

Diseño de un sistema de interrogación de bajo coste y monitorización del movimiento humano mediante sensores ópticos basados en FBGs

**Proyecto Fin de Carrera:
Jorge Ferrer Alarcón**

**Directores:
Dr. Salvador Sales Maicas
Dr. David Barrera Vilar**

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA

ETSIT

Valencia, 2014

Resumen

Este Proyecto Fin de Carrera se encuentra englobado dentro del área de las Comunicaciones Ópticas y en él se pretende estudiar el uso de sensores basados en Fiber Bragg Grating (FBG) para medir las variaciones de magnitudes físicas como la temperatura, la presión, la tensión,...

Podríamos considerar dicho proyecto dividido en dos partes diferenciadas. Por un lado, la idea es implementar unos algoritmos que, mediante el tratamiento de señal, nos permitan utilizar interrogadores más económicos que los técnicamente recomendables para obtener la respuesta de los sensores. Aunque finalmente no se ha realizado la implementación, en el capítulo 3 se plantearán distintas opciones para conseguir resultados viables y perfectamente válidos, a costa de cometer un error que acotaremos. Esta puede ser la solución para reducir costes en sistemas donde esos errores sean asumibles.

Por otro lado, en el capítulo 4 se pretende utilizar los sensores de fibra óptica en el campo de la biomedicina. Nos interesa ser capaces de medir el movimiento humano, más concretamente, los ángulos articulares. Hablaremos de su funcionamiento, sus ventajas, su realización y los compararemos con los sensores que se usan actualmente en dicho campo. Como resultado se ha implementado un sistema con una prótesis que es capaz de medir con mucha precisión el ángulo articular del tobillo. Hablaremos también del camino a seguir para otras articulaciones cuya medida resulte más compleja, como puede ser la espalda, encontrando los problemas que aparecen y planteando posibles soluciones.

Como en cualquier tesis, necesitaremos una base teórica antes de comenzar con las implementaciones. Por ello, en el capítulo 2 podemos encontrar una explicación teórica sobre los principios de funcionamiento de las FBG, así como las distintas magnitudes que dichos sensores son capaces de medir.

Finalmente, en el último capítulo, concluiremos sobre la viabilidad del sistema y sobre si es posible que en un futuro, como ya ha ocurrido en otras áreas, los sensores basados en FBGs puedan desbancar a los sensores eléctricos y mecánicos, utilizados actualmente en hospitales y clínicas de recuperación.

Agradecimientos

Son muchas las personas a las que tengo que agradecer su ayuda y sin las que no hubiera sido posible la realización de mi proyecto fin de carrera.

En primer lugar, como no, mis directores de proyecto, Salva y David. Por una parte, a Salva no solo darle las gracias por la confianza depositada desde el primer día que me presenté en su despacho preguntándole si tenía algo para mí, sino que además, desde que cursé Comunicaciones Ópticas ha sido un apoyo constante y una fuente de motivación para lograr mis objetivos. Agradecer también que me diera la oportunidad de iniciarme en el mundo laboral como “teleco” ofreciéndome una beca en la que he aprendido de él todo lo que sé. Ojalá pueda seguir aprendiendo de ti durante mucho tiempo. Por otra parte, David, que pasó de ser un compañero a convertirse en un maestro para mí, siempre dispuesto a dejar de lado sus montañas de trabajo para enseñarme, aconsejarme, y por supuesto corregirme. A los dos: ¡¡Gracias por vuestra paciencia!! También agradecer al resto de mis compañeros del ITEAM con los que ha sido un placer trabajar.

Del mismo modo debo agradecer al IBV la participación en el proyecto “*TRACK, TRACKing the Human Movement using Optical Fiber Sensors*”. Gracias a ellos ha sido posible gran parte de la investigación llevada a cabo, además de haber aportado ideas y recursos. Espero que podamos volver a trabajar juntos en el futuro.

Por último, agradecer a toda mi familia y amigos el apoyo recibido durante todos estos años de universidad. Mi hermano Salva, Berta, y sobre todo mi madre, que sin entender muy bien cómo funcionaban estas cosas de la universidad, ha aguantado todo y siempre ha estado a mi lado para lo que hiciera falta. También a mi familia política, que día tras día han hecho que el final del túnel se viera más cercano. Y por supuesto a Lisa, la razón por la cual cada día me levanto con más fuerzas para acercarnos un poco más a lo que deseo sea una larga vida juntos.

No querría acabar estