, cuando al sensor se le aplica flexión o torsión negativa, la FBG se comprime y la longitud de onda de Bragg se desplaza a un valor más pequeño [2].

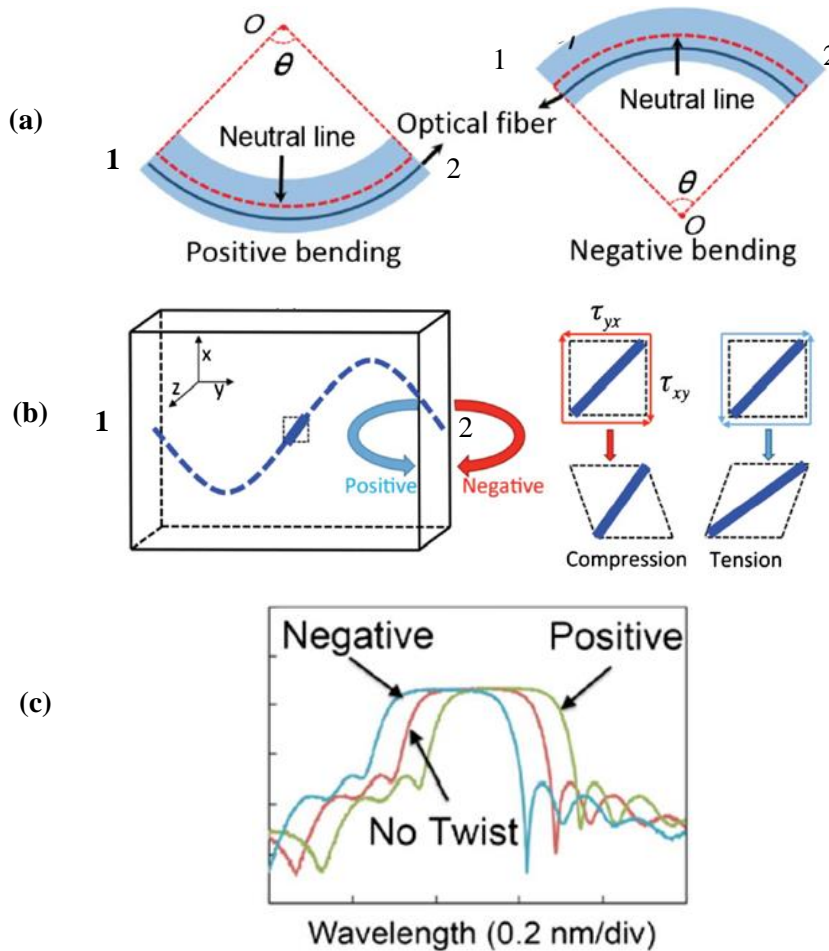


Figura 8. (a) Sensor de fibra óptica extensible con flexión positiva y negativa. (b) Sensor de fibra óptica extensible con torsión positiva y negativa. (c) Desplazamiento longitud de onda por flexión y torsión positiva y negativa.

Para poder llevar a cabo la monitorización de una persona, es necesario que la persona en cuestión esté en contacto con el sensor de respiración. Para ello, en las referencias [3], [4], [6] y [9]. se implementaron diferentes sistemas de monitorización que permiten obtener la respiración de una persona. Además, igual que en el sensor de microcurvatura, estos sensores también sirven para medir la frecuencia cardíaca.

Todos los sistemas de monitorización están compuestos por un sensor de fibra óptica basado en una FBG, un interrogador y un PC con un software que permite visualizar las señales recibidas, procesar y analizar la información de las mismas y registrar mediciones.

En la Figura 9 se puede observar el sistema de monitorización con el sensor, el PC y un interrogador basado en un filtro de exploración Fabry-Perot (FP) sintonizable, el sistema de interrogación más común [4].

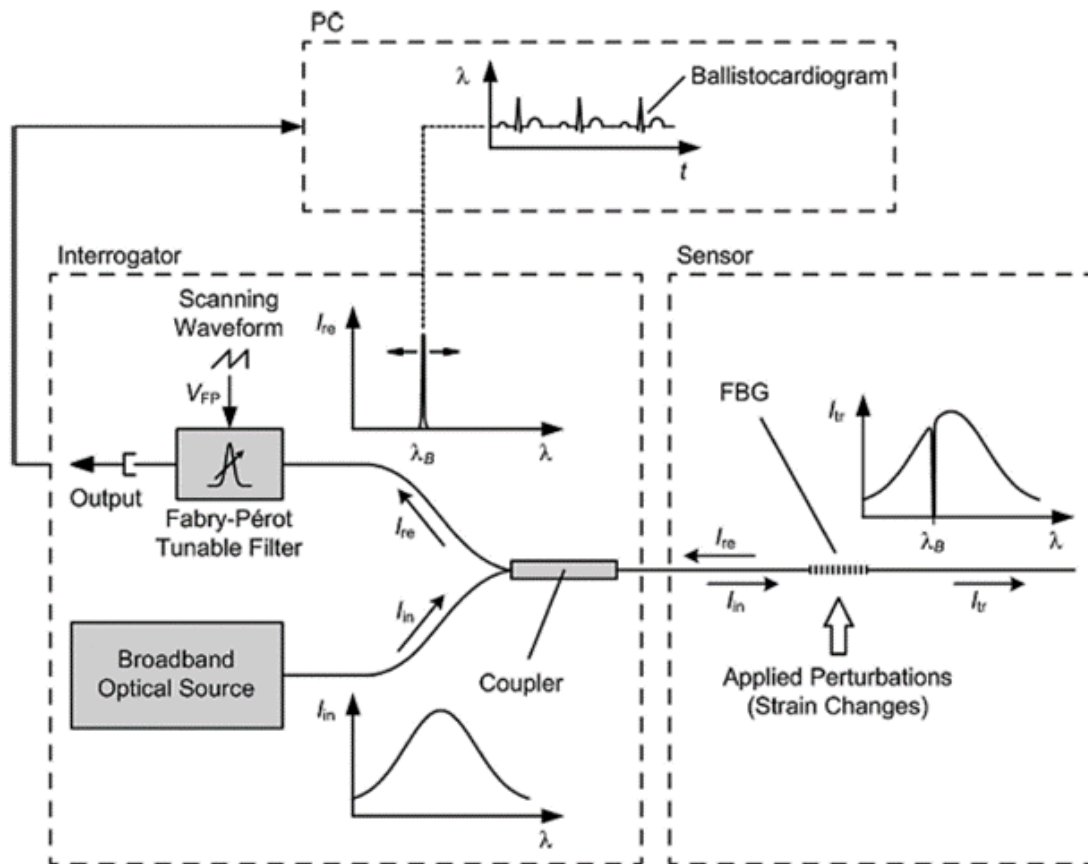


Figura 9. Sistema monitorización compuesto por el sensor, el interrogador basado en un filtro de exploración Fabry-Perot sintonizable y el PC.

Más concretamente, el dispositivo interrogador está compuesto por una fuente de luz de banda ancha para iluminar la FBG y un filtro sintonizable Fabry-Perot de exploración de alta velocidad para analizar la señal reflejada [6]. El objetivo de este sistema es monitorear una FBG o una matriz de FBGs y el principio básico es ubicar la longitud de onda de Bragg dentro del rango espectral libre (*free spectral range, FSR*) del filtro Fabry-Perot y monitorear sus cambios mediante un filtro de exploración espectral [4], [6].

A continuación, en la Figura 10 se muestran 3 tipos de sistemas de monitorización desarrollados [3], [4], [6] y [9].

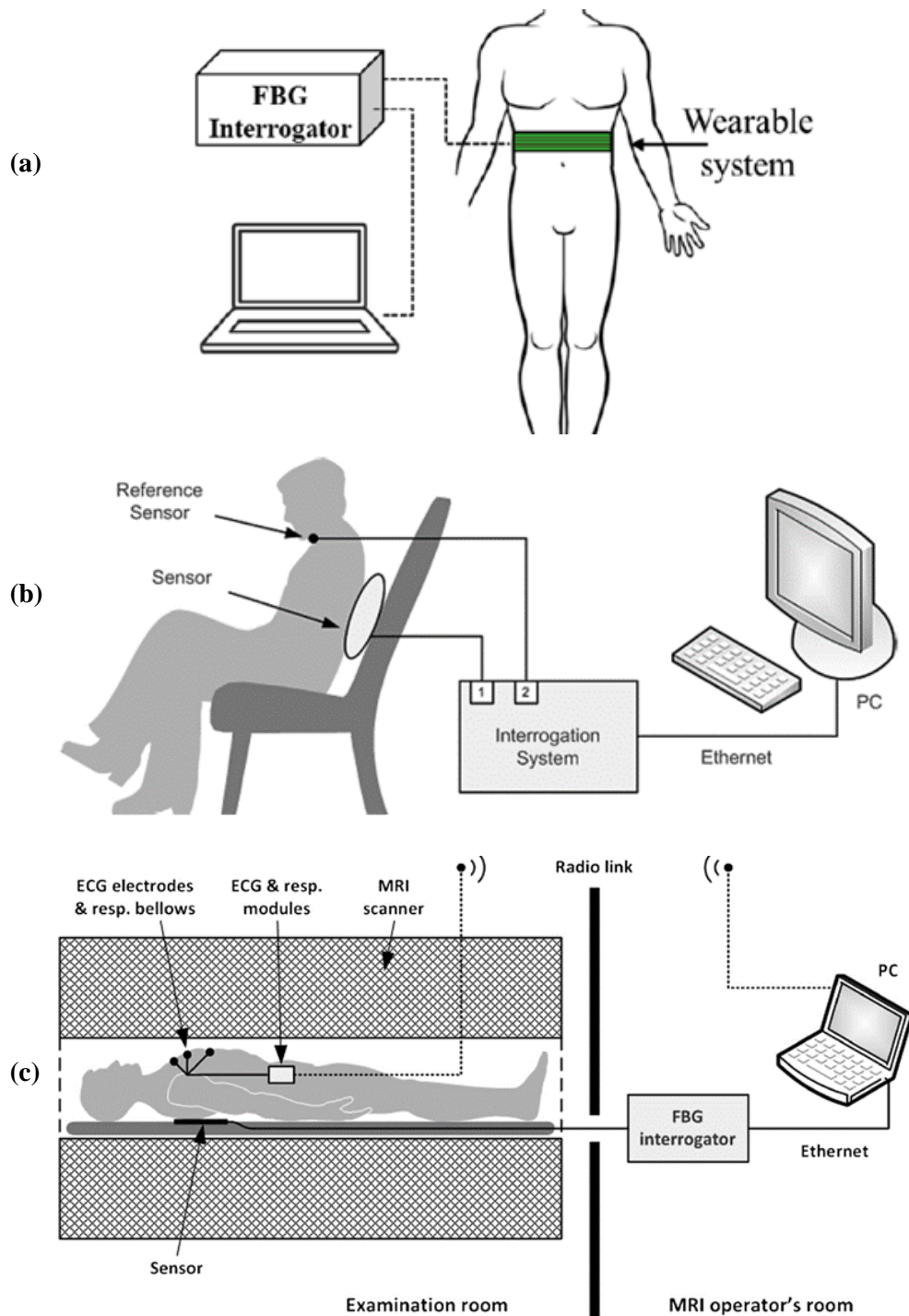


Figura 10. Sistemas de monitorización desarrollados para sensores basados en FBG: (a) Sensor formado por una banda elástica, (b) Sensor formado por un cojín, (c) Sensor formado por una plataforma.

El primer sensor mostrado, se trata de una banda elástica, la cual se debe colocar debajo del pecho de la persona monitorizada, el segundo se trata de un cojín el cual se debe colocar, entre el respaldo de una silla y la espalda de la persona monitorizada, a la altura del corazón y finalmente el tercero se trata de una plataforma la cual se debe colocar entre el colchón de una cama y la espalda de la persona monitorizada, a la altura del corazón, igual que el sistema anterior.

Es fácil de ver que el uso del primer sistema es solamente factible cuando la persona se encuentra de pie, el uso del segundo, cuando la persona se encuentra sentada, y el uso del último cuando la persona se encuentra acostada. Por ello, para la monitorización de la respiración de pacientes que

deben someterse a un examen de resonancia magnética, se ha utilizado el último sistema ya que, además, es capaz de operar en un entorno de resonancia magnética.

La respiración de una persona provoca desplazamientos periódicos de la pared torácica (entre 4 mm y 12 mm) provocando a su vez vibraciones en el sistema sensor lo que se traduce en compresiones y elongaciones de la FBG. Más concretamente, en la espiración, la FBG se comprime y la longitud de onda central se mueve hacia valores más pequeños, y en la inspiración se estira y la longitud de onda central se mueve hacia valores más grandes tal y como se muestra en la Figura 11 [3].

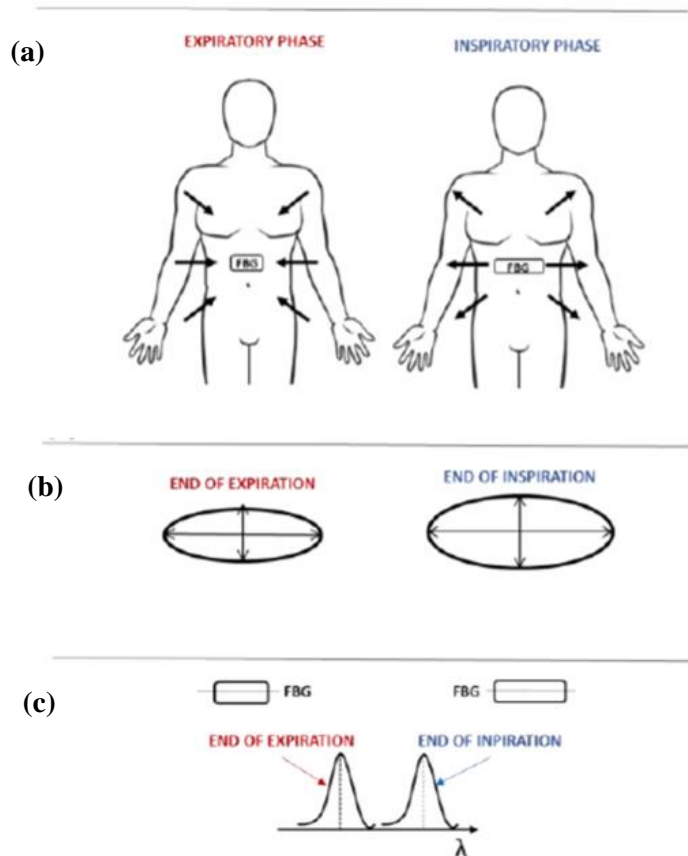


Figura 11. (a) Movimientos de la pared torácica durante un ciclo respiratorio. (b) Cambios en la circunferencia del pecho durante un ciclo respiratorio. (c) Cambios de la FBG y la longitud de onda de Bragg durante un ciclo respiratorio.

En las referencias [4] y [9] se trabajan dos formas distintas de utilizar un cojín como sistema sensor para la monitorización de una persona. En concreto, en la referencia [4] se trabaja con un sensor que cuenta con dos FBGs en posiciones ortogonales y conectadas en serie tal y como muestra la Figura 12. El propósito de la ubicación ortogonal de las FBGs es determinar las posiciones óptimas de medición de las vibraciones causadas por la respiración y la frecuencia cardíaca [4].

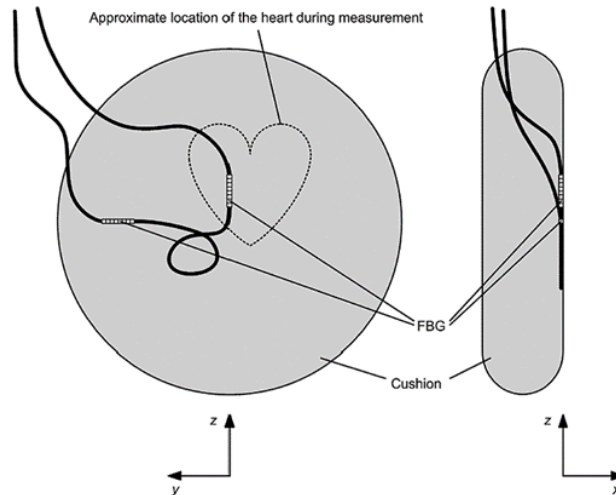


Figura 12. Sensor formado por un cojín con dos FBGs en serie.

Para evaluar la capacidad de detección de la respiración y de los latidos del corazón del sistema de monitorización compuesto por un cojín con dos FBGs como elemento sensor, se realizó una prueba experimental a un sujeto después de haber realizado un entrenamiento. La Figura 13 muestra la variación de longitud de onda de Bragg a lo largo del tiempo. En concreto, el gráfico superior representa la señal de referencia registrada con un estetoscopio, el gráfico del medio la señal proveniente de la FBG colocada a lo largo del eje Y, y el gráfico inferior la señal obtenida de la FBG a lo largo del eje Z [4].

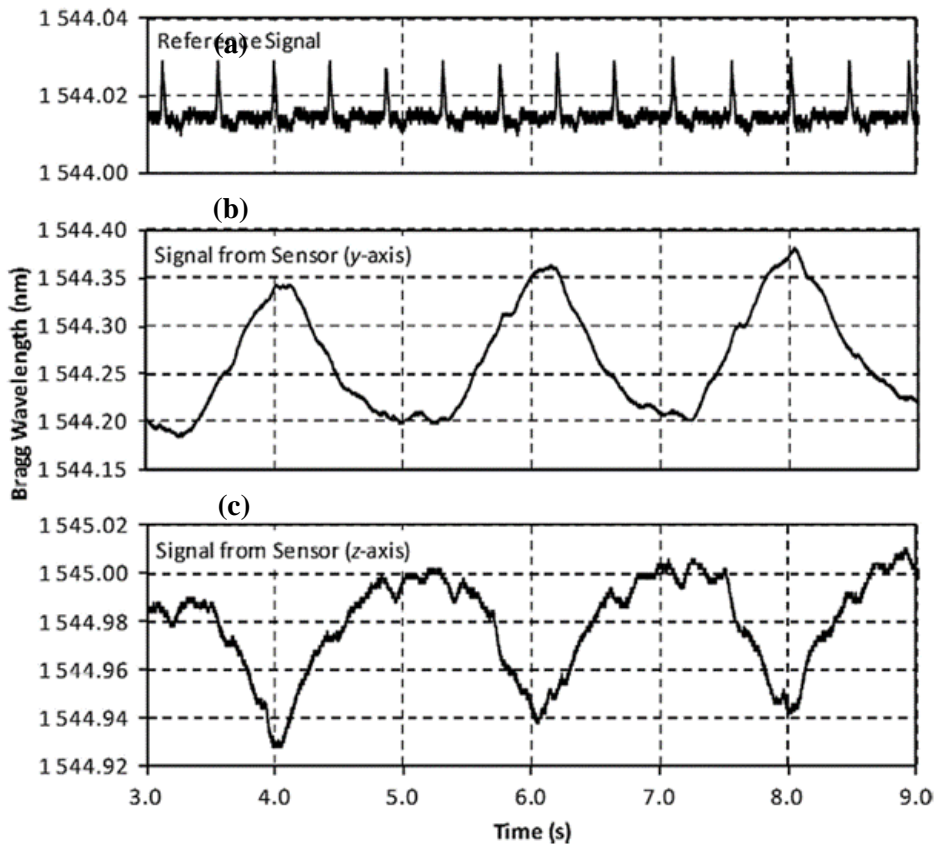


Figura 13. Variación de la longitud de onda de Bragg según el tiempo para sistema de monitorización compuesto por un cojín con dos FBGs como elemento sensor: (a) Señal de referencia, (b) Señal proveniente de la FBG colocada en eje Y, (c) Señal proveniente de la FBG colocada en eje Z.

Cada una de las FBGs es útil para detectar un parámetro independiente, en concreto, para monitorear la frecuencia respiratoria, la ubicación de la FBG a lo largo del eje Y es más ventajosa, debido a una amplitud relativamente mayor de la "ondulación" de la señal, la cual es causada por la actividad de los pulmones, y la FBG a lo largo del eje Z es más ventajosa para detectar la frecuencia cardíaca [4]. En concreto, la variación de la longitud de onda causada por la deformación de la FBG en el eje Y es aproximadamente de 0.15 nm y el periodo de la respiración de 5 segundos.

Tal y como se ha comentado anteriormente, en la referencia [9] se trabaja con un cojín como sistema sensor, pero en este caso con solamente una FBG incrustada. Para evaluar la capacidad de detección de la respiración y de los latidos del corazón de este sistema de monitorización se realizó una prueba experimental a 7 sujetos. En este sentido, la Figura 14 muestra la señal del sensor en la cual es posible ver la variación de longitud de onda de Bragg a lo largo del tiempo y la señal de referencia obtenida por un estetoscopio. Para este caso, la variación de la longitud de onda causada por la deformación de la FBG es aproximadamente de 0.03 nm y el periodo de respiración de 3 segundos.

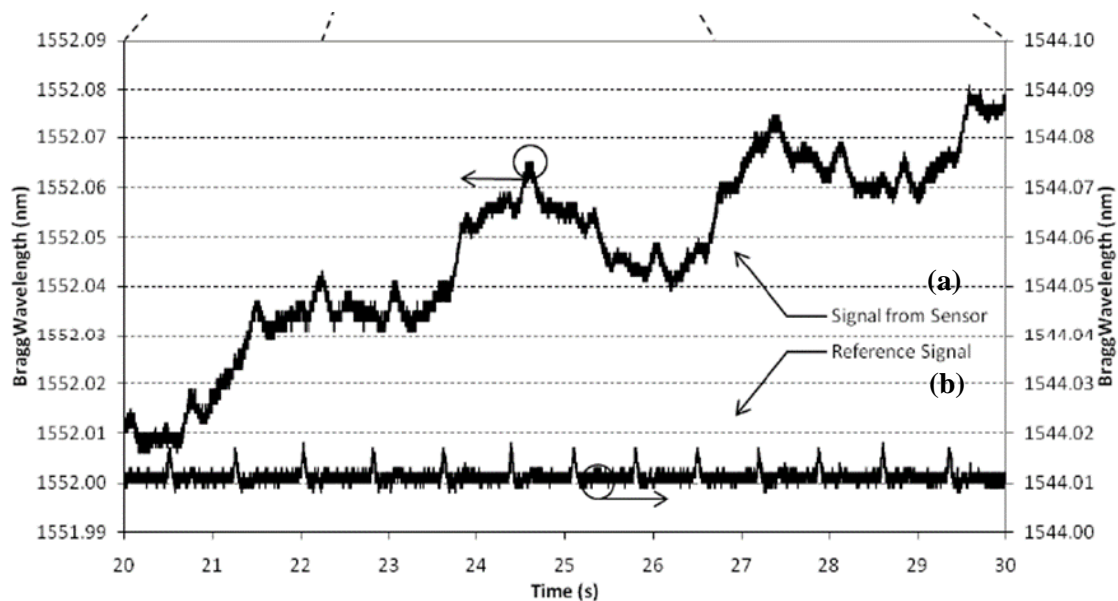


Figura 14. Variación de la longitud de onda de Bragg según el tiempo para sistema de monitorización compuesto por un cojín con una FBG como elemento sensor: (a) Señal del sensor, (b) Señal de referencia.

Finalmente, en la referencia [6] se trabaja con el sensor formado por una plataforma y el cual puede ser utilizado durante los exámenes de resonancia magnética. La Figura 15 muestra la señal de referencia y la señal obtenida por el sensor de respiración donde se muestra la variación de longitud de onda de Bragg a lo largo del tiempo, la cual es aproximadamente de 0.02 nm. Además, es fácil de ver que el periodo de la respiración es de 5 segundos.

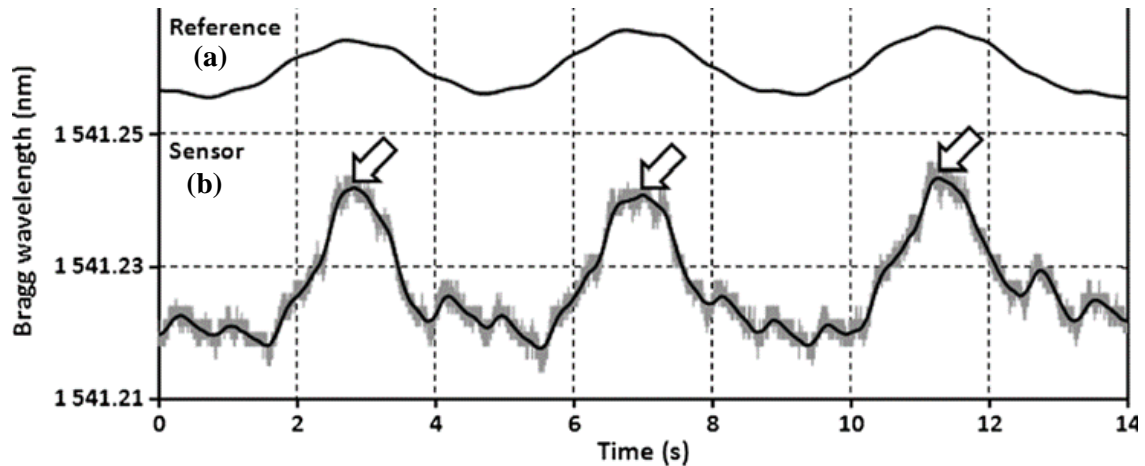


Figura 15. Variación de la longitud de onda de Bragg según el tiempo para sistema de monitorización compuesto por una plataforma con una FBG como elemento sensor: (a) Señal de referencia, (b) Señal del sensor

Para todos los sensores es posible leer la intensidad de la respiración y la frecuencia respiratoria ya que cuanto más variación pico a pico tenga la señal del sensor significa que más intensa es la respiración de la persona monitorizada y además cuanto menor sea el periodo de la señal, mayor es la frecuencia respiratoria.

Este trabajo mostró buenos resultados para todos los sistemas de monitorización con medición no invasiva ya que, en todas las pruebas experimentales se obtuvieron buenos resultados en comparación con métodos convencionales (errores relativos menores del 15%). Además, gracias a la inmunidad a la interferencia electromagnética, es posible su uso en las pruebas de resonancias magnéticas ya que los valores altos de campo electromagnético no afectan a la señal óptica propagada por la fibra ni al funcionamiento del sensor [6].

Capítulo 3. Sensor espectral óptico basado en una red de difracción de Bragg para caracterizar la respiración

3.1 Esquema del sistema

En este trabajo se desarrolla un sensor espectral basado en una red de difracción de Bragg para la caracterización de la respiración de una persona. La Figura 16 muestra el esquema del sistema propuesto:

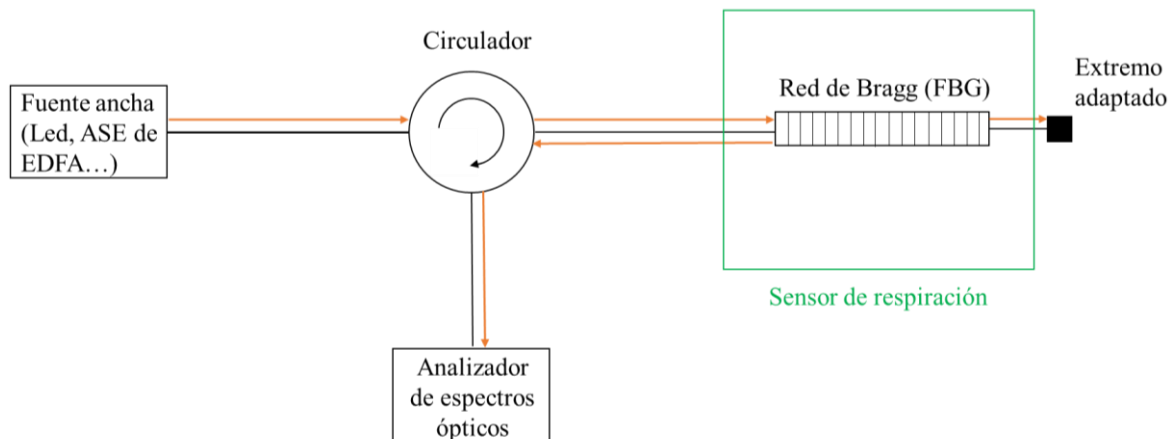


Figura 16. Esquema del sensor espectral.

Como fuente de luz, se utiliza una fuente ancha (con anchura de banda de decenas de nm) de bajo coste, como puede ser un LED o el ruido de emisión espontánea amplificada (ASE) de un amplificador óptico (de semiconductor, SOA o de fibra dopada con erbio, EDFA). La señal emitida por la fuente óptica cuyo espectro es mucho más ancho que la respuesta espectral en reflexión de la red, es conducida por la fibra óptica hasta a un circulador de 3 puertos, el cual hace llegar la luz hasta la FBG inscrita en la fibra óptica.

Una red de difracción de Bragg es un dispositivo que se inscribe en el núcleo de la fibra óptica y que permite seleccionar, en función de la longitud de onda, una parte del espectro óptico. Por ello se puede afirmar que las FBGs actúan como filtros ópticos de banda estrecha o como espejos selectivos.

En concreto, cuando la luz procedente de una fuente de banda ancha se inyecta en la fibra óptica con una FBG inscrita, se produce una reflexión de la luz con una anchura espectral estrecha y centrada en torno a la longitud de onda de Bragg. Esa reflexión de la luz vuelve hacia el circulador el cual la hace llegar al analizador de espectros ópticos (*Optical Spectrum Analyzer, OSA*) para poder visualizar en él, el espectro de la reflexión. Además, para evitar reflexiones no deseadas es necesario adaptar el extremo de la fibra óptica, por ejemplo, con una gota de líquido cuyo índice de refracción sea similar al de la fibra.

Para caracterizar la respiración de una persona mediante el sensor espectral, es necesario que ésta tenga el dispositivo FBG (sensor de respiración) pegado a su cuerpo, con la finalidad de que al respirar, la red de Bragg cambie su longitud de onda central y haga que el espectro de la señal reflejada varíe con el tiempo. Dicha fluctuación es la que se puede visualizar mediante el analizador de espectros ópticos, de modo que de ahí surge la necesidad de incorporar al sistema un analizador de espectros o un interrogador de longitud de onda, para poder caracterizar la intensidad y la frecuencia de la respiración de una persona.

Aunque este sensor es una buena opción para caracterizar la respiración de una persona, es un sistema caro debido al coste que supone utilizar un analizador de espectros óptico.

3.2 Red de difracción de Bragg uniforme (UFBG)

Una red de difracción de Bragg consiste en un segmento de fibra óptica en el cual se ha realizado una modificación periódica, en el eje de propagación, del índice de refracción del núcleo de la fibra, es decir, se ha modificado de manera que varía periódicamente entre n_0 y $n_0 + \Delta n_{eff}$ de modo que la longitud de onda de Bragg depende del período de la variación del índice de refracción, según muestra la Figura 17.

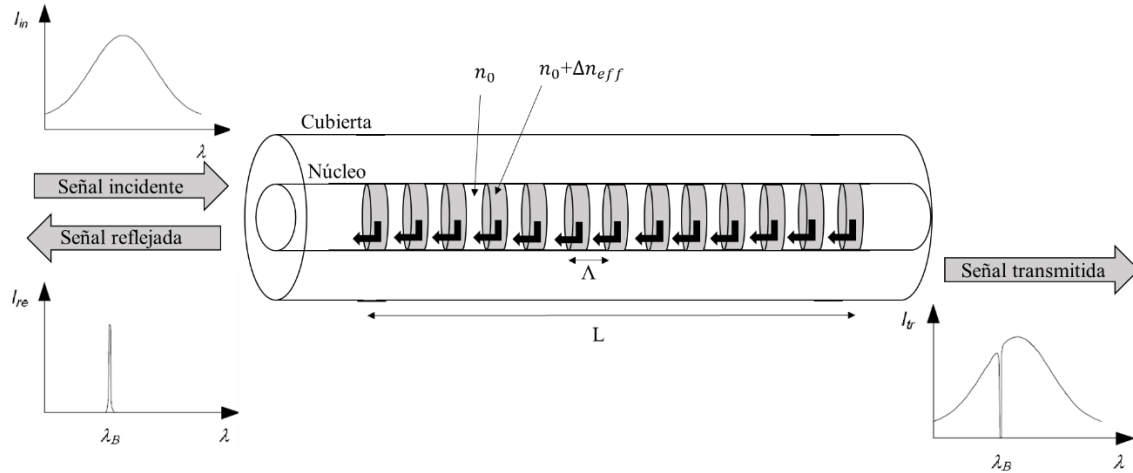


Figura 17. Esquema de una red de difracción de Bragg.

En una red de difracción uniforme el periodo de Bragg es constante, es decir, es el mismo a lo largo del eje de propagación de la luz, lo que provoca que solo se refleje una longitud de onda de Bragg (longitud de onda en la cual las ondas difractadas se suman en fase) con cierta anchura de banda entorno a ella.

La longitud de onda de Bragg, λ_B , viene dada por la expresión:

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda_0 \quad (3)$$

Donde n_{eff} es el índice de refracción efectivo del modo fundamental en la fibra óptica y Λ_0 es la periodicidad de la estructura o frecuencia espacial. En el caso típico de $n_{eff} = 1.466$, para $\Lambda_0 = 530.8$ nm, se obtiene una longitud de onda de Bragg de 1550nm.

Según [8], las ecuaciones de onda acopladas para una red de difracción uniforme con ganancia vienen dadas por:

$$\frac{dA}{dz} = BK e^{i(2\Delta\beta z - \phi)} + gA \quad (4)$$

$$\frac{dB}{dz} = AK e^{-i(2\Delta\beta z - \phi)} - gB \quad (5)$$

$$\Delta\beta = \beta - \beta_B \quad (6)$$

Donde:

- β es la constante de propagación en la dirección z:

$$\beta = \frac{2\pi \times n_{eff}}{\lambda} \quad (7)$$

- β_B es la M-ésima frecuencia de Bragg de un periodo de red:

$$\beta_B = \frac{M\pi}{\Lambda} \quad (8)$$

- Λ es el periodo de la red o periodo espacial (nm).
- M es el orden de difracción de la red ($M=1$).
- K es el coeficiente de acoplamiento entre las ondas contra-propagadas de amplitudes A y B .
- g es la ganancia por unidad de longitud.
- ϕ es la fase de la variación periódica de la red (rad).

Además, en el caso de una red uniforme (es decir una guía de ondas periódica):

- K , ϕ , $\Delta\beta$ y g son independientes de z .

Estableciendo que $A=E_A$ para amplitudes complejas de ondas que se propagan hacia delante y estableciendo que $B=E_B$ para amplitudes complejas de ondas que se propagan hacia atrás, se obtienen las siguientes ecuaciones:

$$E_A(z) = A(z)e^{-i\beta z} \quad (9)$$

$$E_B(z) = B(z)e^{+i\beta z} \quad (10)$$

Considerando la ec. (9) y la ec. (10) se obtiene la solución a la ec. (4) y la ec. (5):

$$E_A(z) = (C_1 e^{\Gamma_1 z} + C_2 e^{\Gamma_2 z}) e^{(g-i\beta)z} \quad (11)$$

$$E_B(z) = \left(\frac{1}{K} e^{-i(2\Delta\beta'z-\phi)}\right) (C_1 \Gamma_1 e^{\Gamma_1 z} + C_2 \Gamma_2 e^{\Gamma_2 z}) e^{-(g-i\beta)z} \quad (12)$$

Donde:

$$\Delta\beta' = \Delta\beta + ig \quad (13)$$

$$\Gamma_1 = i\Delta\beta - \gamma \quad (14)$$

$$\Gamma_2 = i\Delta\beta + \gamma \quad (15)$$

$$\gamma^2 = K^2 - (\Delta\beta')^2 \quad (16)$$

Además, C_1 y C_2 son constantes arbitrarias.

Suponiendo las condiciones de continuidad de las ondas hacia delante y hacia atrás en las interfaces $z=0$ y $z=L$, siendo L la longitud de la red, pueden escribirse las amplitudes de los campos utilizando una notación matricial:

$$\begin{pmatrix} E_A(0) \\ E_B(0) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} F_{11} & F_{12} \\ F_{21} & F_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} E_A(L) \\ E_B(L) \end{pmatrix} \quad (17)$$

Donde:

$$F_{11} = \left(\cosh(\gamma L) + \frac{i\Delta\beta' L}{\gamma L} \sinh(\gamma L) \right) e^{i\beta_B L} \quad (18)$$

$$F_{12} = \frac{-KL}{\gamma L} \sinh(\gamma L) e^{-i(\beta_B L + \phi)} \quad (19)$$

$$F_{21} = \frac{-KL}{\gamma L} \sinh(\gamma L) e^{i(\beta_B L + \phi)} \quad (20)$$

$$F_{22} = \left(\cosh(\gamma L) - \frac{i\Delta\beta' L}{\gamma L} \sinh(\gamma L) \right) e^{-i\beta_B L} \quad (21)$$

Dado que la red no tiene ganancia ($g=0$) e interesa el primer orden de difracción de la red ($M=1$), los términos de la matriz F se expresan de la siguiente manera ya que la fase de la red (ϕ) es igual a la fase en $z=0$ y $\Delta\beta'=\Delta\beta$.

$$f_{11} = \cosh(\gamma L) + \frac{i\Delta\beta L}{\gamma L} \sinh(\gamma L) \quad (22)$$

$$f_{12} = \frac{-KL}{\gamma L} \sinh(\gamma L) \quad (23)$$

$$f_{21} = \frac{-KL}{\gamma L} \sinh(\gamma L) \quad (24)$$

$$f_{22} = \cosh(\gamma L) - \frac{i\Delta\beta L}{\gamma L} \sinh(\gamma L) \quad (25)$$

Además, puede obtenerse la máxima reflectividad del espectro de reflexión para una FBG uniforme como:

$$R = \frac{F_{21}}{F_{11}} \quad (26)$$

Y, por tanto:

$$R_{max} = \tanh^2(KL) \quad (27)$$

Donde K es el coeficiente de acoplo contradireccional del modo fundamental de la fibra óptica en la red, que puede aproximarse como [10]:

$$K = \frac{\pi \times \Delta n_{eff}}{\lambda} \quad (28)$$

La máxima reflectividad aumenta con el producto KL, de modo que la anchura del espectro de la reflectividad se caracteriza según la longitud de la red (L) y la variación del índice de refracción (Δn_{eff}).

A partir de las ec. (27) y la ec. (28), puede obtenerse la variación de índice de refracción (Δn_{eff}) a partir de la reflectividad máxima como:

$$\Delta n_{eff} = \frac{\lambda}{\pi \times L} \times \tanh^{-1} \sqrt{R_{max}} \quad (29)$$

Además, el ancho de banda entre los dos primeros nulos del espectro de la reflectividad para una red de difracción uniforme cumple la condición:

$$\Delta\lambda = \frac{\lambda^2}{\pi \times n_{eff}} \times \sqrt{K^2 + \left(\frac{\pi}{L}\right)^2} \quad (30)$$

A continuación, en la Figura 18, se muestra el espectro de la reflectividad de una UFBG de 5 cm con los valores típicos de longitud de onda de Bragg e índice de refracción efectivo, comentados anteriormente, así como una reflectividad máxima (R_{max}) de 0.9998.

Según la ec. (29) para obtener un espectro con una reflectividad máxima de 0.9998, centrado a 1550 nm, la variación de índice de refracción (Δn_{eff}) debe ser de aproximadamente 0.00005. Además, según la ec. (30), se observa que el ancho entre los dos primeros nulos es de 0.06 nm.

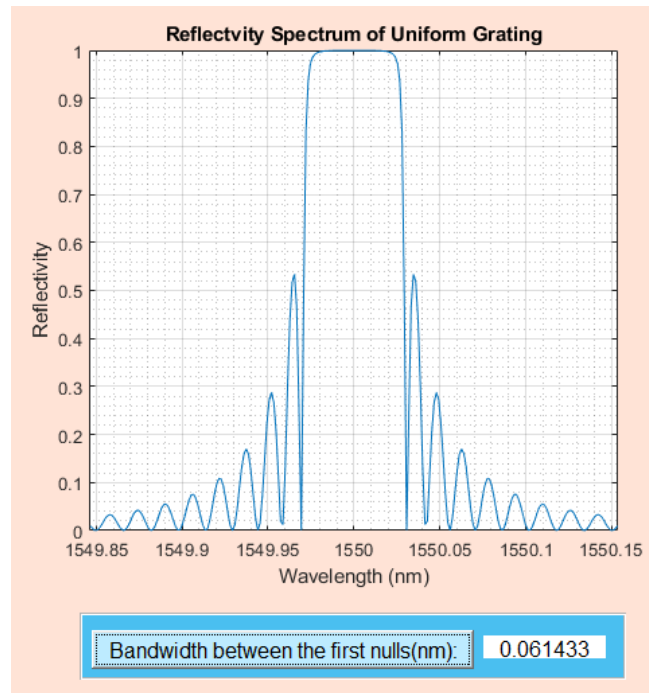


Figura 18. Reflectividad espectral UFBG con $\lambda_B = 1550$ nm, $n_{\text{eff}} = 1.46$, $L = 5$ cm y $R_{\text{max}} = 0.9998$.

Tal y como se ha comentado anteriormente, la anchura del espectro de la reflectividad se caracteriza según la longitud de la red (L) y la variación del índice de refracción (Δn_{eff}) de modo que cuanto más larga sea la red, más estrecha es la respuesta de la reflectividad y cuanto más intensa sea la red (es decir, cuanto mayor sea Δn_{eff}), más ancha es la respuesta de la reflectividad.

Para comprobar la respuesta de la red en función de dichos parámetros, a continuación, se estudiarán los siguientes casos:

3.2.1 Intensidad de la red fija y longitud de la red variable

Se establecen unos cuatro primeros casos donde se mantiene fija la intensidad de la red (Δn_{eff}) en 0.0001 y se cambia su longitud. En concreto, tal y como se muestra en la Figura 19 se obtiene el espectro para una red de 5 cm, una red de 1cm, una red de 5 mm y una red de 1 mm. De igual manera, para todos los casos, el periodo de Bragg la red es de 530.8219 nm y el índice de refracción efectivo del núcleo de 1.46, provocando así que la reflexión se produzca a una longitud de onda de 1550 nm. Tal y como se indica en la Figura 19, para todos los casos, se obtiene el valor de la reflexión máxima siguiendo la ec. (27) y la ec. (28) y el ancho entre los dos primeros nullos siguiendo la ec. (30).

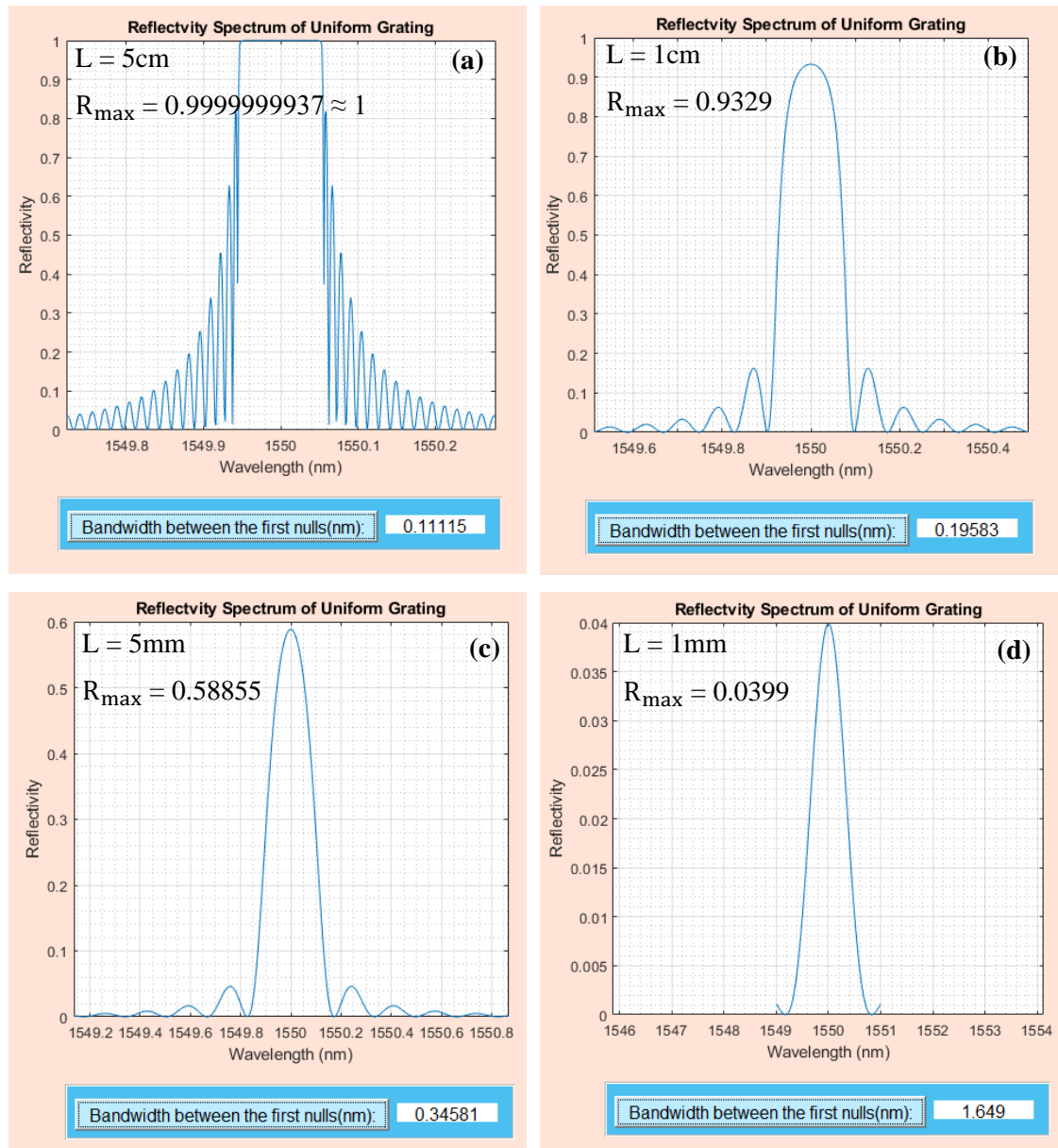


Figura 19. Diferentes casos reflectividad espectral UFBG con intensidad de la red fija y longitud de la red variable para $\lambda_B = 1550$ nm, $n_{\text{eff}} = 1.46$ y $\Delta n_{\text{eff}} = 0.0001$: (a) $L = 5$ cm, (b) $L = 1$ cm, (c) $L = 5$ mm, (d) $L = 1$ mm.

Se ha demostrado en estos cuatro casos anteriores que cuando se reduce la longitud de la red y se mantiene fija la intensidad, el espectro se ensancha.

3.2.2 Intensidad de la red variable y longitud de la red fija

A continuación, se calcula la respuesta de redes de difracción manteniendo fija la longitud de la red en 5 cm y cambiando su intensidad (Δn_{eff}). En concreto, tal y como se muestra en la Figura 20 se obtiene el espectro para una intensidad de red de 0.00007, 0.00005, 0.00004 y 0.00002. De igual manera, para todos los casos, el periodo de Bragg la red es de 530.8219 nm y el índice de refracción efectivo del núcleo de 1.46, provocando así que la reflexión se produzca a una longitud de onda de 1550 nm.

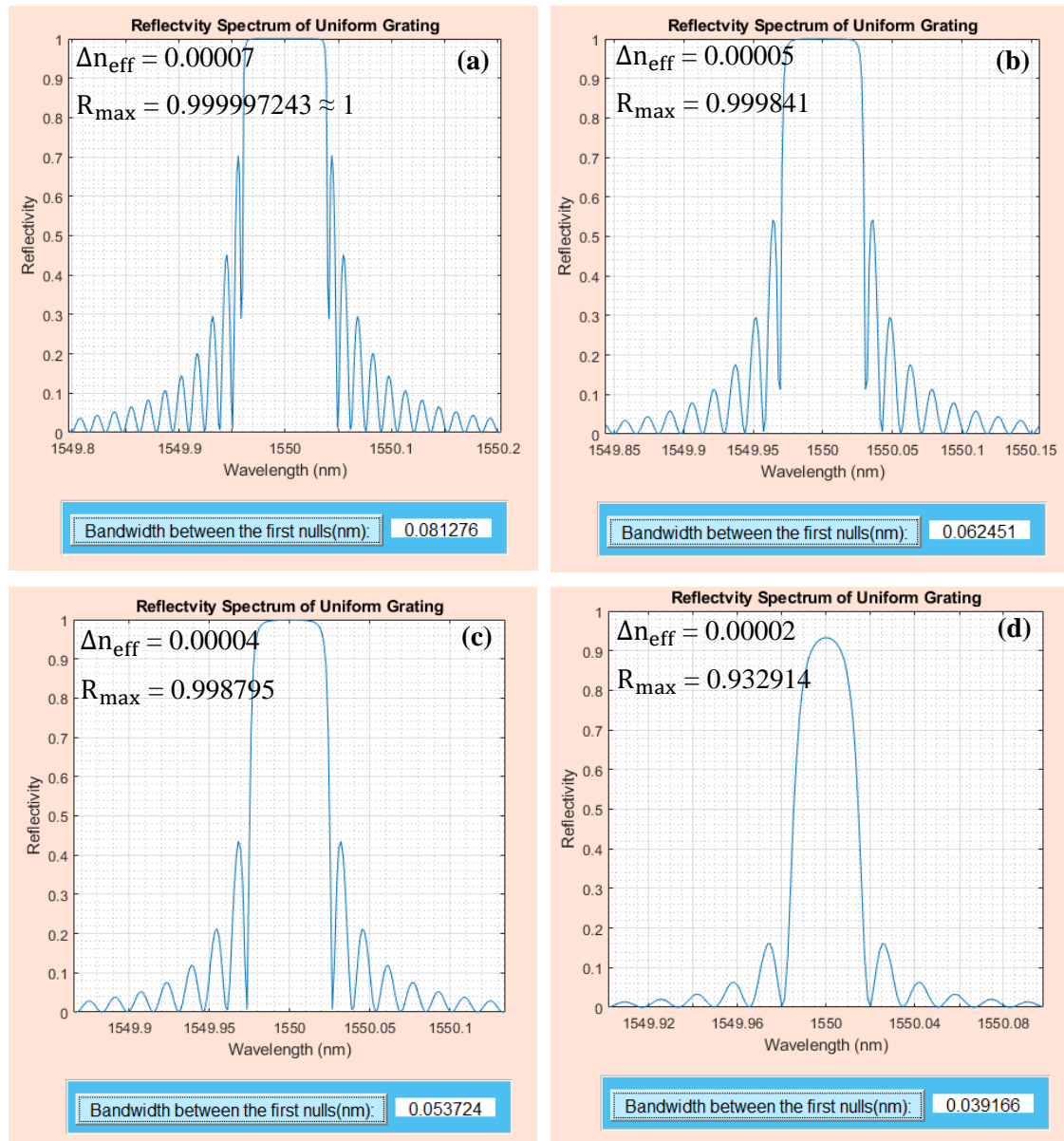


Figura 20. Diferentes casos reflectividad espectral UFBG con intensidad de la red variable y longitud de la red fija para $\lambda_B = 1550$ nm, $n_{\text{eff}} = 1.46$ y $L = 5$ cm: (a) $\Delta n_{\text{eff}} = 0.00007$, (b) $\Delta n_{\text{eff}} = 0.00005$, (c) $\Delta n_{\text{eff}} = 0.00004$, (d) $\Delta n_{\text{eff}} = 0.00002$.

Finalmente, se ha demostrado en estos tres casos anteriores, que cuando se reduce la intensidad de la red y se mantiene fija la longitud, el espectro se estrecha.

El estudio de la respuesta de estos dispositivos en función de sus parámetros estructurales es clave para el diseño de los sensores tratados en este Trabajo Fin de Grado.

3.3 Red de difracción de Bragg con chirp (CFBG)

En una red de difracción con chirp el periodo cambia en según z , es decir, en cada posición de la red, el periodo de Bragg es distinto, $\Lambda(z)$, provocando así que la longitud de onda de Bragg también sea distinta en cada posición de la red $\lambda_B(z)$, tal y como muestra la Figura 21.

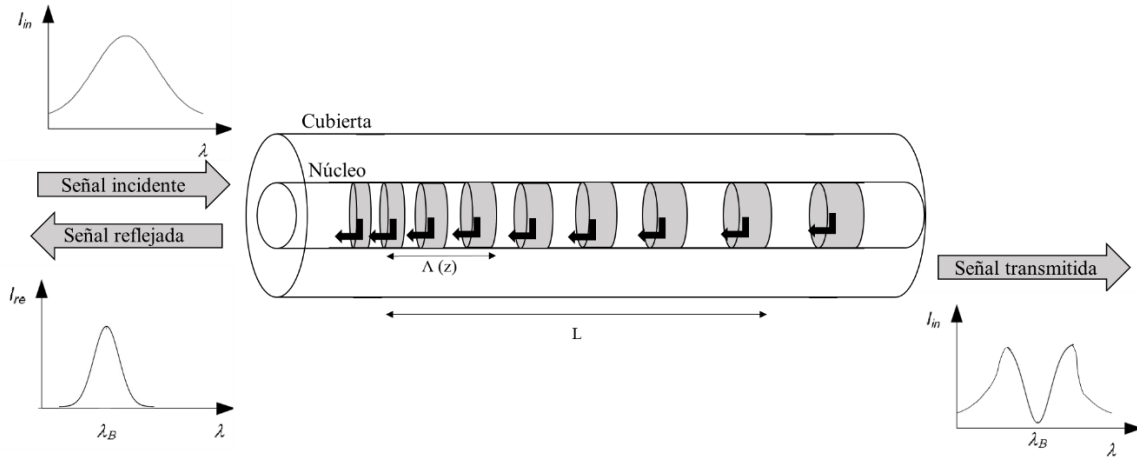


Figura 21. Esquema de la red de difracción de Bragg con chirp.

El chirp se caracteriza por la variación de periodo de modo que provoca la reflexión de diferentes longitudes de ondas y, en consecuencia, un considerable ensanchamiento del espectro, que será mayor cuanto más chirp tenga la red.

El periodo de una red con chirp va aumentando o disminuyendo progresivamente a lo largo del eje de propagación, de modo que a un periodo pequeño le corresponde una λ_B pequeña y un periodo grande le corresponde una λ_B grande. En una misma red, se producen distintas reflexiones debido a que las reflexiones de la luz se producen a la longitud de onda correspondiente a su periodo de Bragg, siendo el espectro final la superposición de todas las reflexiones. De manera análoga a la ec. (3):

$$\lambda_B(z) = 2n_{\text{eff}}\Lambda(z) \quad (31)$$

Además, si la longitud de la red es de L , z está comprendido entre $-\frac{L}{2}$ y $\frac{L}{2}$ tal y como se muestra en la ec. (32).

$$-\frac{L}{2} \leq z \leq \frac{L}{2} \quad (32)$$

Cumpléndose que en la posición central de la red ($z=0$), $\Lambda(z)$ es Λ_0 tal y como se muestra en la ec. (33).

$$\lambda_B(z = 0) = 2n_{\text{eff}}\Lambda(z = 0) = 2n_{\text{eff}}\Lambda_0 \quad (33)$$

Tal y como se ha comentado anteriormente, un valor típico del índice de refracción efectivo (n_{eff}) es de 1.46 y un valor típico de periodo de Bragg (Λ_0) es de 530.8219 nm. De modo que siguiendo la ec. (33) se obtiene una longitud de onda de Bragg (λ_B) de 1550 nm, siendo está la longitud de onda central del espectro.

Para obtener las ecuaciones de onda acopladas para el caso de la FBG con chirp, según [8], se tiene que dividir la red en N segmentos, suponiendo que el periodo es constante en cada uno de ellos, obteniendo, por tanto, N sub-matrices. En este sentido, las características de la matriz F para una guía de ondas casi periódica se pueden dar mediante la multiplicación de $[F^k]$ de la siguiente manera:

$$[F] = \prod_{k=1}^N [F^k] \quad (34)$$

Donde:

- La matriz F para el k -ésimo segmento se representa según la ec. (35):

$$[F^k] = [F(k^k, \Delta\beta^k, L^k, g^k, \phi^k)] \quad (35)$$

Como se ha comentado, el periodo de la red cambia según z , $\Lambda(z)$, de modo que la frecuencia de Bragg (β_B) también cambia en z . La expresión general de la frecuencia de Bragg para una red con chirp viene dada por la ec. (36):

$$\beta_B(z) = \beta_{B0} + \beta_{Bs}(z) \quad (36)$$

Donde:

- β_{B0} es la frecuencia de referencia de Bragg de primer orden.

$$\beta_{B0} = \frac{\pi}{\Lambda_0} \quad (37)$$

- $\beta_{Bs}(z)$ es la desviación respecto a la frecuencia de Bragg de referencia.

Las relaciones de las cantidades de desviación respecto de la referencia, es decir, las relaciones de desviación de la frecuencia de Bragg ($\beta_{Bs}(z)$), la desviación del periodo ($\Lambda_s(z)$) y la desviación de fase ($\phi_s(z)$) siguen la ec. (38) y la ec. (39):

$$\frac{\Lambda_s(z)}{\Lambda_0} = \frac{-\beta_{Bs}(z)}{\beta_{B0}} \quad (38)$$

$$\phi_s(z) = 2 \int \beta_{Bs}(\delta) d\delta \quad (39)$$

Además, para poder considerar la aproximación de la matriz F por partes, la fase en la interfaz entre dos pequeños segmentos adyacentes de la red debe satisfacer la condición:

$$\phi^k = \phi^{k-1} + 2\beta_B L^{k-1} \quad (40)$$

En concreto, la ec. (40) representa la condición de continuidad de la fase entre los segmentos (k-1)-ésimo y k-ésimo (Aproximación de la desviación de fase, $\phi_s(z)$).

Finalmente, la frecuencia de Bragg que cambia en z , se puede definir según la ec. (41) y la variación de la constante de propagación cambiante en z según la ec. (42):

$$\beta_B(z) = \beta_{B0} + \frac{1}{L^2} \left(2C \left(z - \frac{L}{2} \right) \right) \quad (41)$$

$$\Delta\beta(z) = \Delta\beta - \frac{1}{L^2} \left(2C \left(z - \frac{L}{2} \right) \right) \quad (42)$$

Donde C es el coeficiente de chirp.

Dado que la red no tiene ganancia ($g=0$), los términos de la matriz F se expresan de la siguiente manera:

$$F_{11} = \cosh(\gamma L) + \frac{i(\Delta\beta L - 2C(\frac{z-1}{2}))}{\gamma L} \sinh(\gamma L) \quad (43)$$

$$F_{12} = \frac{-KL}{\gamma L} \sinh(\gamma L) \quad (44)$$

$$F_{21} = \frac{-KL}{\gamma L} \sinh(\gamma L) \quad (45)$$

$$F_{22} = \cosh(\gamma L) - \frac{i(\Delta\beta L - 2C(\frac{z-1}{2}))}{\gamma L} \sinh(\gamma L) \quad (46)$$

Finalmente, el coeficiente de reflexión viene dado por la representación de la matriz F siguiendo la ec. (26).

Para comprobar la respuesta de la red en función de la variedad de periodo, es decir de la cantidad de chirp se establecen los casos representados en la Figura 22. Para todos los casos, la longitud de onda de Bragg es de 1550 nm, el índice de refracción efectivo es de 1.46, la red tiene una longitud de 5 cm y está formada por 50 segmentos correspondientes a redes uniformes en serie.

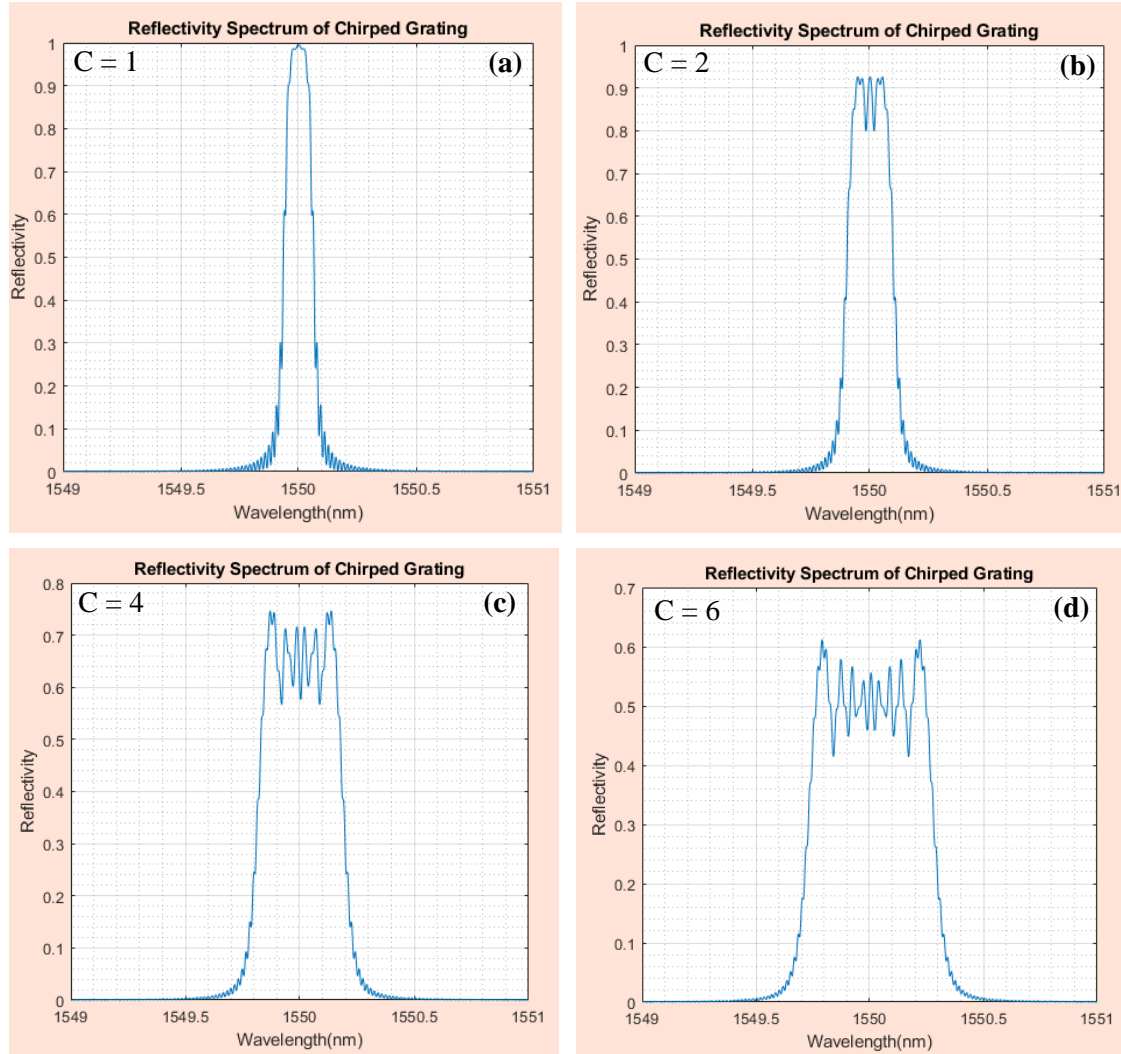


Figura 22. Reflectividad espectral CFBG con diferentes valores de chirp para $\lambda_B = 1550$ nm, $n_{\text{eff}} = 1.46$, $L = 5$ cm: (a) $C = 1$, (b) $C = 2$, (c) $C = 4$, (d) $C = 6$.

Mediante los cuatro casos anteriores se ha demostrado que a medida que aumenta el chirp de una CFBG, el espectro de la señal reflejada se ensancha.

3.4 Red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase (PS-FBG)

Una FBG con desplazamiento de fase ocurre cuando al dividir una red en diferentes segmentos periódicos siguiendo la ec. (34), la fase de la red entre dos segmentos adyacentes no es continua, es decir, no se satisface la condición de continuidad de la fase entre los segmentos $(k-1)$ -ésimo y k -ésimo tal y como establece la ec. (40). En concreto estas redes incluirán típicamente saltos de fase de $\Delta\phi = \pi/4$ rad, $\Delta\phi = \pi/2$ rad, $\Delta\phi = 3\pi/4$ rad y $\Delta\phi = \pi$ rad en el centro de la red de difracción.

Para este caso, según [8], el desplazamiento de fase en la interfaz de los segmentos cumple la siguiente expresión:

$$\Delta\phi^k = \phi^k - \phi^{k-1} - 2\beta_B L^{k-1} \quad (47)$$

De igual modo a los casos anteriores, el coeficiente de reflexión viene dado por la representación de la matriz F siguiendo la ec. (26).

Para comprobar la respuesta de la red en función del desplazamiento de fase se establecen los casos representados en la Figura 23. Para todos los casos, la longitud de onda de Bragg es de 1550 nm, el índice de refracción efectivo es de 1.46, la red tiene una longitud de 5 cm y está formada por 2 segmentos.

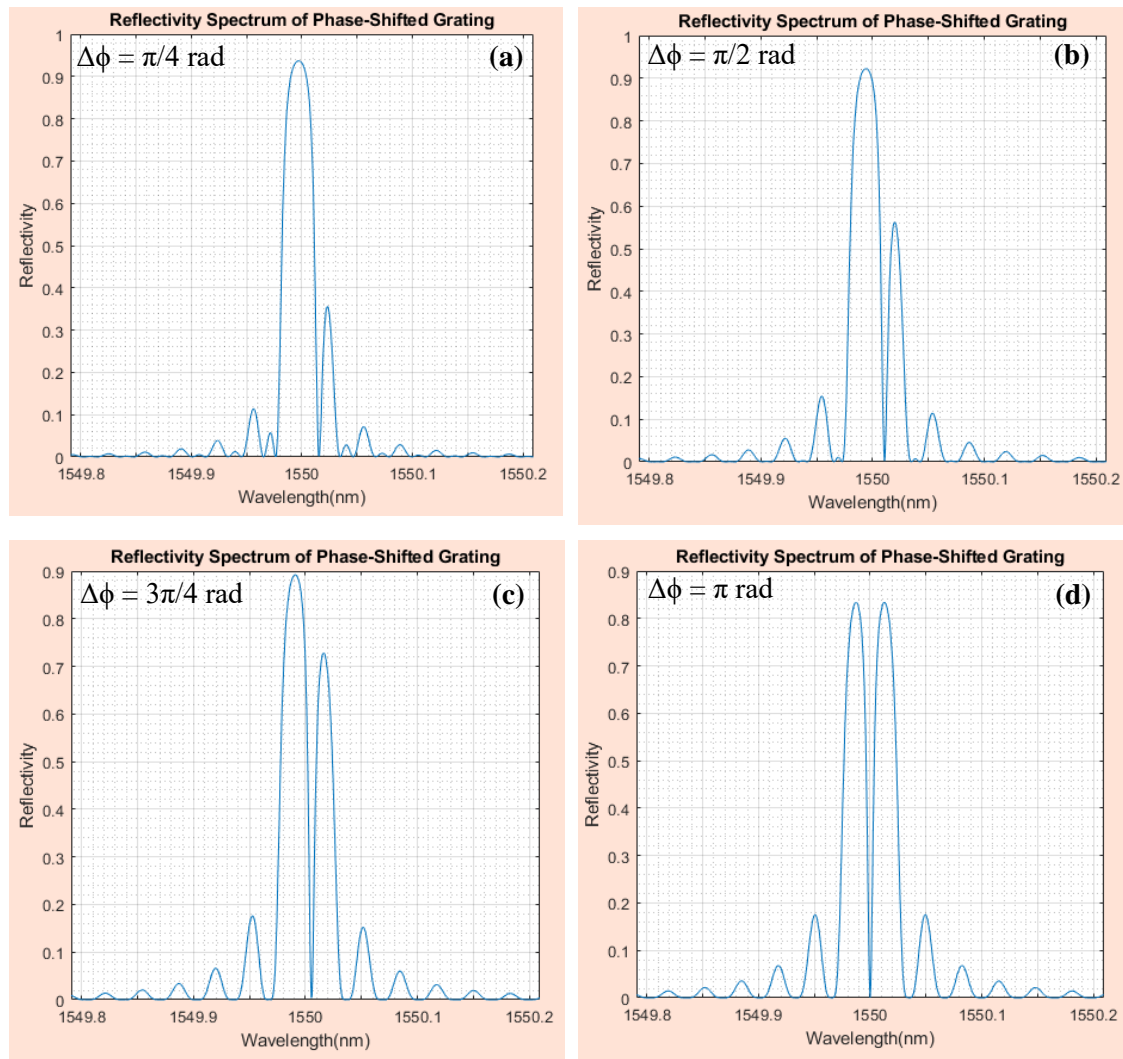


Figura 23. Reflectividad espectral PS-FBG con diferentes desplazamientos de fase para $\lambda_B = 1550$ nm, $n_{\text{eff}} = 1.46$, $L=5$ cm: (a) $\Delta\phi = \pi/4$ rad, (b) $\Delta\phi = \pi/2$ rad, (c) $\Delta\phi = 3\pi/4$ rad, (d) $\Delta\phi = \pi$ rad.

Mediante los cuatro casos anteriores se muestra que cuando se produce un desplazamiento de fase, la banda reflejada se divide en dos bandas y el desfase determina la posición espectral donde la banda queda dividida.

3.5 Impacto de la respiración en la respuesta espectral

Tal y como se ha comentado anteriormente, las FBGs son componentes ópticos susceptibles a la deformación, la cual produce cambios en la longitud de onda de Bragg. En concreto, la respiración de una persona provoca desplazamientos periódicos en la pared torácica y si la FBG está sólidamente unida al cuerpo humano a la altura del pecho, provoca una deformación ($\Delta\epsilon$) en la FBG [3], de modo que ésta sufre compresiones y elongaciones, es decir, se comprime en la espiración y en consecuencia, la longitud de onda central se mueve hacia valores más pequeños

(λ_B disminuye) y se estira durante la inspiración y, en consecuencia, la longitud de onda central se mueve hacia valores más grandes (λ_B aumenta) [2], [3]. En conclusión, al respirar se produce una variación periódica de la longitud de onda central de la FBG.

Según sea de profunda la respiración, es decir, según sea de intensa la respiración, la FBG se contraerá más o menos y, por tanto, la variación de la longitud de onda central será mayor o menor. Microstrain (μstrain) es una medida de tensión, es decir, es una forma de medir la deformación de una FBG, la cual es causada por el efecto de la respiración (más concretamente por su intensidad) y la cual repercute en un desplazamiento en λ . Típicamente, un adulto tiene una intensidad de respiración correspondiente a 25 μstrain [9], tal y como se demostrará más adelante tomando como referencia la Figura 14.

Como se observa en la ec. (2), si se mantiene una temperatura constante, el cambio de longitud de onda de Bragg y la deformación ($\Delta\epsilon$) de la FBG tienen una relación lineal ya que el término correspondiente a la temperatura se elimina [2]. En este sentido, el efecto de la desviación de la longitud de onda de Bragg en función de la deformación se calcula según la siguiente expresión [4]:

$$\Delta\epsilon = \frac{\Delta\lambda_B}{k_\epsilon} \quad (48)$$

Donde:

- k_ϵ es la responsividad de deformación de la FBG.

En el caso concreto de una fibra dopada con germanio y una longitud de onda de 1550 nm, la deformación se puede definir según la siguiente expresión ya que a la longitud de onda de 1550 nm, la responsividad de la deformación de la FBG toma el valor de $1.212 \frac{\text{pm}}{\mu\text{strain}}$ [4].

$$\Delta\epsilon = \frac{\Delta\lambda_B}{1.212 \frac{\text{pm}}{\mu\text{strain}}} \quad (49)$$

Debido a los cambios periódicos de longitud de onda producidos por la respiración de una persona, la señal del sensor de respiración tiene forma sinusoidal e incluye información de la actividad respiratoria, como se puede observar en la Figura 15. En concreto, la ondulación de la señal aporta información sobre cómo es la respiración de la persona monitoreada [4] ya que cuanto más amplitud tenga la señal, más intensa es la respiración y cuanto menor sea el periodo de la señal, mayor es la frecuencia respiratoria de la persona monitorizada.

En el desarrollo de este Trabajo Fin de Grado se ha simulado la variación de la longitud de onda provocada por la respiración de una persona a partir de la frecuencia respiratoria y la intensidad de respiración. Para ello, se ha tomado como referencia el resultado experimental de la señal del sensor mostrada en la Figura 14 y la señal del sensor mostrada en la Figura 15 [6], [9]. Debido a la forma sinusoidal que tienen estas señales se ha descrito la longitud de onda según la siguiente expresión:

$$\lambda = \lambda_B \left(1 + \frac{\Delta\lambda_B}{2\lambda_B} \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \right) \quad (50)$$

Donde:

- $\Delta\lambda_B$ es la máxima variación de longitud de onda (nm).
- λ_B es la longitud de onda de Bragg inicial sin deformación (nm).
- T es el periodo de la respiración (s).
- t son los diferentes instantes de tiempo (s).

A partir del valor de longitud de onda pico a pico de las señales de referencia es posible obtener el nivel de deformación máxima transmitida al sensor la cual es provocada por la respiración de la persona monitorizada, siguiendo la ec. (49) [9]. En concreto, a partir de la Figura 14, se obtiene que la amplitud pico a pico de la ondulación de la señal de referencia, es decir, la variación

máxima de la longitud de onda central, está torno a los 0.03 nm y, en consecuencia, según la ec. (49), la deformación máxima media de un adulto está torno a los 25 μ strain [9].

Según [6], la frecuencia respiratoria media de un adulto es de 10 a 20 respiraciones por minuto, y además es posible obtener el valor de la misma en un instante de tiempo a partir de dos máximos consecutivos de la señal del sensor de respiración mediante la siguiente expresión, ya que la diferencia en tiempo entre dos máximos consecutivos corresponde al periodo de la señal.

$$BR = \frac{60}{T} \quad (51)$$

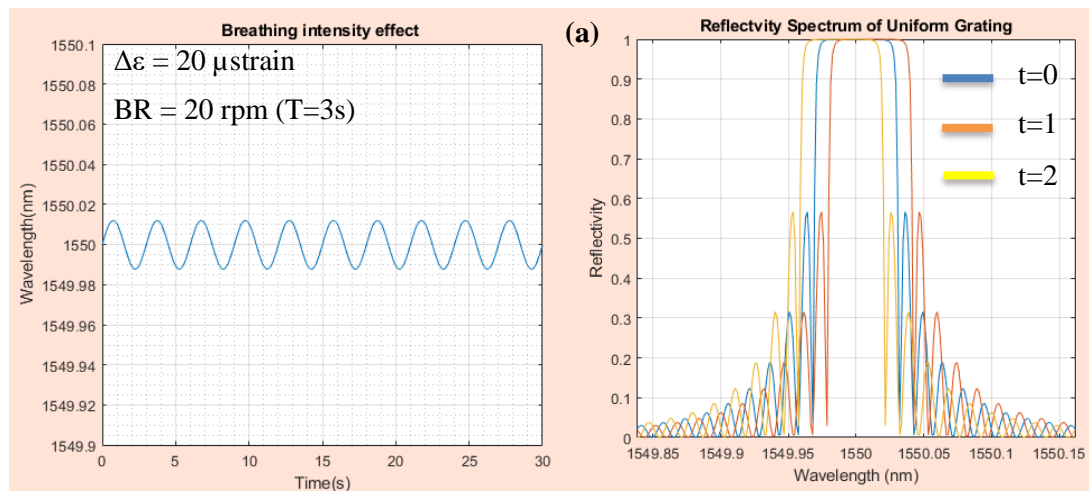
De la Figura 15 se obtiene que el periodo de respiración de un adulto es de aproximadamente 5 segundos y por tanto, siguiendo la ec. (51) que la frecuencia respiratoria es de 12 respiraciones por minuto.

En las siguientes subsecciones se muestra el impacto de la respiración en la respuesta espectral cuando la persona monitorizada tiene pegado a su cuerpo una red de difracción de Bragg (uniforme, con chirp y con desplazamiento de fase) de 5 cm cuyo índice de refracción es de 1.46 y su longitud de onda de Bragg es de 1550 nm. En concreto, para comprobar la respuesta de la red en función de la frecuencia respiratoria y la intensidad de la respiración, se establecen los siguientes casos, variando dichos parámetros:

- Intensidad de respiración correspondiente a 20 microstrain ($\Delta\epsilon = 20 \mu$ strain) y un periodo de respiración (T) de 3 segundos, es decir una BR de 20 rpm.
- Intensidad de respiración correspondiente a 25 microstrain ($\Delta\epsilon = 25 \mu$ strain) y un periodo de respiración (T) de 5 segundos, es decir una BR de 12 rpm.
- Intensidad de respiración correspondiente a 30 microstrain ($\Delta\epsilon = 30 \mu$ strain) y un periodo de respiración (T) de 6 segundos, es decir una BR de 10 rpm.

3.5.1 Red de difracción de Bragg uniforme (UFBG)

Para llevar a cabo el estudio con una red de difracción de Bragg uniforme se establece que la intensidad de la red (Δn_{eff}) es de 0.000075 de modo que el espectro tiene una reflectividad de 0.9999. A continuación, en la Figura 24 se muestran los casos comentados anteriormente.



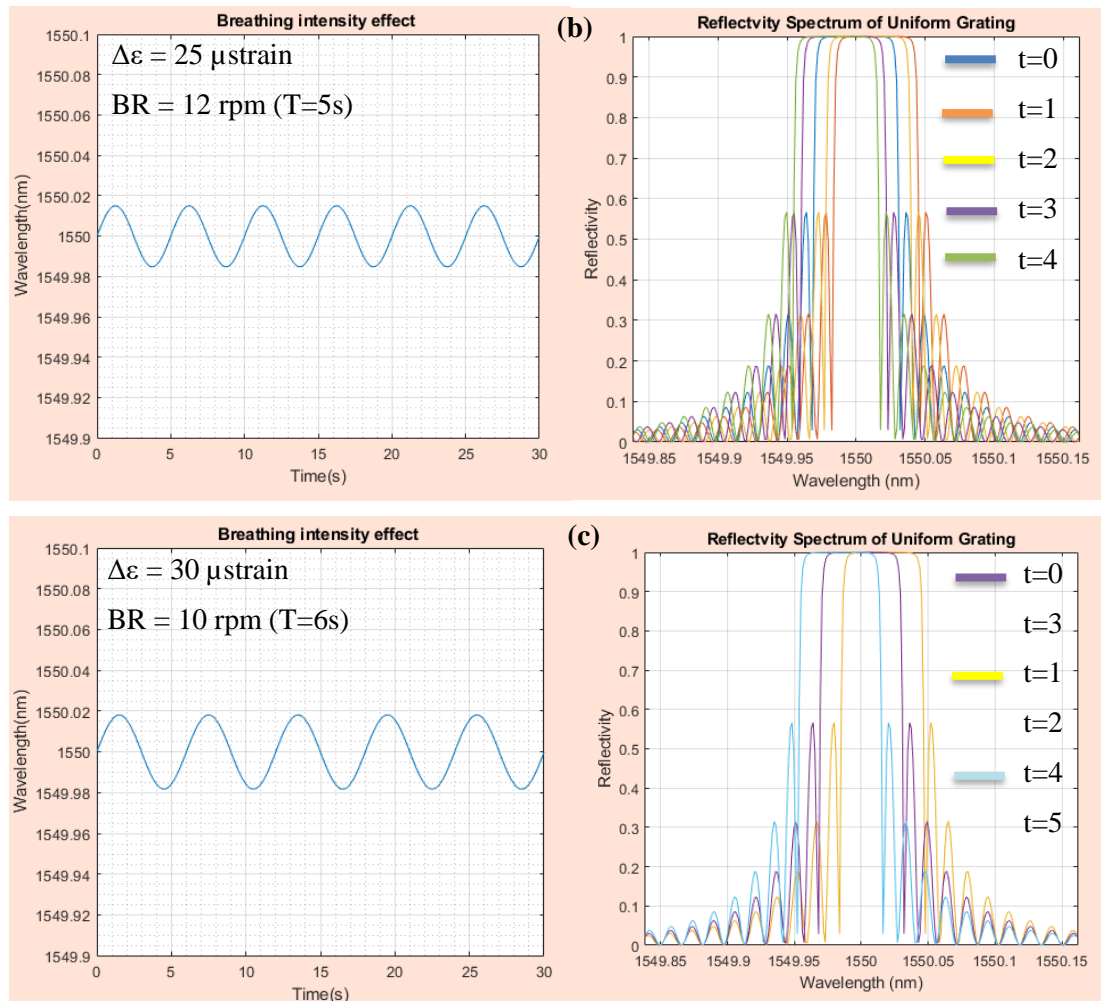


Figura 24. Variación de la longitud de onda según el tiempo y reflectividad espectral para distintos instantes de tiempo con una UFBG para: (a) $\Delta\epsilon = 20 \mu\text{strain}$ y $BR = 20 \text{ rpm}$ ($T=3 \text{ s}$), (b) $\Delta\epsilon = 25 \mu\text{strain}$ y $BR= 12 \text{ rpm}$ ($T=5 \text{ s}$), (c) $\Delta\epsilon = 30 \mu\text{strain}$ y $BR = 10 \text{ rpm}$ ($T=6 \text{ s}$).

Es fácil de ver en la Figura 24 que la longitud de onda central de la red cambia en forma de seno en torno a la longitud de onda de Bragg y que, además, la variación máxima de la longitud de onda es diferente para cada uno de los casos. En concreto, la variación máxima de longitud de onda para el primer caso es de 0.02424 nm, para el segundo caso es de 0.0303 nm y para el tercer caso es de 0.03636 nm, es decir, cuanto más intensa (profunda) es la respiración, más amplitud tiene la señal del sensor de respiración y cuanto mayor es la frecuencia respiratoria menor es el periodo de la señal del sensor de respiración.

3.5.2 Red de difracción de Bragg con chirp (CFBG)

Para llevar a cabo el estudio con una red de difracción de Bragg con chirp, se establece un chirp de $C=3$. A continuación, en la Figura 25 se muestran los casos comentados anteriormente.

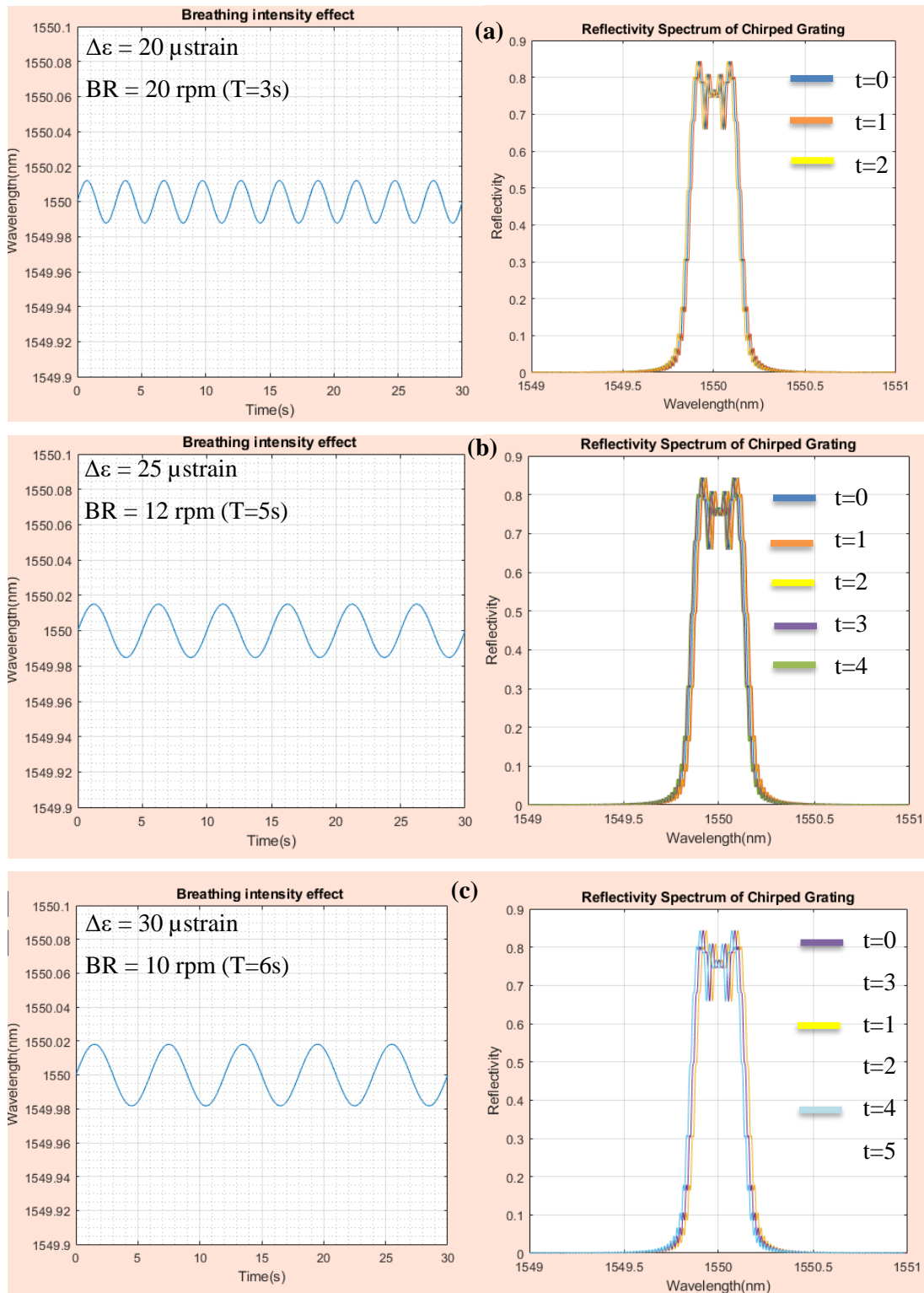


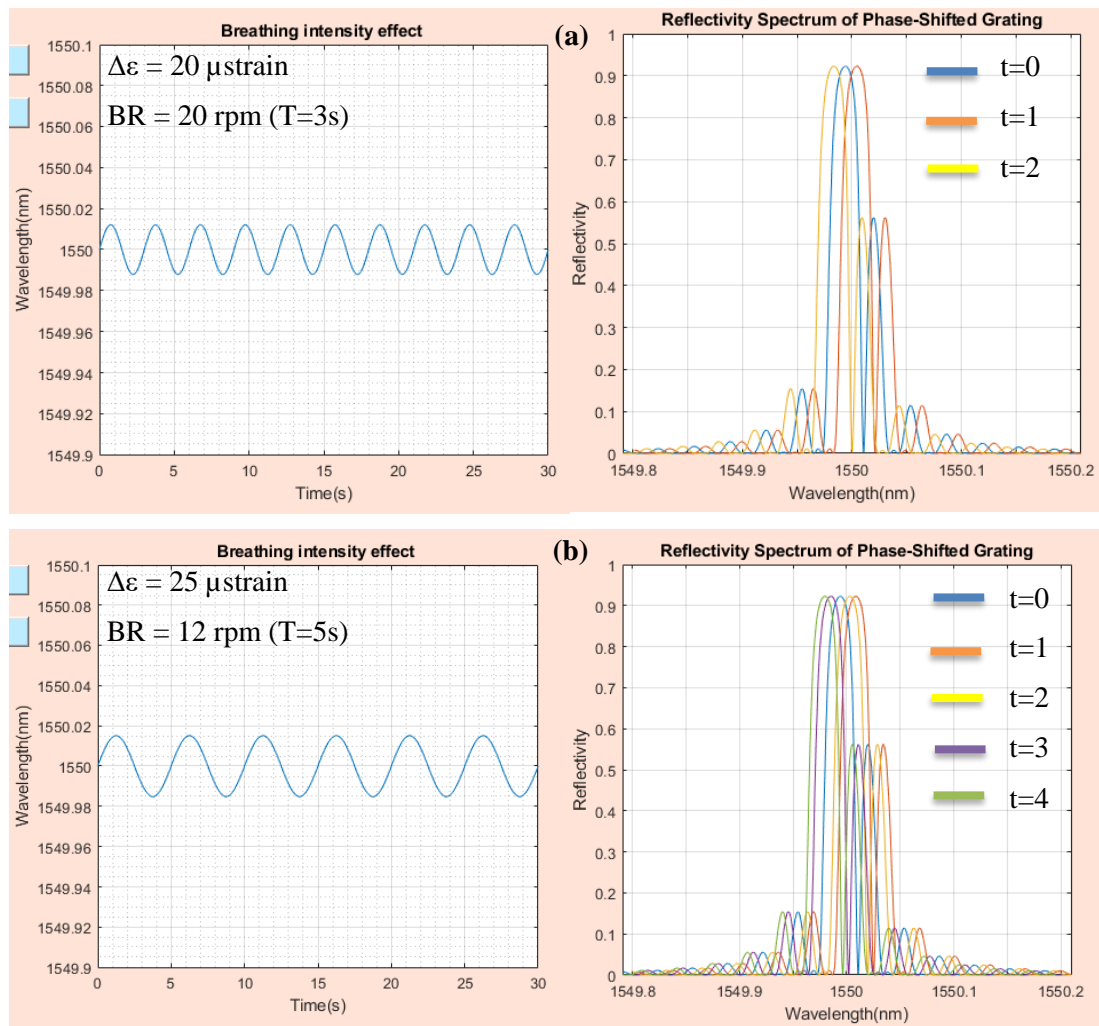
Figura 25. Variación de la longitud de onda según el tiempo y reflectividad espectral para distintos instantes de tiempo con una CFBG para: (a) $\Delta\epsilon = 20 \mu\text{strain}$ y $\text{BR} = 20 \text{ rpm}$ ($T=3 \text{ s}$), (b) $\Delta\epsilon = 25 \mu\text{strain}$ y $\text{BR} = 12 \text{ rpm}$ ($T=5 \text{ s}$), (c) $\Delta\epsilon = 30 \mu\text{strain}$ y $\text{BR} = 10 \text{ rpm}$ ($T=6 \text{ s}$).

Es fácil de ver en la Figura 25 que, igual que sucede para una UFBG, la longitud de onda central de la red cambia en forma de seno en torno a la longitud de onda de Bragg y que, además, la variación máxima de la longitud de onda es diferente para cada uno de los casos.

Debido a que la variación de la longitud de onda es la misma que la obtenida para la UFBG, es decir del orden de 0.03 nm, y el espectro es mucho más ancho, es difícil apreciar la variación de la longitud de onda en el tiempo.

3.5.3 Red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase (PS-FBG)

Para llevar a cabo el estudio con una red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase, se establece un desplazamiento de fase de $\Delta\phi = \pi/2$ rad. A continuación, en la Figura 26 se muestran los casos comentados anteriormente.



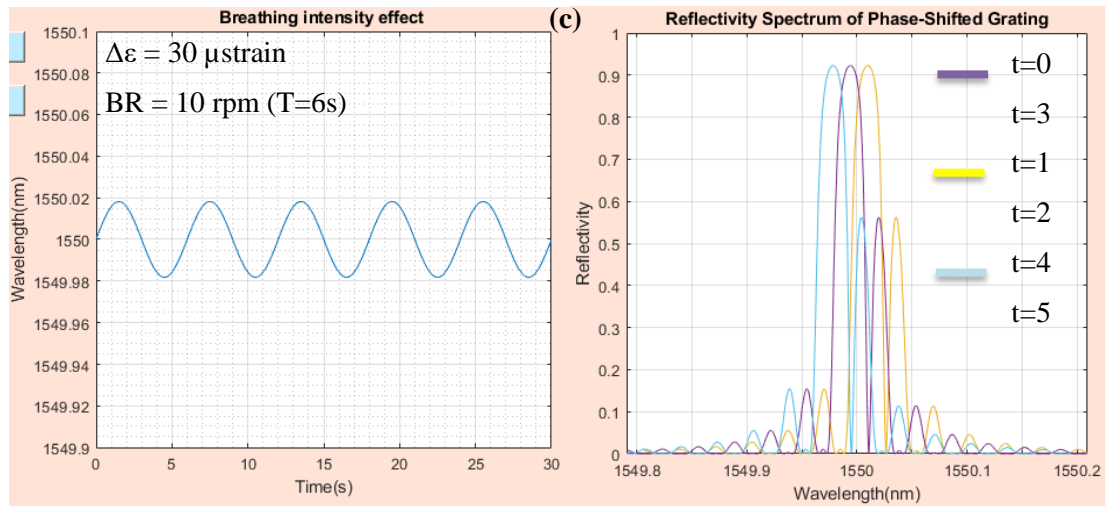


Figura 26. Variación de la longitud de onda según el tiempo y reflectividad espectral para distintos instantes de tiempo con una PS-FBG para: (a) $\Delta\varepsilon = 20 \mu\text{strain}$ y $\text{BR} = 20 \text{ rpm (T=3 s)}$, (b) $\Delta\varepsilon = 25 \mu\text{strain}$ y $\text{BR} = 12 \text{ rpm (T=5 s)}$, (c) $\Delta\varepsilon = 30 \mu\text{strain}$ y $\text{BR} = 10 \text{ rpm (T=6 s)}$.

Es fácil de ver en la Figura 26 que, igual que sucede en las FBGs discutidas anteriormente, la longitud de onda central de la red cambia en forma de seno en torno a la longitud de onda de Bragg y que, además, la variación máxima de la longitud de onda es diferente para cada uno de los casos, estando siempre en torno a los 0.03 nm.

Capítulo 4. Sensor óptico de potencia basado en una red de difracción de Bragg para caracterizar la respiración

4.1 Esquema del sistema

A partir del estudio del sensor espectral basado en redes de difracción de Bragg realizado en el capítulo anterior, este trabajo propone un sensor de potencia para la caracterización de la respiración de una persona, cuyo esquema viene dado por la Figura 27.

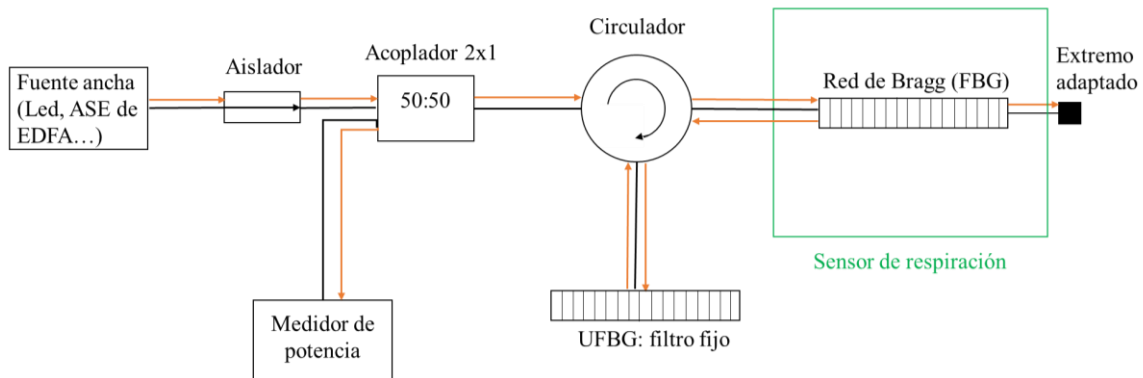


Figura 27. Esquema sensor de potencia.

Igual que sucedía en el sensor espectral, en el sensor de potencia también se utiliza como fuente de luz una fuente ancha (un led, un Ase de EDFA...), es decir, una fuente con anchura en longitud de onda de varias decenas de nm.

La luz que sale de la fuente pasa, en primer lugar, por un aislador para evitar que las reflexiones dañen la fuente óptica, en segundo lugar, por un acoplador 2x1 50:50 y en tercer lugar por un circulador de 3 puertos, el cual hace llegar la luz hasta la FBG.

Tal y como se ha comentado anteriormente, una FBG es un dispositivo que permite seleccionar, en función de la longitud de onda, una parte del espectro óptico. En concreto, cuando se inyecta en la fibra óptica con una FBG inscrita, luz procedente de una fuente de banda ancha, se produce una reflexión de la luz, con una anchura espectral estrecha y centrada en torno a la longitud de onda de Bragg de la red.

Esa reflexión de la luz vuelve hacia el circulador y a su vez hasta el filtro fijo que es una FBG uniforme, el cual refleja solo la parte de la luz que está dentro de su ventana. Dicha luz reflejada y filtrada vuelve al circulador y al acoplador. Mediante este último elemento se envía la luz al medidor de potencia, el cual permite visualizar la potencia integral en diferentes instantes de tiempo. Además, para evitar reflexiones no deseadas el extremo de la fibra óptica debe estar adaptado como en el sensor espectral.

De igual modo, tal y como se ha comentado anteriormente, para caracterizar la respiración de cierta persona mediante el sensor de potencia, es necesario que ésta tenga el dispositivo FBG (sensor de respiración) pegado al cuerpo de modo que al respirar la red de Bragg cambie su longitud de onda central y haga que el espectro de la reflectividad varíe con el tiempo.

A diferencia del sensor espectral, este sensor es una opción barata ya que no es necesaria la utilización de un analizador de espectros óptico, de modo que, para la caracterización de la respiración de una persona, este sensor es una buena opción.

4.2 Impacto de la respiración en la respuesta espectral

Tal y como se ha comentado anteriormente, la respiración de una persona produce una variación periódica de la longitud de onda central de la FBG y, en consecuencia, provoca que la reflectividad espectral varíe en con el tiempo. Cuando el espectro pasa por el filtro fijo y a su vez por el medidor de potencia, se obtiene en cada instante de tiempo, la potencia integral comprendida en la ventana seleccionada por el filtro fijo de manera que, dependiendo del instante, la potencia será una u otra.

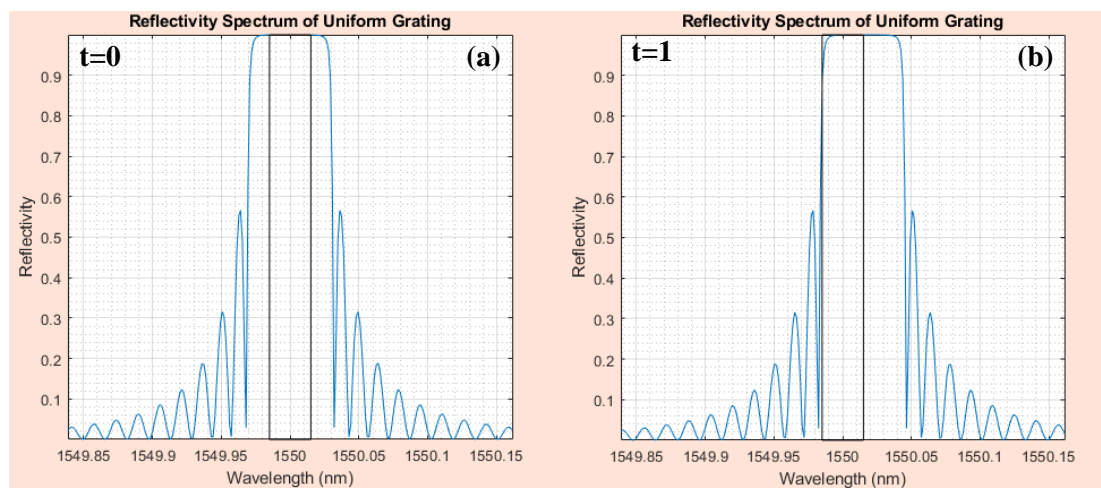
Para poder obtener información de la señal del sensor de potencia y por tanto poder caracterizar la respiración de la persona monitorizada se representa la potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo en unidades lineales y en función del tiempo. Además, es necesario que los cambios de potencia entre los diferentes instantes de tiempo sean notables, para ello, es necesario que la longitud de onda central del filtro fijo y su anchura sean las adecuadas.

Para conocer la posición óptima del filtro, teniendo en cuenta el desplazamiento del espectro que genera la respiración, se va a obtener la potencia detectada normalizada al monitorizar una persona con una intensidad de respiración correspondiente a 25 microstrain y un periodo de respiración de 5 segundos y se van a probar, en las siguientes subsecciones, distintas longitudes de onda centrales del filtro y distintas anchuras del filtro para cada una de las FBGs.

4.2.1 Red de difracción de Bragg uniforme (UFBG)

La red de difracción de Bragg uniforme bajo estudio en este capítulo, tiene una longitud de 5 cm, índice de refracción de 1.46 y su longitud de onda de Bragg es de 1550 nm. Además, la intensidad de la red es de 0.000075 de modo que el espectro tiene una reflectividad de 0.9999.

En primer lugar, se establece la longitud de onda central del filtro (λ_f) en 1550 nm y un ancho de filtro ($\Delta\lambda_f$) de 0.03 nm. A continuación, en la Figura 28 se muestra la reflectividad espectral y el filtro fijo para los diferentes instantes de tiempo y la potencia detectada normalizada respecto al máximo según el tiempo en unidades lineales.



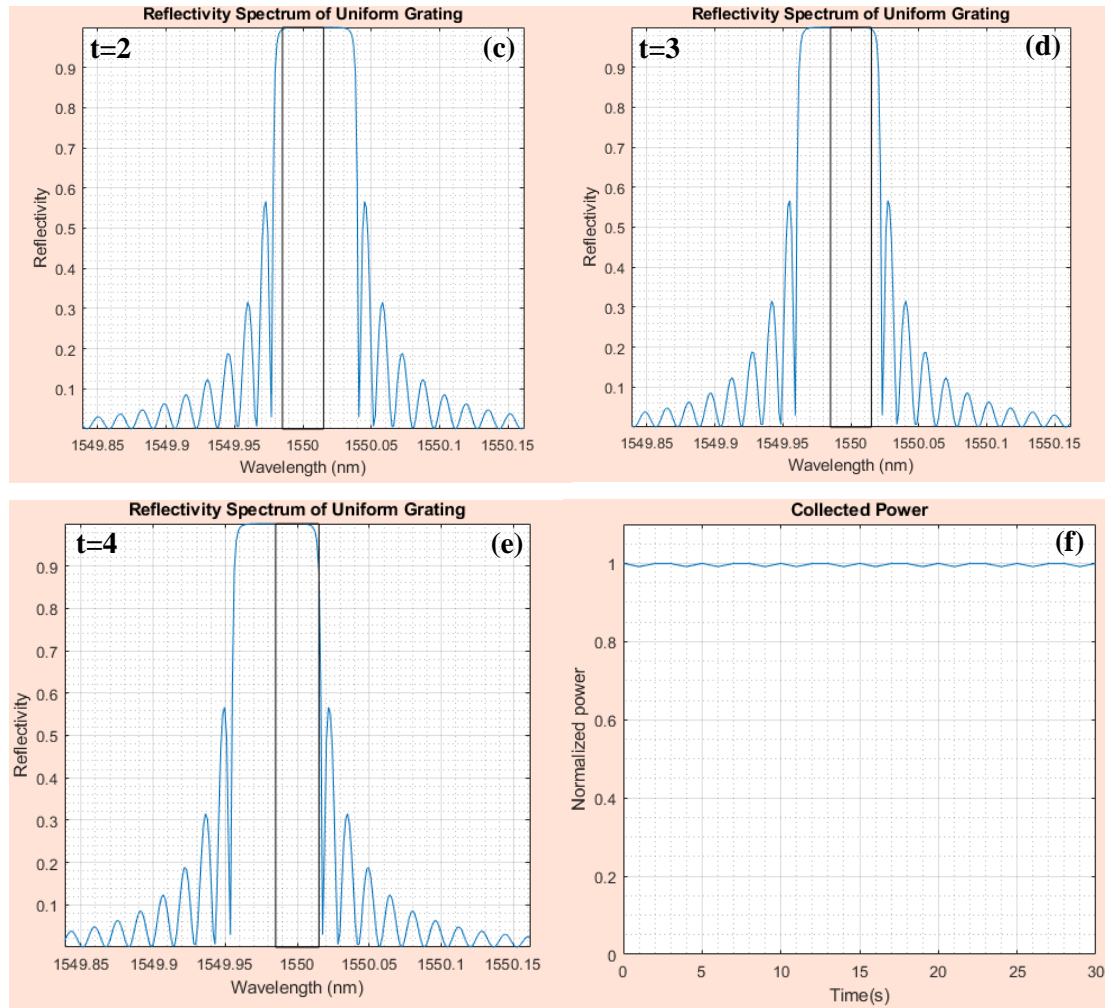


Figura 28. Reflectividad espectral de una UFBG y filtro fijo de $\Delta\lambda_f = 0.03$ nm y $\lambda_f = 1550$ nm: (a) $t=0$, (b) $t=1$, (c) $t=2$, (d) $t=3$, (e) $t=4$. (f) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

Tal y como se puede observar en la Figura 28, este caso no es nada deseable ya que la ventana del filtro es bastante menor que la anchura del lóbulo principal del espectro y al estar centrado a longitud de onda de Bragg, aunque el espectro cambie con el tiempo, la potencia captada por el filtro no varía.

Para mejorar el filtro, se procede a probar un segundo caso donde se aumenta la anchura del filtro a 0.05 nm, pero se mantiene la longitud de onda central del filtro en 1550 nm. De manera análoga al caso anterior, en la Figura 29 se muestra la reflectividad espectral y el filtro fijo para los diferentes instantes de tiempo y la potencia detectada normalizada respecto al máximo según el tiempo en unidades lineales.

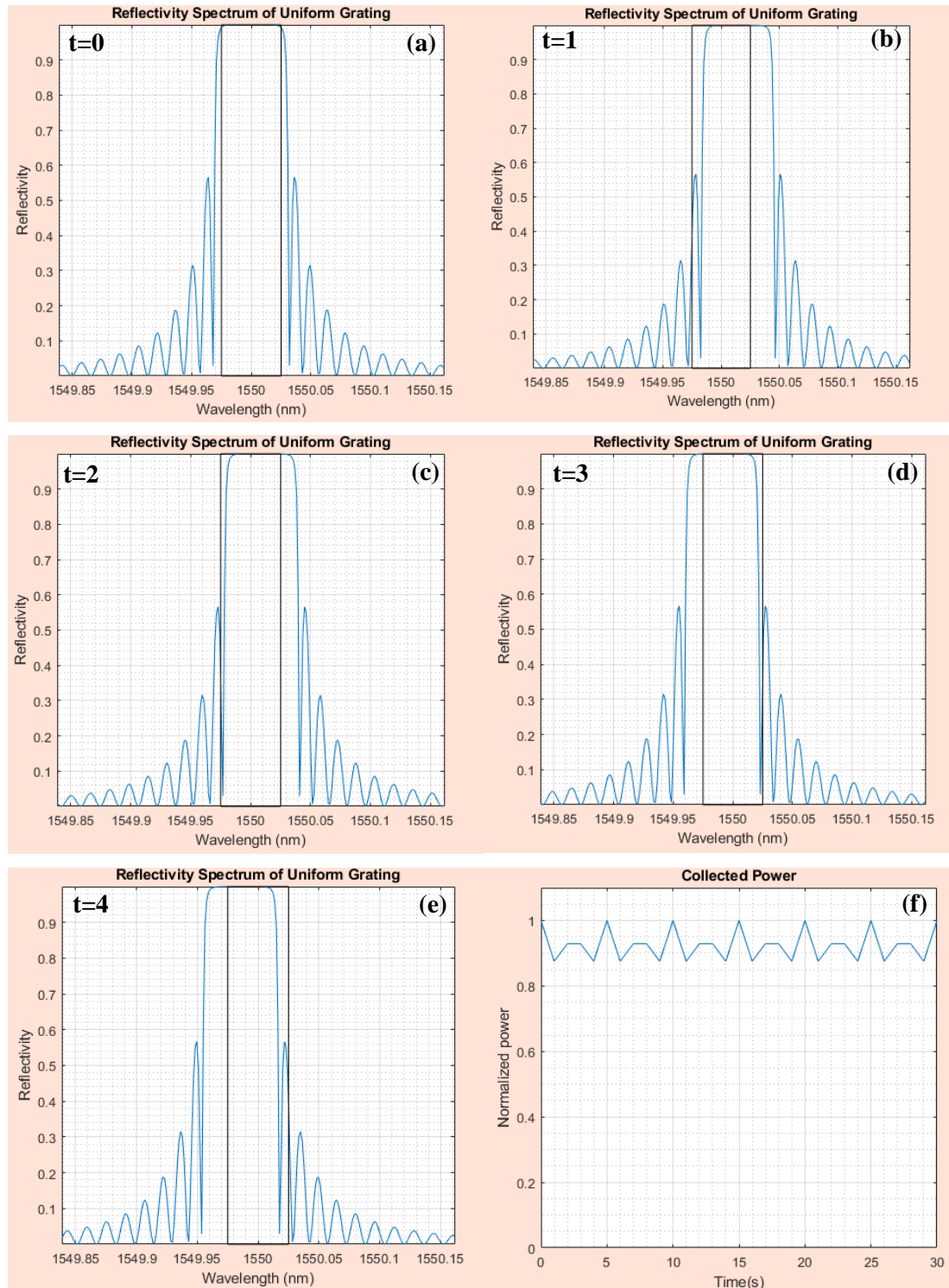


Figura 29. Reflectividad espectral de una UFBG y filtro fijo de $\Delta\lambda_f = 0.05$ nm y $\lambda_f = 1550$ nm: (a) $t=0$, (b) $t=1$, (c) $t=2$, (d) $t=3$, (e) $t=4$. (f) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

Aunque en este caso, la potencia captada por el filtro si varia, no hay un cambio de potencia que haga poder afirmar que se trata de un filtro óptimo para poder caracterizar la respiración de una persona. Por ello, se procede a probar un tercer caso donde se mantiene la anchura del filtro en 0.05nm y se cambia la longitud de onda central del filtro. En concreto se escoge una longitud de onda que permita que el filtro esté ubicado a un lateral del espectro, es decir se establece que la longitud de onda central del filtro esté en 1549.975 nm. En la Figura 30 se muestra la reflectividad

espectral y el filtro fijo para los diferentes instantes de tiempo y la potencia detectada normalizada respecto al máximo según el tiempo en unidades lineales.

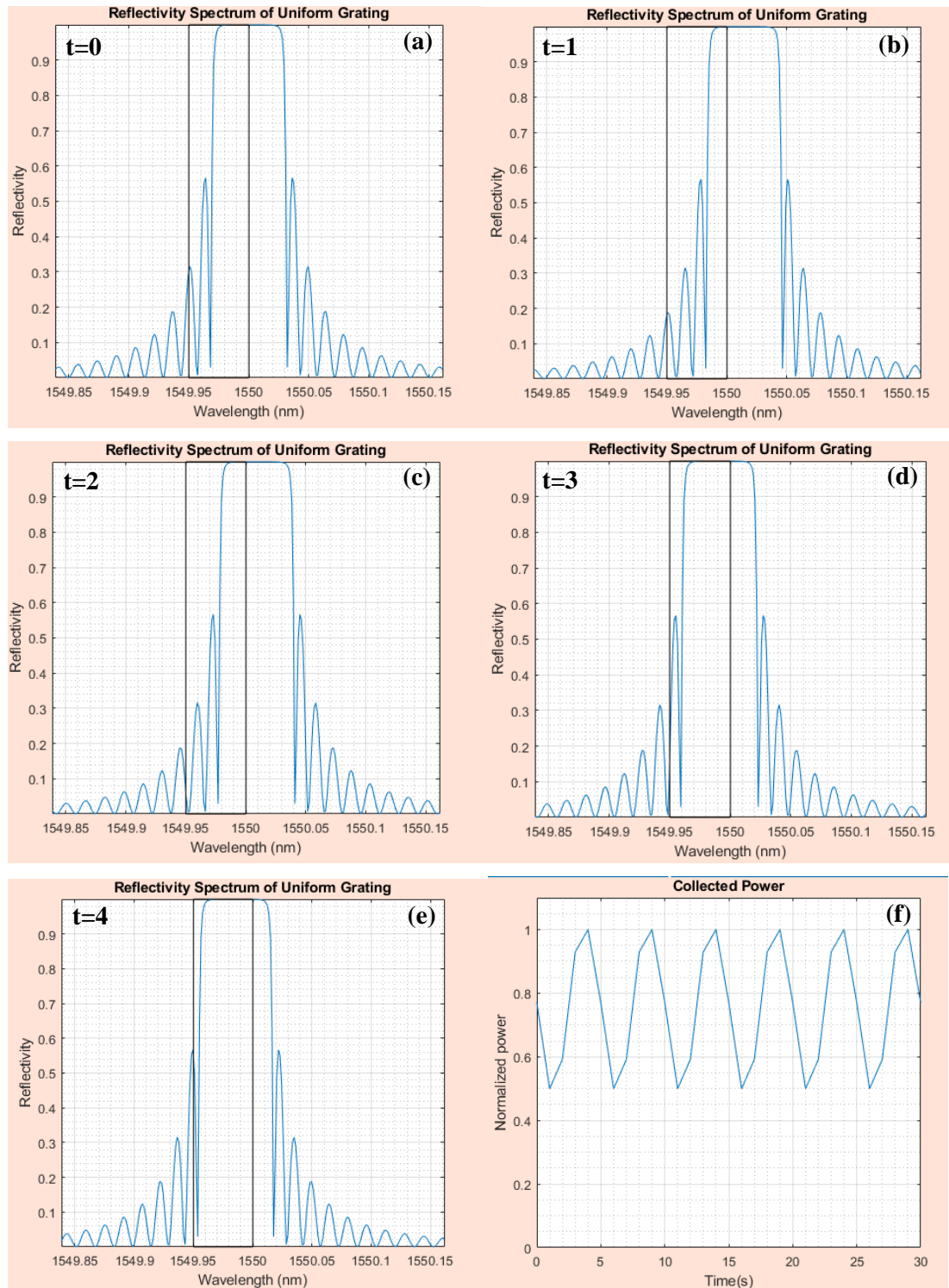


Figura 30. Reflectividad espectral de una UFBG y filtro fijo de $\Delta\lambda_f = 0.05$ nm y $\lambda_f = 1549.975$ nm: (a) $t=0$, (b) $t=1$, (c) $t=2$, (d) $t=3$, (e) $t=4$. (f) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

En este caso, la variación de potencia sí que es deseable, pero se establece un último caso en el cual se disminuye la anchura del filtro ya que, para esa longitud de onda central, cuanto menor

sea la anchura del filtro más notable es la diferencia de potencia. En concreto, se establece una anchura del filtro de 0.02 nm, tal y como se muestra en la Figura 31.

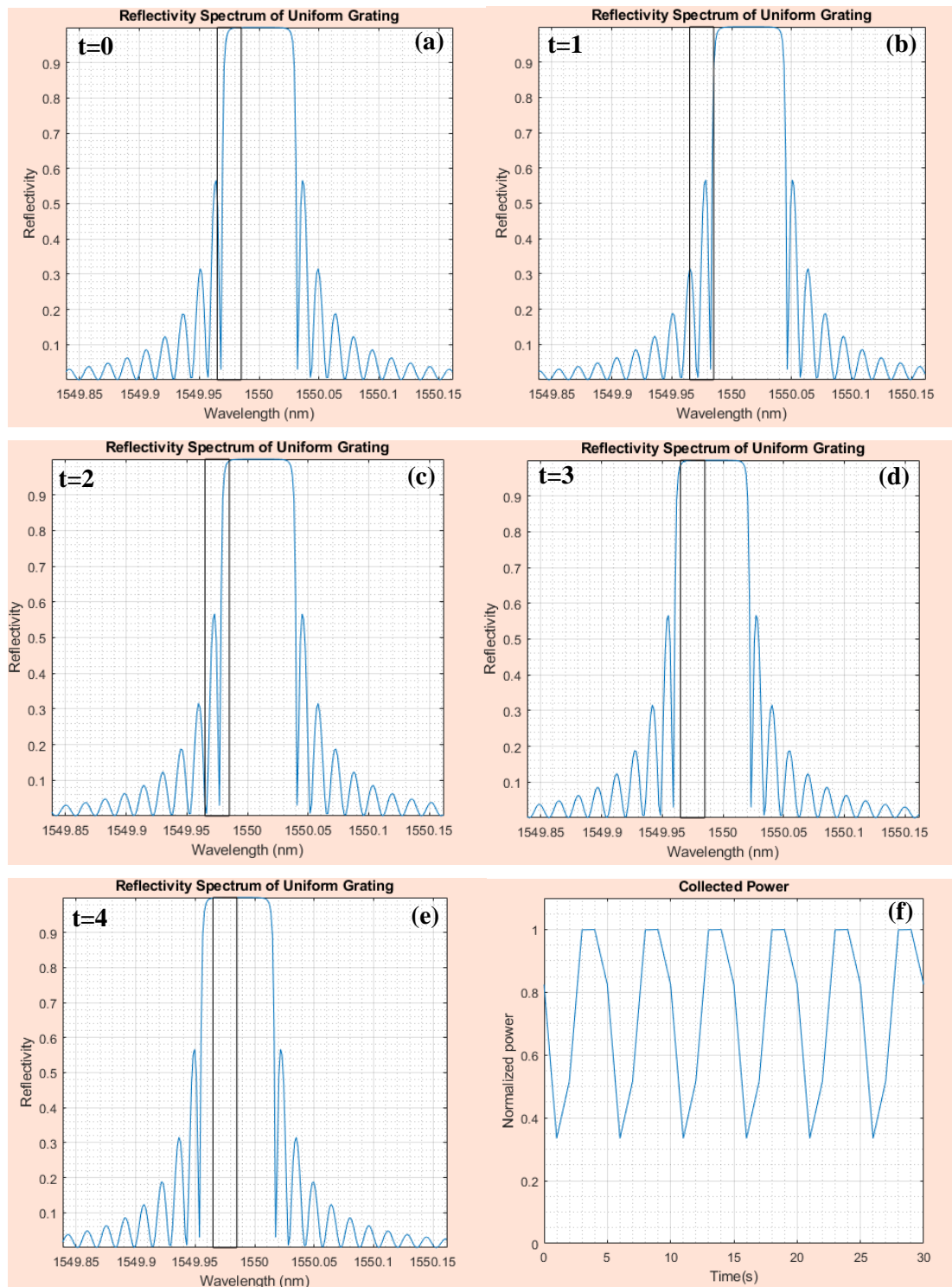


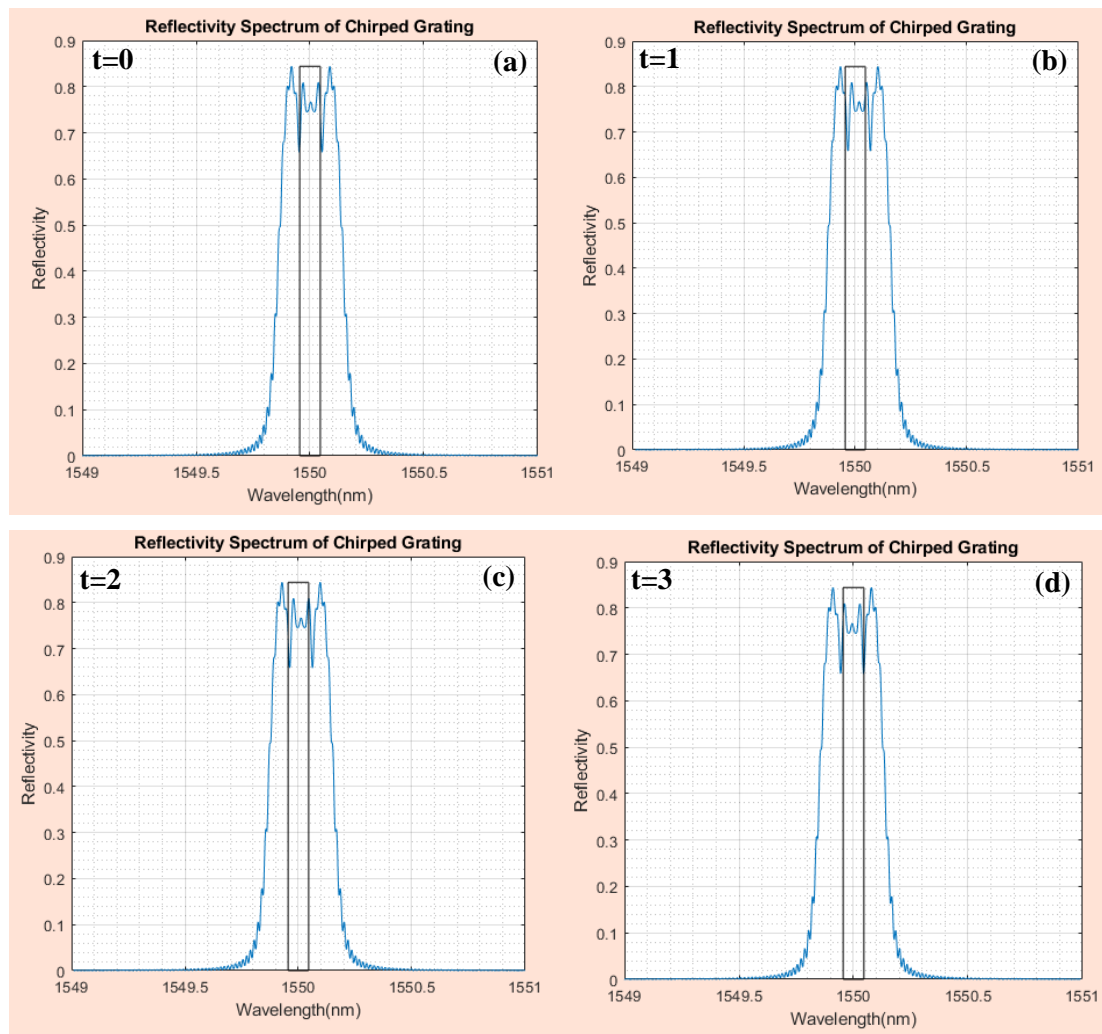
Figura 31. Reflectividad espectral de una UFBG y filtro fijo de $\Delta\lambda_f = 0.02$ nm y $\lambda_f = 1549.975$ nm: (a) $t=0$, (b) $t=1$, (c) $t=2$, (d) $t=3$, (e) $t=4$. (f) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

Finalmente se puede concluir con que para conseguir una caída notable de potencia en una UFBG no es deseable escoger el filtro fijo en el centro del espectro, sino en una lateral ya que, además, cuanto menor sea la anchura del filtro más notable es la caída de potencia.

4.2.2 Red de difracción de Bragg con chirp (CFBG)

La red de difracción de Bragg con chirp bajo estudio en este capítulo, tiene una longitud de 5 cm, índice de refracción de 1.46, chirp de 3 y su longitud de onda de Bragg es de 1550 nm.

En primer lugar, se establece la longitud de onda central del filtro (λ_f) en 1550 nm y un ancho de filtro ($\Delta\lambda_f$) de 0.09 nm. A continuación, en la Figura 32 se muestra la reflectividad espectral y el filtro fijo para los diferentes instantes de tiempo y la potencia detectada normalizada respecto al máximo según el tiempo en unidades lineales.



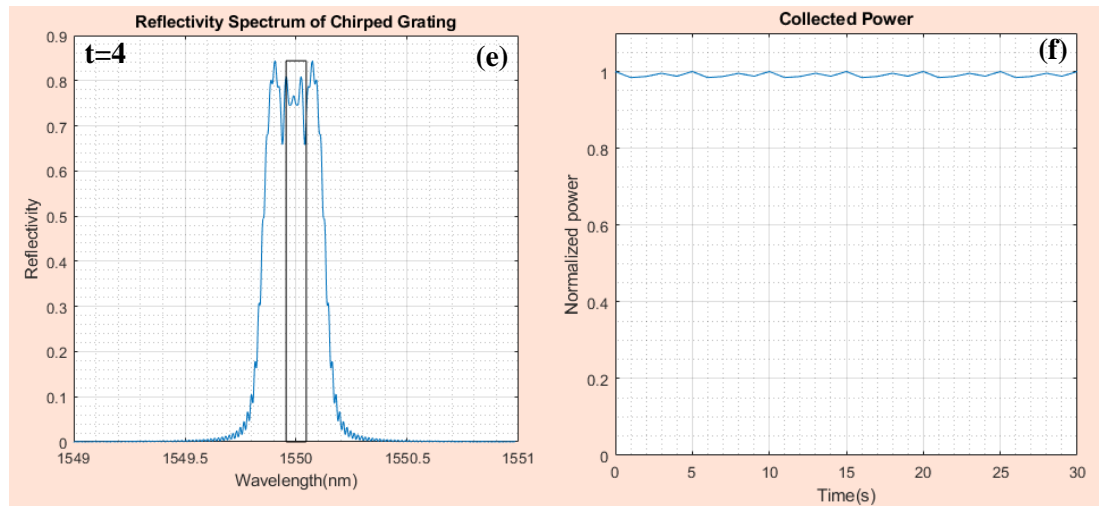
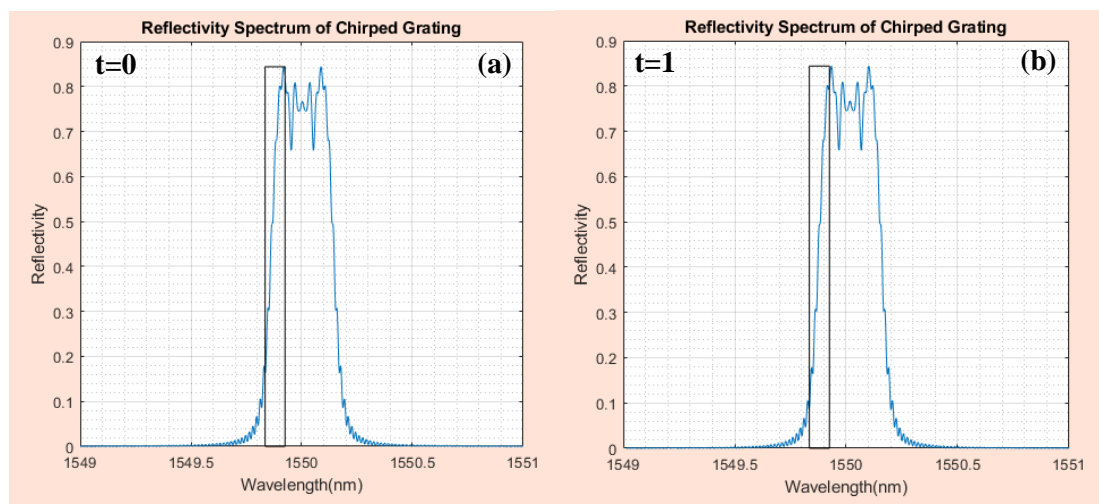


Figura 32. Reflectividad espectral de una CFBG y filtro fijo de $\Delta\lambda_f=0.09$ nm y $\lambda_c=1550$ nm: (a) $t=0$, (b) $t=1$, (c) $t=2$, (d) $t=3$, (e) $t=4$. (f) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

Tal y como se puede observar en la Figura 32, este caso no es nada deseable ya que la ventana del filtro es bastante menor que el ancho del espectro. Además, debido a que el espectro tiene un ancho tan grande es difícil apreciar la variación de la longitud de onda en el tiempo y por tanto es difícil que los cambios de potencia entre los diferentes instantes de tiempo sean notables por mucho que se aumente el ancho del filtro.

Para mejorar el filtro, se procede a probar un segundo caso donde se mantiene el ancho del filtro en 0.09 nm y se desplaza la longitud de onda central del filtro a un lateral, en concreto, se desplaza a 1549.88 nm. De manera análoga al caso anterior, en la Figura 33 se muestra la reflectividad espectral y el filtro fijo para los diferentes instantes de tiempo y la potencia detectada normalizada respecto al máximo según el tiempo en unidades lineales.



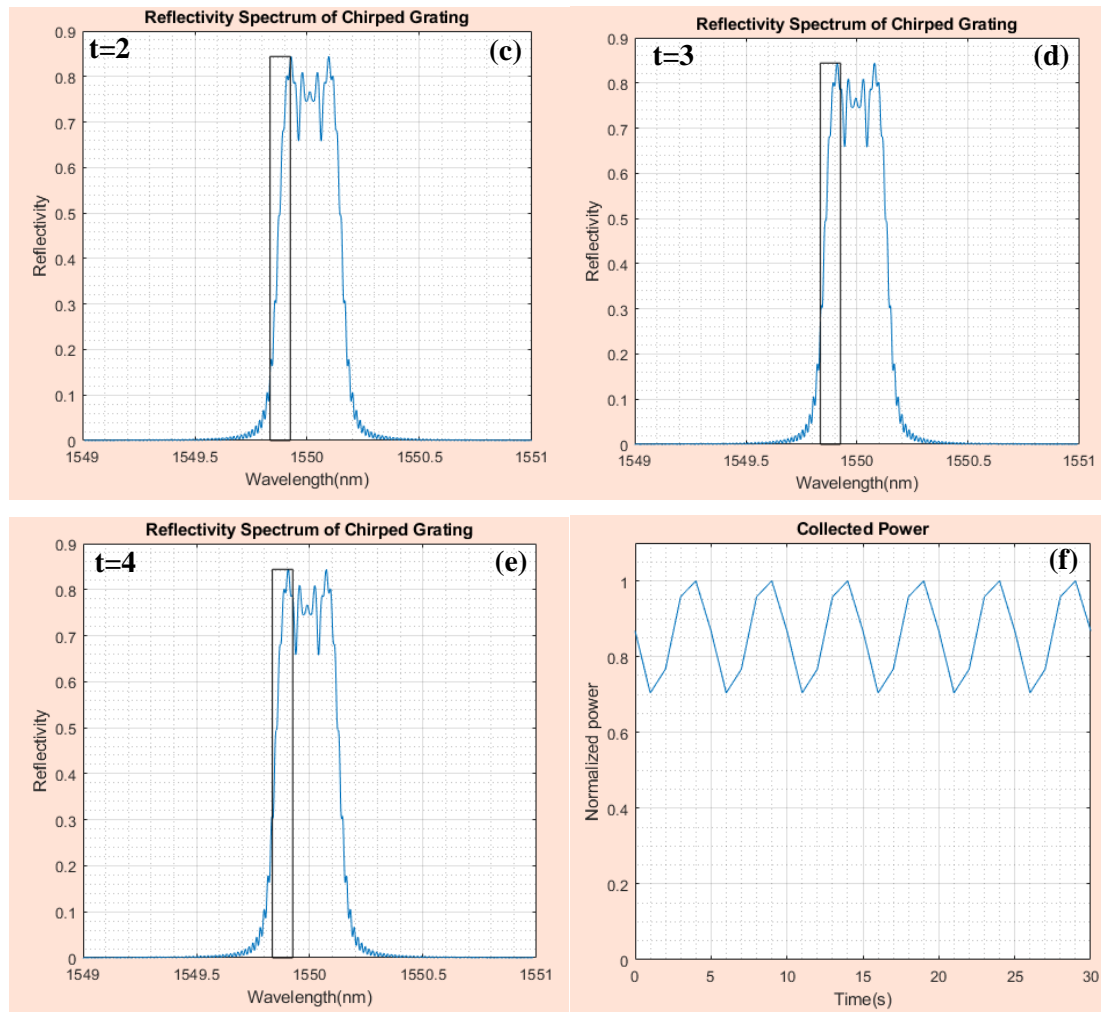
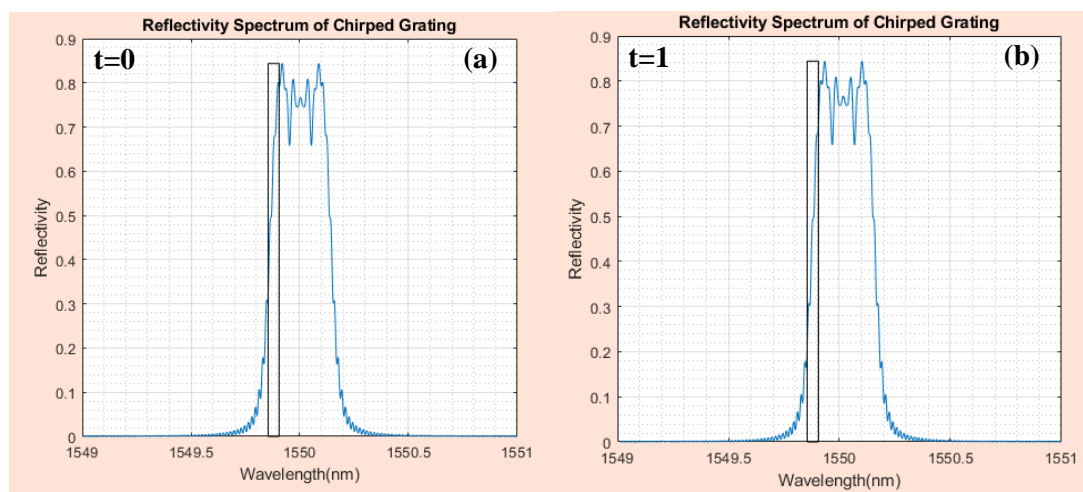


Figura 33. Reflectividad espectral de una CFBG y filtro fijo de $\Delta\lambda_f = 0.09$ nm y $\lambda_f = 1549.88$ nm: (a) $t=0$, (b) $t=1$, (c) $t=2$, (d) $t=3$, (e) $t=4$. (f) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

En este caso, la variación de potencia sí que es deseable, pero se establece un último caso en el cual se disminuye la anchura del filtro ya que, para esa longitud de onda central, cuanto menor sea la anchura del filtro más notable será la diferencia de potencia. En concreto, se establece una anchura del filtro de 0.05 nm tal y como se muestra en la Figura 34.



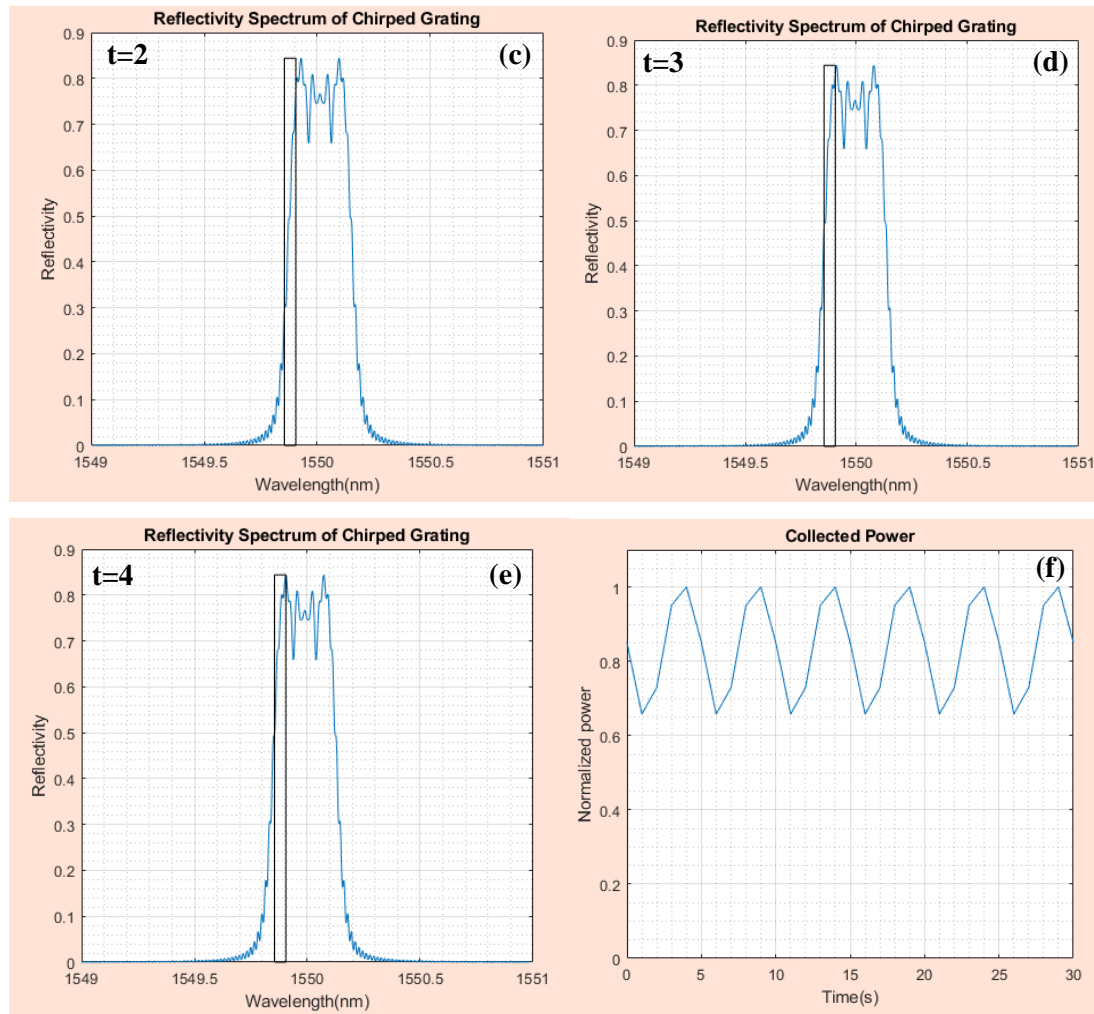


Figura 34. Reflectividad espectral de una CFBG y filtro fijo de $\Delta\lambda_f = 0.05$ nm y $\lambda_f = 1549.88$ nm: (a) $t=0$, (b) $t=1$, (c) $t=2$, (d) $t=3$, (e) $t=4$. (f) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

Finalmente se puede concluir con que para conseguir una caída notable de potencia en una CFBG, no es deseable escoger el filtro fijo en el centro del espectro, sino en una lateral y que, además, cuanto menor sea la anchura del filtro más notable es la caída de potencia.

4.2.3 Red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase (PS-FBG)

La red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase bajo estudio en este capítulo, tiene una longitud de 5 cm, índice de refracción de 1.46, desplazamiento de fase de $\pi/2$ rad y su longitud de onda de Bragg es de 1550 nm.

En primer lugar, se establece la longitud de onda central del filtro (λ_f) en 1550 nm y un ancho de filtro ($\Delta\lambda_f$) de 0.03 nm. A continuación, en la Figura 35 se muestra la reflectividad espectral y el filtro fijo para los diferentes instantes de tiempo y la potencia detectada normalizada respecto al máximo según el tiempo en unidades lineales.

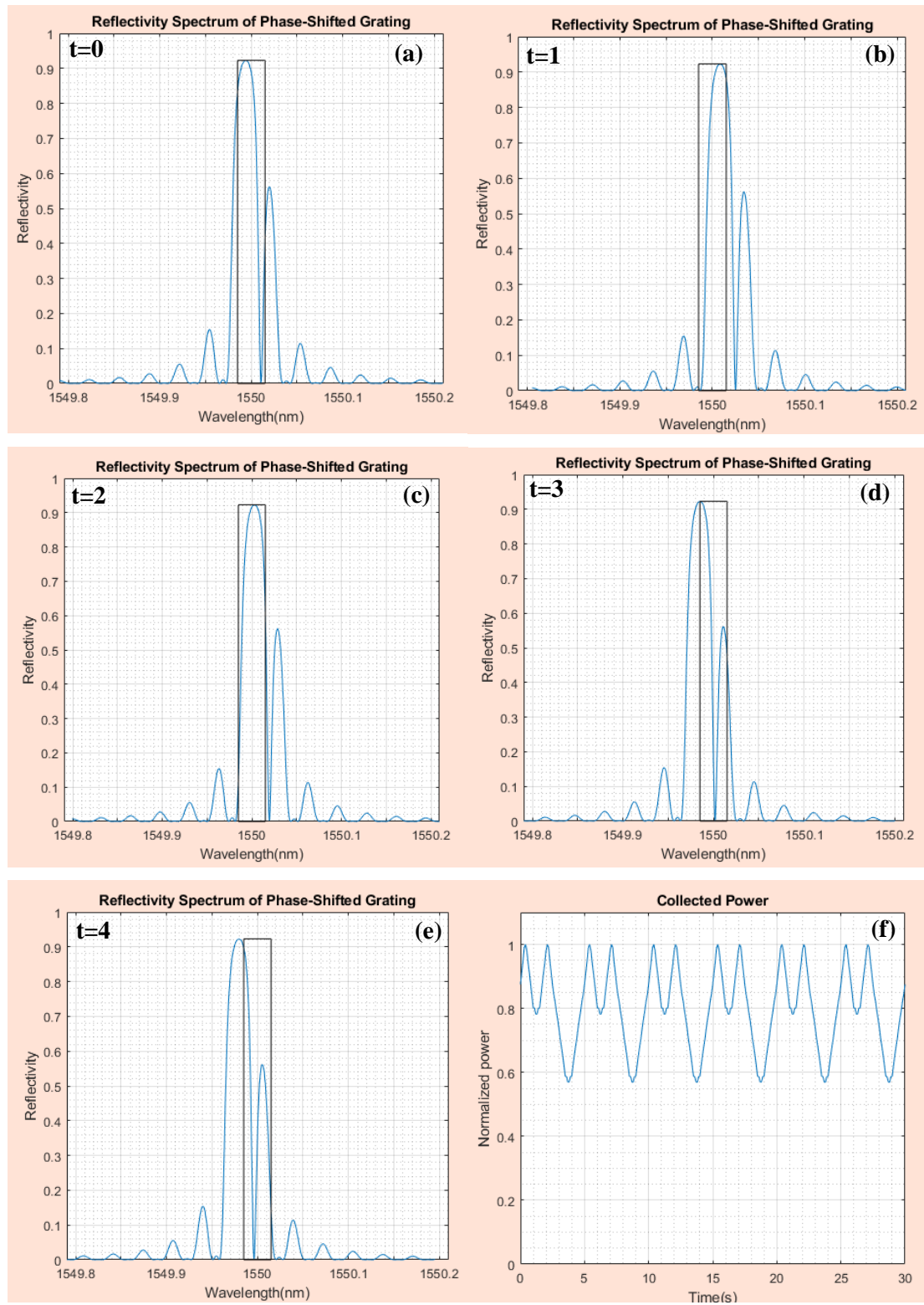


Figura 35. Reflectividad espectral de una PS-FBG y filtro fijo de $\Delta\lambda_f = 0.03$ nm y $\lambda_f = 1550$ nm: (a) $t=0$, (b) $t=1$, (c) $t=2$, (d) $t=3$, (e) $t=4$. (f) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

Para mejorar el filtro, se procede a probar un segundo caso donde se mantiene el ancho del filtro en 0.03 nm y se desplaza la longitud de onda central del filtro a un lateral, en concreto, se desplaza a 1549.98 nm, tal y como se muestra en la Figura 36.

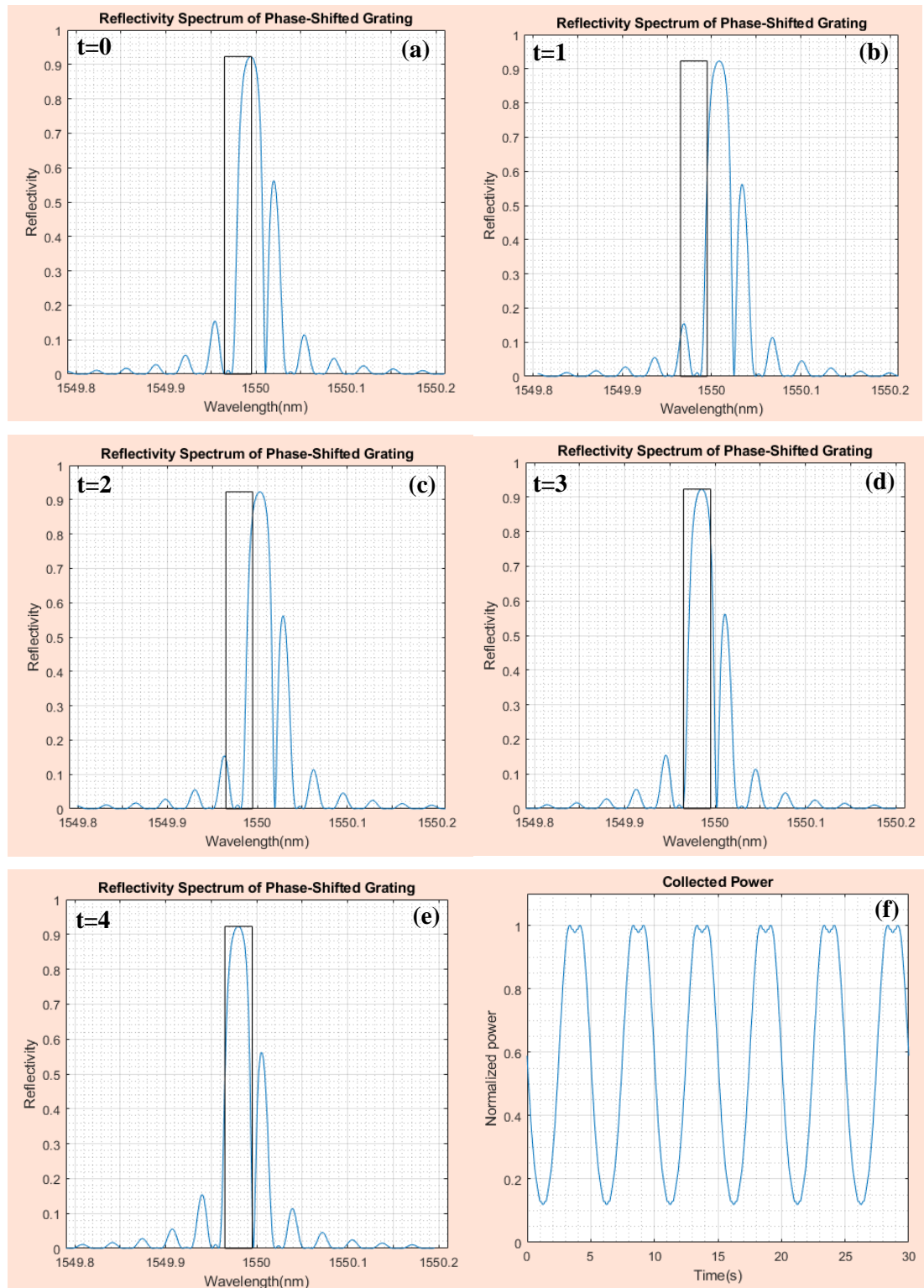


Figura 36. Reflectividad espectral de una PS-FBG y filtro fijo de $\Delta\lambda_f = 0.03$ nm y $\lambda_f = 1549.98$ nm: (a) $t=0$, (b) $t=1$, (c) $t=2$, (d) $t=3$, (e) $t=4$. (f) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

En este caso, la variación de potencia es deseable, pero se establece un último caso en el cual se disminuye la anchura del filtro ya para esa longitud de onda central, cuanto menor sea la anchura del filtro más notable es la diferencia de potencia. En concreto, se establece una anchura del filtro de 0.01 nm tal y como se muestra en la Figura 37.

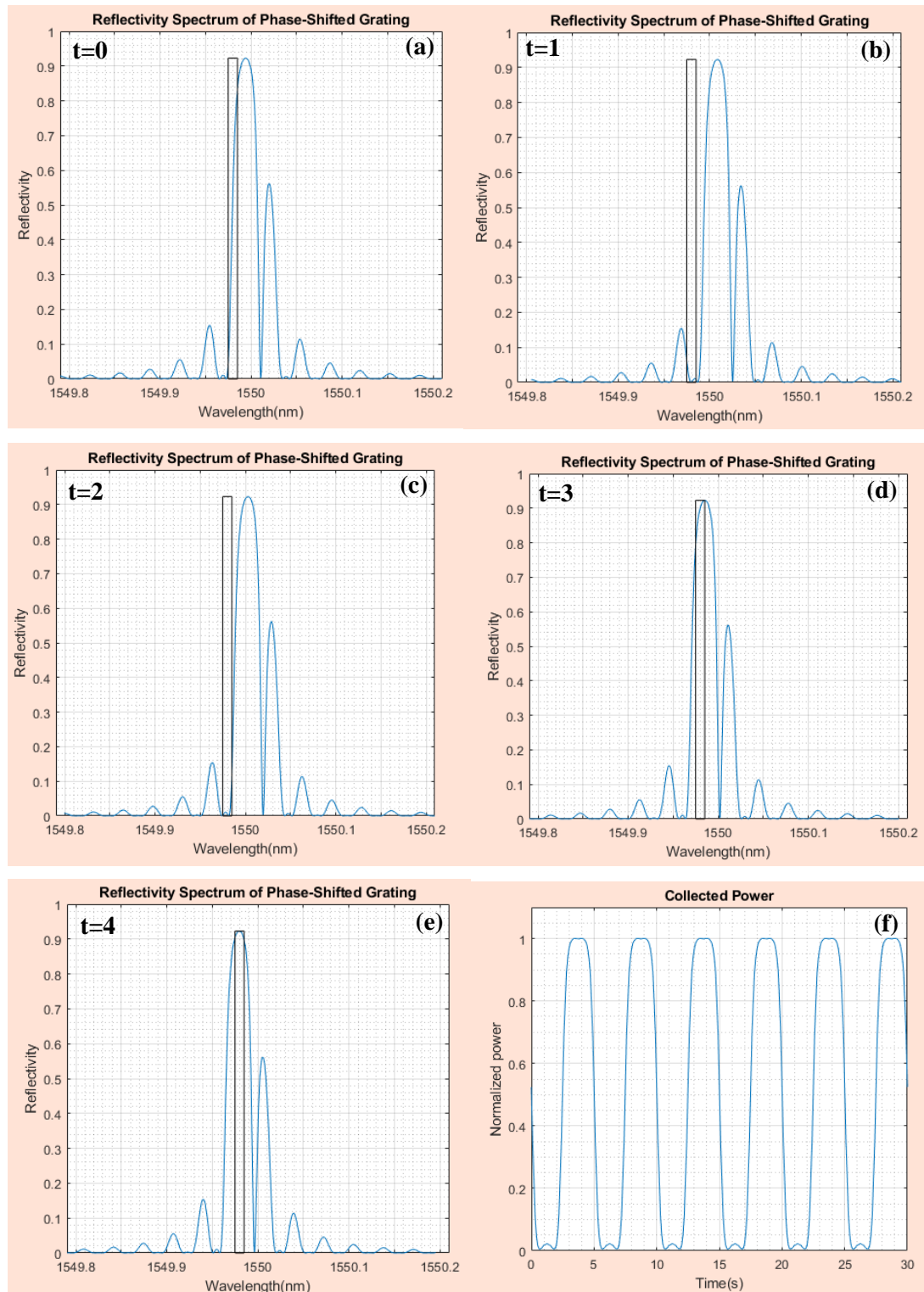


Figura 37. Reflectividad espectral de una PS-FBG y filtro fijo de $\Delta\lambda_f = 0.01$ nm y $\lambda_f = 1549.98$ nm: (a) $t=0$, (b) $t=1$, (c) $t=2$, (d) $t=3$, (e) $t=4$. (f) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

Finalmente se puede concluir con que para conseguir una caída notable de potencia en una PS-FBG, no es deseable escoger el filtro fijo en el centro del espectro, sino en una lateral y que, además, cuanto menor sea la anchura del filtro más notable es la caída de potencia.

Capítulo 5. Desarrollo de la interfaz gráfica de usuario para la simulación del sensor

5.1 Descripción del software

Para simular la respuesta de los sensores se ha implementado mediante Matlab GUIDE, una aplicación software que permite caracterizar el impacto de la respiración de una persona mediante la introducción de ciertos parámetros de entrada. En concreto, este software (“Respiration biosensor based on Fiber Bragg Gratings”) está formado por diversas interfaces:

En primer lugar, en la Figura 38 se muestra la “Pantalla de inicio”, la cual incluye el botón “Start” y que permite al usuario acceder a la siguiente pantalla de la aplicación, la pantalla “Redes de difracción de Bragg”, la cual se muestra en la Figura 39.

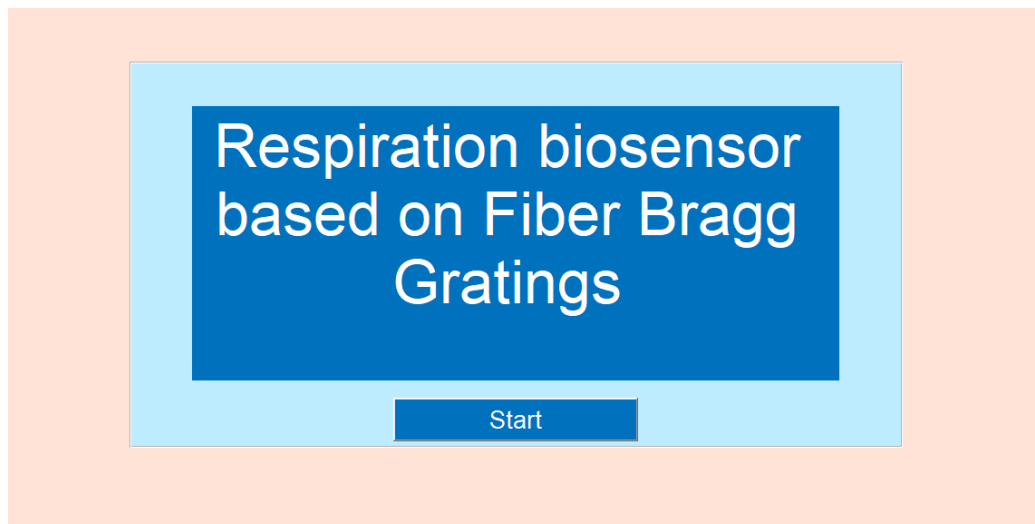


Figura 38. Pantalla de inicio de la aplicación “Respiration biosensor based on Fiber Bragg Gratings”.

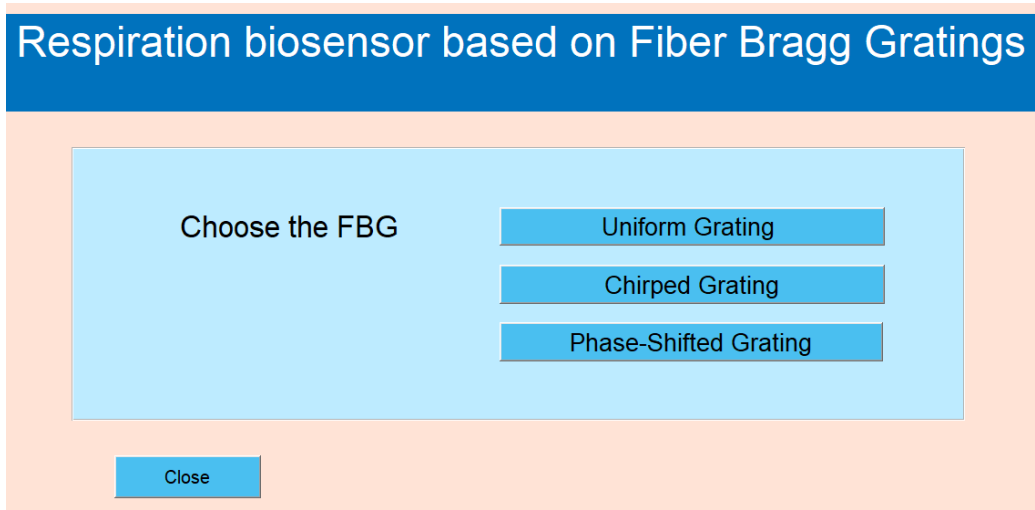


Figura 39. Pantalla Redes de difracción de Bragg de la aplicación “Respiration biosensor based on Fiber Bragg Gratings”.

La funcionalidad de esta segunda pantalla es elegir el tipo de red que se desea estudiar, para ello, se ha implementado el botón “Uniform Grating”, el botón “Chirped Grating” y el botón “Phase-Shifted Grating”. Además, también se ha implementado el botón “Close” el cual permite al usuario cerrar la aplicación.

A continuación, se ha implementado una tercera pantalla, la pantalla “Sensores de respiración” tal y como se muestra en la Figura 40, cuya funcionalidad es elegir el tipo de sensor que se desea estudiar.

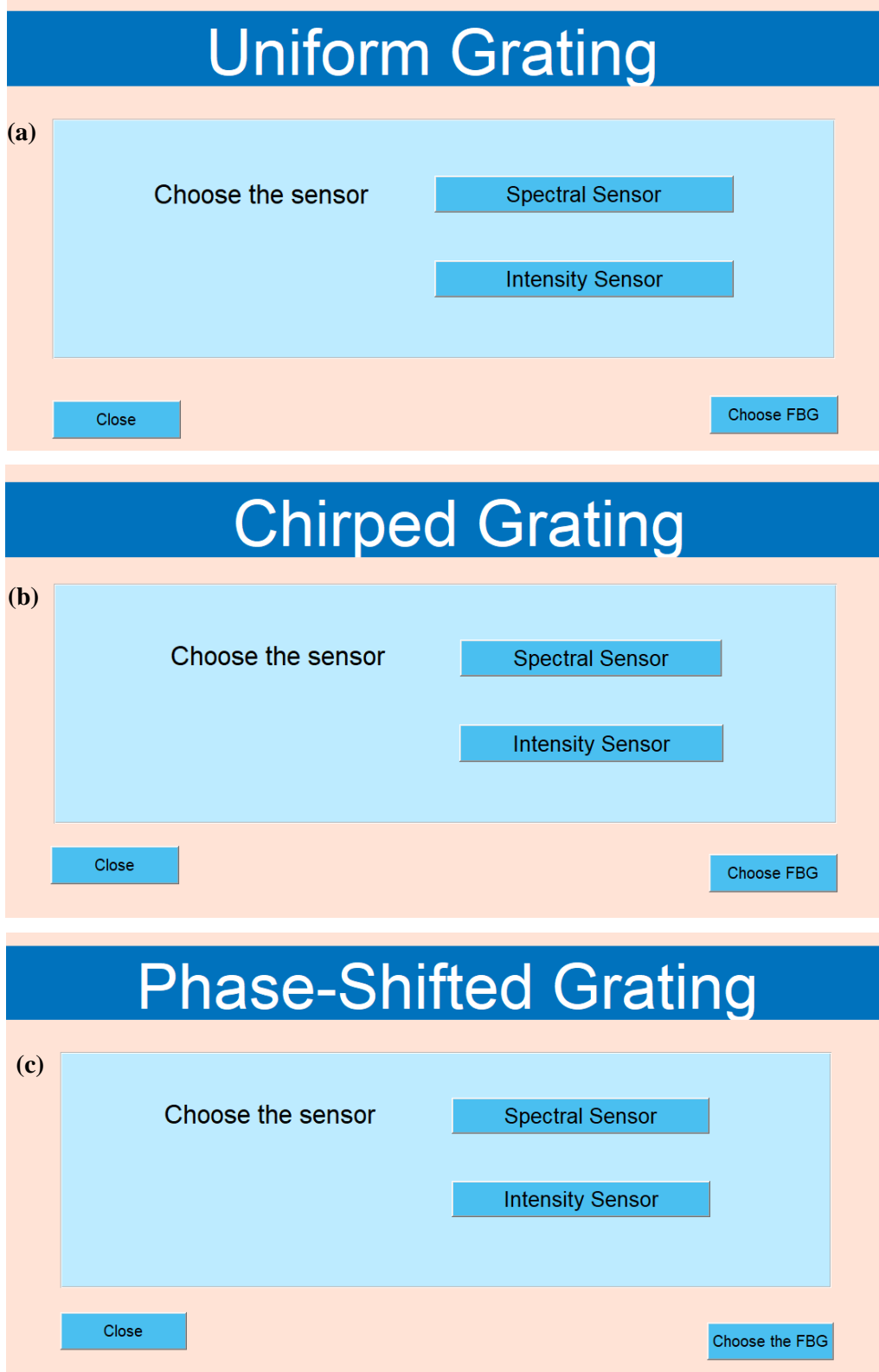


Figura 40. Pantalla Sensores de respiración de la aplicación “Respiration biosensor based on Fiber Bragg Gratings”: (a) UFBG, (b) CFBG, (c) PS-FBG.

Esta pantalla cuenta del botón “Spectral Sensor” y el botón “Intensity Sensor” para acceder a al sensor espectral y al sensor de potencia respectivamente.

En concreto, la pantalla del sensor espectral está compuesta por:

- Un panel que permite al usuario introducir/cambiar como parámetros de entrada las características de la red y de la respiración de la persona monitorizada.
- Una barra deslizante para representar la reflectividad espectral en diferentes instantes de tiempo.
- Un botón para representar la variación de la longitud de onda en función del tiempo.
- Un botón para visualizar el ancho entre los primeros nulos del espectro (Solamente para la red de difracción de Bragg Uniforme).
- El botón “Intensity Sensor” para acceder al sensor de potencia a partir del sensor espectral.

Y la pantalla del sensor de potencia está compuesta por:

- Un panel que permite al usuario introducir/cambiar las características de la red y de la respiración de la persona monitorizada.
- Un panel para introducir las características del filtro fijo.
- Una barra deslizante para representar la reflectividad espectral en diferentes instantes de tiempo con el filtro fijo.
- Un botón para representar la potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo y en unidades lineales.
- Un botón para visualizar el ancho entre los primeros nulos del espectro (Solamente para la red de difracción de Bragg Uniforme).
- El botón “Spectral Sensor” para acceder al sensor espectral a partir del sensor de potencia.

Con la finalidad de poder cerrar la aplicación o poder volver a la pantalla “Redes de difracción de Bragg” en cualquier momento se ha añadido el botón “Close” y el botón “Choose the FBG” a todas las pantallas.

Además, la aplicación se ha implementado de manera que cuando el usuario accede al sensor de potencia desde el sensor espectral o viceversa, las características de la red y de la respiración de la persona monitorizada aparecen rellenos según los datos del sensor de inicial.

En las siguientes subsecciones se procede a explicar las diferentes interfaces implementadas en función de las diferentes FBGs.

5.1.1 Red de difracción de Bragg uniforme (UFBG)

En primer lugar, la Figura 41 muestra la pantalla “Sensor Espectral UFBG”, a la cual se puede acceder eligiendo “Uniform Grating” y “Spectral Sensor” mediante las pantallas mostradas en la Figura 39 y la Figura 40 respectivamente o mediante la pantalla “Sensor de Potencia UFBG”, la cual se muestra a continuación en la Figura 42.

(a) Spectral Sensor

Uniform Grating Input Parameters

Central wavelength (nm) [1530 - 1565]:

FBG length (cm) [0.1 - 5]:

Refractive index of FBG [1.45 - 1.47]:

Breathing period (s) [2 - 7]:

Breathing intensity (Microstrain) [20 - 30]:

Reflectivity [0.0001 - 0.9999]:

Close

Choose FBG

Intensity sensor

Reflectivity

To display the reflectivity according to the wavelength for each instant of time, move the slider by pressing the arrow (Each step is 1 s)

Wavelength

To display the variation of the wavelength according to the time press the button.

Bandwidth between the first nulls(nm):

(b) Spectral Sensor

Uniform Grating Input Parameters

Central wavelength (nm) [1530 - 1565]:

FBG length (cm) [0.1 - 5]:

Refractive index of FBG [1.45 - 1.47]:

Breathing period (s) [2 - 7]:

Breathing intensity (Microstrain) [20 - 30]:

Reflectivity [0.0001 - 0.9999]:

Close

Choose FBG

Intensity Sensor

Reflectivity

To display the reflectivity according to the wavelength for each instant of time, move the slider by pressing the arrow (Each step is 1 s)

Wavelength

To display the variation of the wavelength according to the time press the button.

Bandwidth between the first nulls (nm):

(c) Spectral Sensor

Uniform Grating Input Parameters

Central wavelength (nm) [1530 - 1565]:

FBG length (cm) [0.1 - 5]:

Refractive index of FBG [1.45 - 1.47]:

Breathing period (s) [2 - 7]:

Breathing intensity (Microstrain) [20 - 30]:

Reflectivity [0.0001 - 0.9999]:

Close

Choose FBG

Intensity sensor

Reflectivity Spectrum of Uniform Grating

Reflectivity vs Wavelength (nm)

Reflectivity

To display the reflectivity according to the wavelength for each instant of time, move the slider by pressing the arrow (Each step is 1 s)

Wavelength

To display the variation of the wavelength according to the time press the button.

Bandwidth between the first nulls(nm):

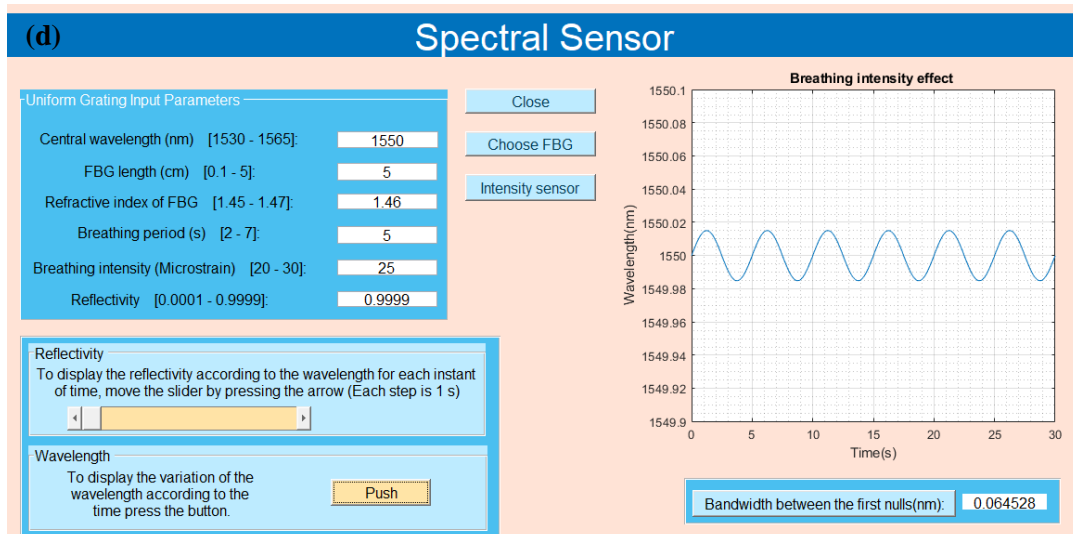
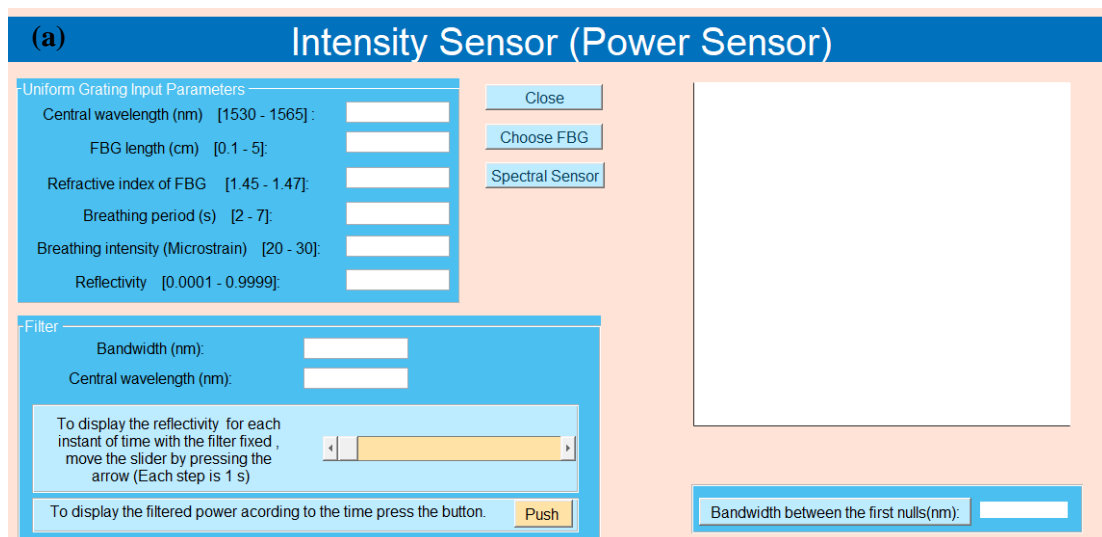


Figura 41. Pantalla Sensor Espectral UFBG de la aplicación “Respiration biosensor based on Fiber Bragg Gratings”: (a) Sin parámetros de entrada, (b) Con parámetros transferidos de la pantalla Sensor de Potencia UFBG, (c) Reflectividad espectral, (d) Variación de la longitud de onda según el tiempo.

Tal y como se ha comentado anteriormente la Figura 42 muestra la pantalla “Sensor de Potencia UFBG”, a la cual se puede acceder eligiendo “Uniform Grating” y “Intensity Sensor” mediante las pantallas mostradas en la Figura 39 y la Figura 40 respectivamente o mediante la pantalla “Sensor Espectral UFBG”.



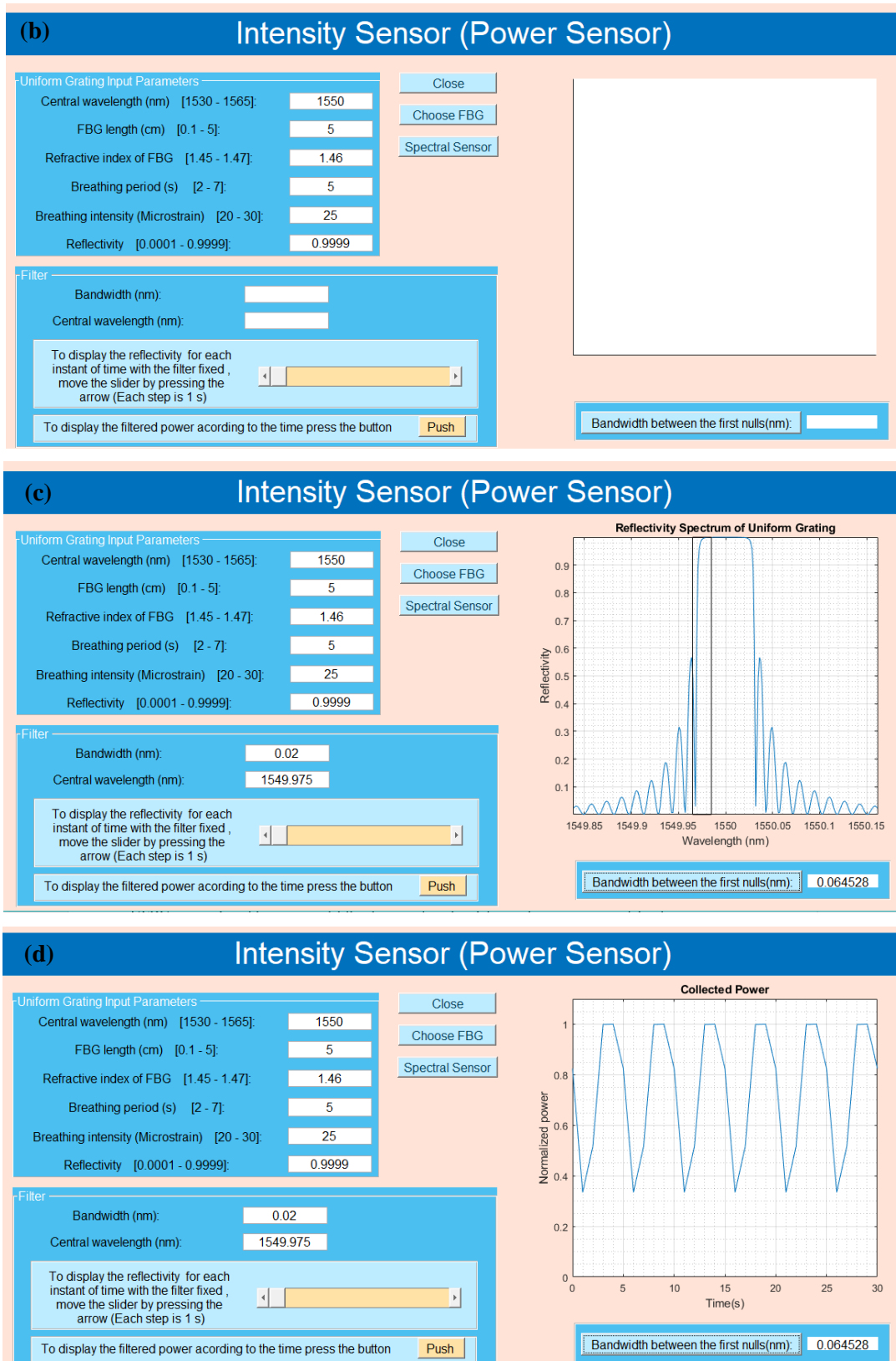


Figura 42. Pantalla Sensor de Potencia UFBG de la aplicación “Respiration biosensor based on Fiber Bragg Gratings”: (a) Sin parámetros de entrada, (b) Con parámetros transferidos de la pantalla Sensor Espectral UFBG, (c) Reflectividad espectral con filtro fijo, (d) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

5.1.2 Red de difracción de Bragg con chirp (CFBG)

En segundo lugar, la Figura 43 muestra la pantalla “Sensor Espectral CFBG”, a la cual se accede cuando el usuario ha elegido “Chirped Grating” y “Spectral Sensor” mediante las pantallas mostradas en la Figura 39 y la Figura 40 respectivamente o mediante la pantalla “Sensor de Potencia CFBG”, la cual se muestra a continuación en la Figura 44.

(a) Spectral Sensor

Chirped Grating Input Parameters

Central wavelength (nm) [1530 - 1565]:

FBG length (cm) [0.1 - 5]:

Refractive index of FBG [1.45 - 1.47]:

Breathing period (s) [2 - 7]:

Breathing intensity (Microstrain) [20 - 30]:

Chirp coefficient [1 - 6]:

Close

Choose FBG

Reflectivity

To display the reflectivity according to the wavelength for each instant of time, move the slider by pressing the arrow (Each step is 1 s).

Wavelength

To display the variation of the wavelength according to the time press the button.

Intensity sensor

(b) Spectral Sensor

Chirped Grating Input Parameters

Central wavelength (nm) [1530 - 1565]:

FBG length (cm) [0.1 - 5]:

Refractive index of FBG [1.45 - 1.47]:

Breathing period (s) [2 - 7]:

Breathing intensity (Microstrain) [20 - 30]:

Chirp coefficient [1 - 6]:

Close

Choose FBG

Reflectivity

To display the reflectivity according to the wavelength for each instant of time, move the slider by pressing the arrow (Each step is 1 s).

Wavelength

To display the variation of the wavelength according to the time press the button.

Intensity sensor

(c) Spectral Sensor

Chirped Grating Input Parameters

Central wavelength (nm) [1530 - 1565]:

FBG length (cm) [0.1 - 5]:

Refractive index of FBG [1.45 - 1.47]:

Breathing period (s) [2 - 7]:

Breathing intensity (Microstrain) [20 - 30]:

Chirp coefficient [1 - 6]:

Close

Choose FBG

Reflectivity

To display the reflectivity according to the wavelength for each instant of time, move the slider by pressing the arrow (Each step is 1 s).

Wavelength

To display the variation of the wavelength according to the time press the button.

Intensity sensor

Reflectivity Spectrum of Chirped Grating

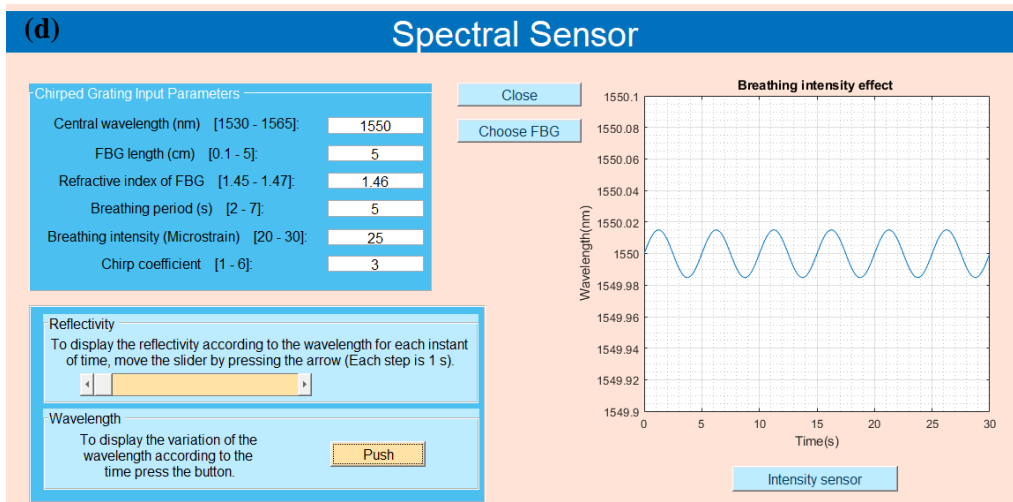
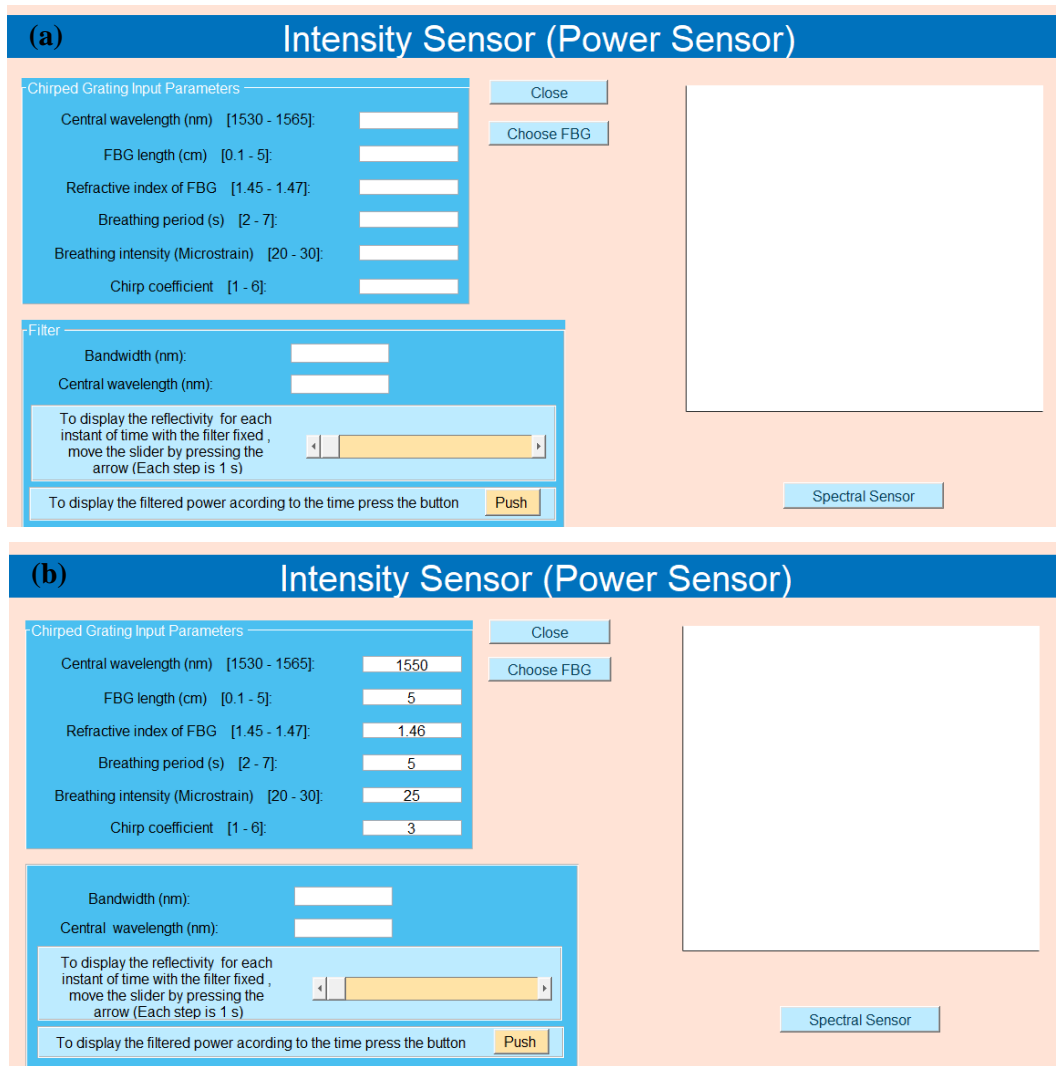


Figura 43. Pantalla Sensor Espectral CFBG de la aplicación “Respiration biosensor based on Fiber Bragg Gratings”: (a) Sin parámetros de entrada, (b) Con parámetros transferidos de la pantalla Sensor de Potencia CFBG, (c) Reflectividad espectral (d) Variación de la longitud de onda según el tiempo.

La Figura 44 muestra la pantalla “Sensor de Potencia CFBG”, a la cual se puede acceder eligiendo “Chirped Grating” y “Intensity Sensor” mediante las pantallas mostradas en la Figura 39 y la Figura 40 respectivamente o mediante la pantalla “Sensor Espectral CFBG”.



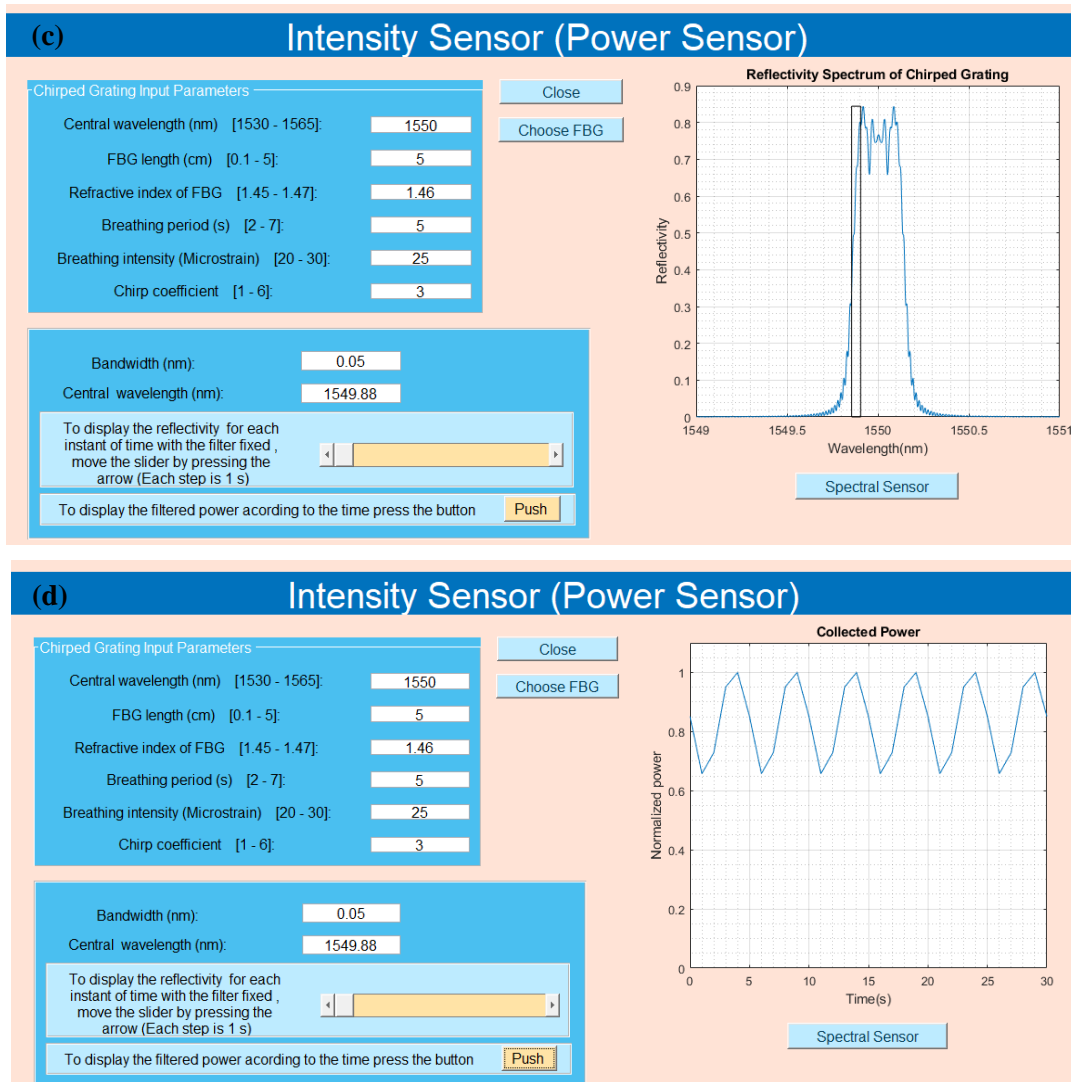


Figura 44. Pantalla Sensor de Potencia CFBG de la aplicación “Respiration biosensor based on Fiber Bragg Gratings”: (a) Sin parámetros de entrada, (b) Con parámetros transferidos de la pantalla Sensor Espectral CFBG, (c) Reflectividad espectral con filtro fijo, (d) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

5.1.3 Red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase (PS-FBG)

En tercer lugar, la Figura 45 muestra la pantalla “Sensor Espectral PS-FBG”, a la cual se accede cuando el usuario ha elegido “Phase-Shifted Grating” y “Spectral Sensor” mediante las pantallas mostradas en la Figura 39 y la Figura 40 respectivamente o mediante la pantalla “Sensor de Potencia PS-FBG”, la cual se muestra a continuación en la Figura 46.

(a) Spectral Sensor

Phase-Shifted Grating Input Parameters

Central wavelength (nm) [1530 - 1565]:

FBG length (cm) [0.1 - 5]:

Refractive index of FBG [1.45 - 1.47]:

Breathing period (s) [2 - 7]:

Breathing intensity (Microstrain) [20 - 30]:

Phase Shifted (rad) [0.78, 1.57, 2.35, 3.14]:

Close

Choose FBG

Reflectivity

To display the reflectivity according to the wavelength for each instant of time, move the slider by pressing the arrow (Each step is 1 s)

Wavelength

To display the variation of the wavelength according to the time press the button.

Push

Intensity sensor

(b) Spectral Sensor

Phase-Shifted Grating Input Parameters

Central wavelength (nm) [1530 - 1565]:

FBG length (cm) [0.1 - 5]:

Refractive index of FBG [1.45 - 1.47]:

Breathing period (s) [2 - 7]:

Breathing intensity (Microstrain) [20 - 30]:

Phase Shifted (rad) [0.78, 1.57, 2.35, 3.14]:

Close

Choose FBG

Reflectivity

To display the reflectivity according to the wavelength for each instant of time, move the slider by pressing the arrow (Each step is 1 s)

Wavelength

To display the variation of the wavelength according to the time press the button.

Push

Intensity sensor

(c) Spectral Sensor

Phase-Shifted Grating Input Parameters

Central wavelength (nm) [1530 - 1565]:

FBG length (cm) [0.1 - 5]:

Refractive index of FBG [1.45 - 1.47]:

Breathing period (s) [2 - 7]:

Breathing intensity (Microstrain) [20 - 30]:

Phase Shifted (rad) [0.78, 1.57, 2.35, 3.14]:

Close

Choose FBG

Reflectivity

To display the reflectivity according to the wavelength for each instant of time, move the slider by pressing the arrow (Each step is 1 s)

Wavelength

To display the variation of the wavelength according to the time press the button.

Push

Intensity sensor

Wavelength (nm)	Reflectivity
1549.8	0.00
1549.9	0.05
1550.0	0.95
1550.1	0.05
1550.2	0.00

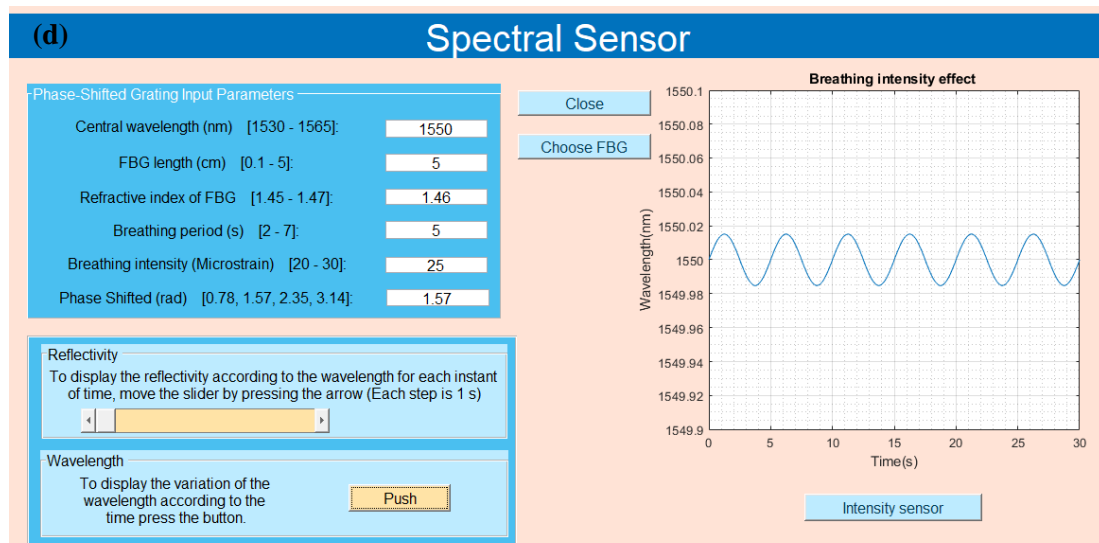
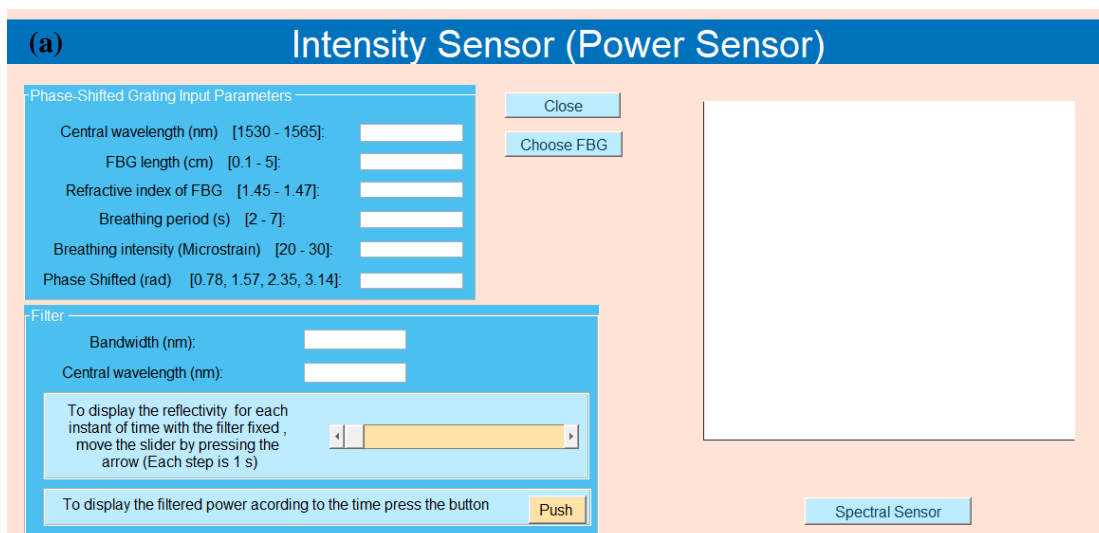


Figura 45. Pantalla Sensor Espectral PS-FBG de la aplicación “Respiration biosensor based on Fiber Bragg Gratings”: (a) Sin parámetros de entrada, (b) Con parámetros transferidos de la pantalla Sensor de Potencia PS-FBG, (c) Reflectividad espectral (d) Variación de la longitud de onda según el tiempo.

La Figura 46 muestra la pantalla “Sensor de Potencia PS-FBG”, a la cual se puede acceder eligiendo “Phase-Shifted Grating” y “Intensity Sensor” mediante las pantallas mostradas en la Figura 39 y la Figura 40 respectivamente o mediante la pantalla “Sensor Espectral PS-FBG”.



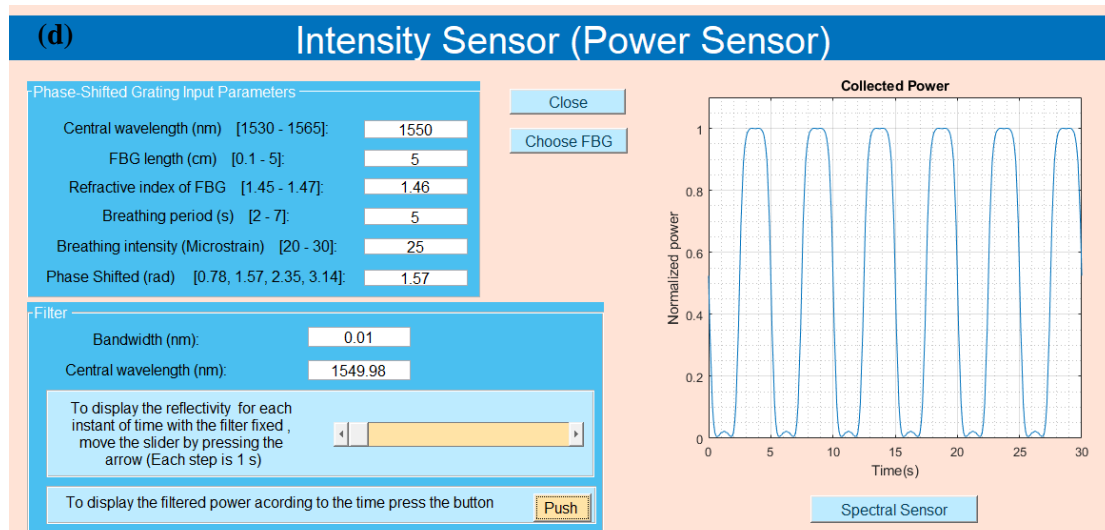
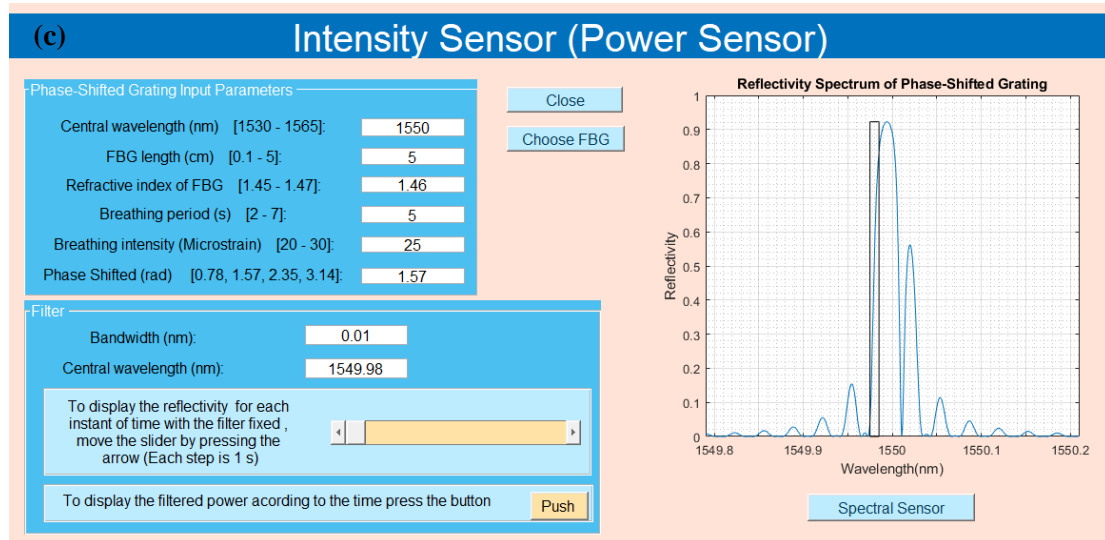
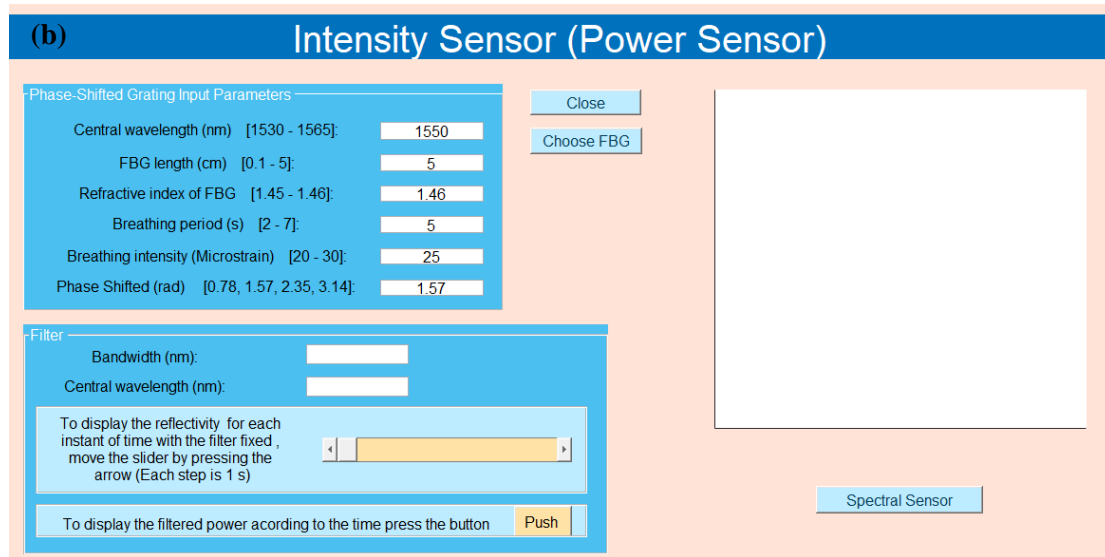


Figura 46. Pantalla Sensor de Potencia PS-FBG de la aplicación “Respiration biosensor based on Fiber Bragg Gratings”: (a) Sin parámetros de entrada, (b) Con parámetros transferidos de la pantalla Sensor Espectral PS-FBG, (c) Reflectividad espectral con filtro fijo, (d) Potencia detectada en el esquema de la Figura 27, normalizada respecto al máximo según el tiempo.

5.2 Resultados.

Tal y como se ha comentado durante toda la memoria, el desarrollo de este Trabajo Final de Grado ha consistido en el diseño de un sensor de respiración basado en una red de difracción de Bragg. Se ha demostrado que una FBG es capaz de responder a las variaciones de presión que ejerce sobre ella una persona al respirar, lo que significa que al espirar se comprime la FBG y en consecuencia la longitud de onda central del espectro de la red disminuye y al inspirar se elonga y, al contrario que en la espiración, la longitud de onda central del espectro aumenta.

Para que el sensor sea óptimo es necesario poder detectar con facilidad la variación del espectro de la red de difracción de Bragg. Con la finalidad de conocer qué tipo de red es mejor utilizar en la implementación de un sensor de respiración, se ha llevado a cabo un estudio de las redes de difracción (uniforme, con chirp y con desplazamiento de fase). En concreto se ha estudiado el comportamiento del espectro de cada una de ellas al variar sus principales características.

En primer lugar, para una FBG uniforme se ha demostrado que la anchura de banda del espectro de la señal reflejada depende de la longitud de la red y la variación del índice de refracción. En este sentido se ha obtenido como resultado que cuanto más larga es la red, más estrecha es la respuesta de la reflectividad y cuanto más intensa es la red, es decir, cuanto mayor variación de índice de refracción tiene, más ancha es la respuesta de la reflectividad.

En segundo lugar, para una FBG con chirp se ha demostrado que cuanto más variedad de periodo a lo largo de la red, es decir cuanto más chirp, más ancha es la reflectividad. En estos sensores, no es conveniente un espectro con una anchura espectral del orden de 0.2 nm cuando la longitud de onda central se mueve una variación máxima de 0.03 nm ya que sería difícil de apreciar dicha variación.

Finalmente, para una FBG con desplazamiento de fase se ha demostrado que, dependiendo del desfase de la red, la banda se divide en una posición espectral u otra, no afectando esta división a la detección de la variación del espectro. Además, de igual modo a la red de difracción uniforme, cuanto más larga es, más estrecha es la respuesta de la reflectividad.

Se han diseñado dos sensores diferentes, el sensor espectral y el sensor de potencia, estando ambos basados en un red de difracción de Bragg, tal y como se muestra la Figura 16 y en la Figura 27, cuyos resultados más importantes se exponen en las siguientes subsecciones.

Es importante aclarar que los sensores desarrollados en este Trabajo Fin De Grado permiten simular la respiración de una persona y, por tanto, detectar el estado de la misma a partir de la introducción manual de la frecuencia respiratoria y de la intensidad de respiración con el fin de optimizar las características de las FBGs y el filtro en el caso del sensor de potencia.

5.2.1 *Sensor espectral*

La finalidad del sensor espectral es la obtención del espectro de la FBG para poder “leer” en él las características de la respiración y observar sus cambios. En concreto, tal y como se ha descrito a lo largo de la memoria, cuanto mayor es la variación de la reflectividad espectral, más intensa es la respiración y cuanto menor sea el periodo de la reflectividad espectral, mayor es la frecuencia respiratoria de la persona monitorizada.

En este sentido, a partir de los dos parámetros clave que caracterizan la respiración, es posible obtener una gráfica que permita al personal médico conocer cuando un paciente está sufriendo anomalías en la respiración ya que cuanto más intensa (profunda) es la respiración, más amplitud tiene la señal y cuanto mayor es la frecuencia respiratoria menor es el periodo de la señal del sensor de respiración.

Lógicamente, sería necesaria una interfaz que tradujera esta gráfica en una curva de respiración estandarizada en el mundo sanitario, que respondiera a las necesidades del usuario final (personal

médico y asistentes sanitarios en general) e incluso analizara las posibles patologías. Esta interfaz queda fuera del alcance de este trabajo y requiere de colaboración interdisciplinar.

A continuación, se procede a resumir numéricamente las características más óptimas de las redes de difracción de Bragg, a las cuales se ha llegado mediante los diferentes estudios de un sensor espectral:

- Debido a que la anchura del espectro de la reflectividad de una red de difracción de Bragg uniforme, se caracteriza según la longitud de la red y la variación del índice de refracción, una red adecuada para monitorizar la respiración tendría las siguientes características:
 - $L = 5\text{cm}$
 - $n_{\text{eff}} = 1.46$
 - $\lambda_B = 1550\text{ nm}$
 - $\Delta n_{\text{eff}} = 0.000075$ que equivale a una $R_{\text{max}} = 0.9999$
 - $\Delta\lambda = 0.0645\text{ nm}$
- Una red de difracción de Bragg con chirp no es adecuada para la monitorización de la respiración ya que la anchura espectral de su reflectividad es muy ancha en comparación al desplazamiento de longitud de onda que provoca la respiración. En el caso de utilizarse una red de difracción con chirp, la red más óptima tendría las siguientes características:
 - $L = 5\text{cm}$
 - $n_{\text{eff}} = 1.46$
 - $\lambda_B = 1550\text{ nm}$
 - $C = 3$
- Las características más óptimas para monitorizar la respiración mediante una red de difracción de Bragg con desplazamiento de fase son las siguientes:
 - $L = 5\text{cm}$
 - $n_{\text{eff}} = 1.46$
 - $\lambda_B = 1550\text{ nm}$
 - $\Delta\phi = \pi/2\text{ rad}$

5.2.2 *Sensor de potencia*

De forma equivalente al sensor espectral, la finalidad del sensor de potencia es la obtención una gráfica que represente la potencia integral de la reflectividad espectral comprendida en una ventana seleccionada por un filtro fijo óptimo en los diferentes instantes de tiempo. En este sentido también es posible “leer” en ella las características de la respiración y observar sus cambios, ya que cuanto más variación de potencia haya, más intensa es la respiración, y cuanto menor sea el periodo, mayor es la frecuencia respiratoria de la persona monitorizada. En este caso, es importante para facilitar la detección, que haya suficiente relación de extinción entre los niveles de potencia detectada a lo largo de un período de respiración, por tanto, ha sido considerado como criterio a lo largo del trabajo para escoger el filtro fijo necesario para ser utilizado en el esquema.

De igual modo al sensor espectral, dicha gráfica se tiene que adaptar a una interfaz estandarizada para que el personal sanitario pueda conocer el estado de la respiración.

Para el sensor de potencia, además de las redes óptimas definidas en la subsección anterior, es necesaria la utilización de un filtro fijo óptimo, cuyas características para cada una de las redes son las siguientes:

- En una red de difracción de Bragg uniforme, la anchura óptima del filtro y la longitud de onda central del filtro es:
 - $\Delta\lambda_f = 0.02\text{ nm}$
 - $\lambda_f = 1549.975\text{ nm}$



- En una red de difracción de Bragg con chirp, la anchura óptima del filtro y la longitud de onda central del filtro es:
 - $\Delta\lambda_f = 0.05 \text{ nm}$
 - $\lambda_f = 1549.88 \text{ nm}$
- En una red de difracción con desplazamiento de fase, la anchura óptima del filtro y la longitud de onda central del filtro es:
 - $\Delta\lambda_f = 0.01 \text{ nm}$
 - $\lambda_f = 1549.98 \text{ nm}$

Capítulo 6. Conclusiones y propuesta de trabajo futuro

Este Trabajo Fin de Grado ha logrado satisfactoriamente su objetivo principal, que ha sido el diseño de un sensor de respiración basado en una red de difracción de Bragg uniforme, con chirp y con desplazamiento de fase con objeto de diagnosticar patologías relacionadas con la respiración o mejorar la calidad de vida de personas que necesitan monitorización continua de la respiración por algún tipo de enfermedad crónica.

De acuerdo con los objetivos técnicos expuestos, el desarrollo de este proyecto ha consistido en la implementación de una aplicación software que simula un sensor espectral y un sensor de potencia, los cuales permiten caracterizar la respiración de una persona y, por tanto, detectar el estado de la misma. En este sentido, esta aplicación software ha permitido llevar a cabo un estudio de las características más importantes de las diferentes redes de difracción de Bragg como es la red uniforme, la red con chirp y la red con desplazamiento de fase, pudiendo concluir con que, para la detección de la respiración, es necesario que la anchura de la red no sea muy elevada en comparación a su desplazamiento, el cual es provocado por la presión ejercida sobre la FBG por el cuerpo humano al respirar. Por tanto, en referencia a esto se puede concluir con que una FBG con chirp no sería adecuada para la monitorización de una persona debido a su gran anchura espectral provocada por la variación de periodo, siendo la opción más óptima una FBG uniforme.

Además, se ha demostrado que los parámetros de una señal de respiración como son la frecuencia respiratoria y la intensidad de respiración tienen un fuerte impacto sobre la respuesta espectral de una red de difracción de Bragg, en concreto, cuanto mayor es la intensidad de respiración mayor es el desplazamiento de la respuesta en reflexión de la red de difracción de Bragg y cuanto mayor es la frecuencia respiratoria de una persona, menor es el periodo de dicho desplazamiento.

En este trabajo fin de grado se ha llevado a cabo la simulación y estudio de un sensor espectral y de un sensor de potencia, así como el diseño del sistema de ambos sensores, es decir, los elementos que los componen y la estructura del sistema propuesto. Por ello, se propone como trabajo futuro la implementación de estos sensores.

Más concretamente, el sensor espectral está compuesto de una fuente ancha, un circulador, una FBG y un analizador de espectros ópticos, y el sensor de potencia está compuesto por una fuente ancha, un aislador, un acoplador, un circulador, una FBG, un filtro fijo y un medidor de potencia. En el caso del sensor de potencia, para que este pueda funcionar como un sensor de respiración, es necesario que el filtro fijo sea óptimo, por ello, se ha llevado a cabo un estudio de la posición y anchura óptima del filtro, llegando a la conclusión de que es necesario colocar el filtro descentrado respecto a la FBG sensora y que la anchura del filtro debe ser relativamente estrecha.

Aunque el sensor de potencia este formado por más elementos que el sensor espectral, el hecho de no utilizar un analizador de espectros ópticos hace que el coste de su fabricación sea menor que el del sensor espectral, el cual si necesita de un OSA o de un sistema de interrogación para la detección del espectro. Más concretamente la medición de potencia mediante un detector de potencia podría costar cientos de euros mientras que medir la longitud de onda mediante un sistema espectrómetro podría costar muchos miles de euros.

Las prestaciones del sensor espectral permiten detectar diferentes respiraciones si la anchura espectral de la reflectividad de la red de difracción de Bragg es lo suficientemente pequeña en comparación con la variación de la longitud de onda de Bragg, la cual es de aproximadamente 0.03 nm para una respiración típica. En el caso del sensor de potencia, sucede lo mismo de modo que la relación de extinción de potencia debe ser lo suficientemente elevada.

A partir de los buenos resultados obtenidos en este Trabajo Fin de Grado, es posible afirmar que tanto el sensor espectral como el sensor de potencia son una buena opción para la monitorización de la respiración de una persona. Debido a que las medidas en potencia son más sencillas para una aplicación práctica real, la fabricación de un sensor de potencia es más barata que la



fabricación de un sensor espectral, se puede concluir con que el sensor de potencia es una mejor opción.

Como trabajo futuro se propone seguir desarrollando la aplicación software, así como llevar a cabo los estudios pertinentes para monitorizar la frecuencia cardíaca ya que, tal y como se ha comentado en el estado del arte, la mayoría de sensores existentes en el mercado actualmente, permiten monitorizar dichos dos parámetros fisiológicos simultáneamente. También se propone el estudio de sensores de respiración y posteriormente, sensores cardíacos los cuales estén formados por diversas FBGs conectados en serie, con la finalidad de mejorar la precisión y fiabilidad de los sensores. En este Trabajo Fin de Grado se ha simulado la respiración de una persona a partir de la introducción manual de la frecuencia respiratoria y de la intensidad de la respiración. En este sentido, para poder seguir estudiando la respuesta de las redes es muy interesante poder obtener medidas experimentales en personas. Por ello, como trabajo futuro también se propone la implementación del sensor espectral y el sensor de potencia a partir de los esquemas diseñados.

Capítulo 7. Bibliografía

- [1] A.G. Leal-Junior, C.A.R. Diaz, L.M. Avellar, M.J. Pontes, C. Marques, A. Frizera, “Polymer Optical Fiber Sensors in Healthcare Applications: A Comprehensive Review”, *Sensors*, vol. 19, no. 14, 3156 (2019), <https://doi.org/10.3390/s19143156>.
- [2] L. Xu, N. Liu, J. Ge, X. Wang, M. P. Fok, “Stretchable fiber-Bragg-grating-based sensor”, *Optic Letters*, vol. 43, no. 11, pp. 2503-2506 (2018), <https://doi.org/10.1364/OL.43.002503>.
- [3] D. Lo Presti, C. Massaroni, J. D’Abbraccio, L. Massari, M. Caponero, U.G. Longo, D. Formica, C. Oddo, E. Schena, “Wearable system based on flexible FBG for respiratory and cardiac monitoring”, *IEEE Sensors Journal*, vol. 19, no. 17, pp. 7391-7398 (2019), <https://doi.org/10.1109/JSEN.2019.2916320>.
- [4] L. Dziuda, F.W. Skibniewski, M. Krej, J. Lewandowski, “Monitoring Respiration and Cardiac Activity Using Fiber Bragg Grating-Based Sensor”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 7, pp. 1934-1942 (2012), <https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2194145>.
- [5] Z. Chen, D. Lau, J.T. Teo, S.H. Ng, X. Yang, P.L. Kei, “Simultaneous measurement of breathing rate and heart rate using a microbend multimode fiber optic sensor”, *Journal of Biomedical Optics*, vol. 19, no. 5, 057001 (2014), <https://doi.org/10.1117/1.JBO.19.5.057001>.
- [6] L. Dziuda, F.W. Skibniewski, M. Krej, P.M. Baran, “Fiber Bragg grating-based sensor for monitoring respiration and heart activity during magnetic resonance imaging examinations”, *Journal of Biomedical Optics*, vol. 18, no. 5, 057006 (2013), <https://doi.org/10.1117/1.JBO.18.5.057006>.
- [7] Z.A. Abro, Z. Yi-Fan, H. Cheng-Yu, R.A. Lakho, C. Nan-Liang, “Development of a smart garment for monitoring body postures based on FBG and flex sensing technologies”, *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 272, pp. 153-160 (2018), <https://doi.org/10.1016/j.sna.2018.01.052>.
- [8] M. Yamada and K. Sakuda, “Analysis of almost-periodic distributed feedback slab waveguides via a fundamental matrix approach”, *Applied Optics*, vol. 26, pp. 3474-3478 (1987), <https://doi.org/10.1364/AO.26.003474>.
- [9] L. Dziuda, F. Skibniewski, K. Rozanowski, M. Krej and J. Lewandowski, “Fiber-Optic sensor for Monitoring Respiration and Cardiac Activity”, *IEEE Sensors*, pp. 413-416 (2011), <https://doi.org/10.1109/ICSENS.2011.6127314>.
- [10] T. Erdogan, “Fiber Grating Spectra”, *Journal of Lightwave Technology*, vol. 15, no. 8, pp. 1277-1294 (1997), <https://doi.org/10.1109/50.618322>.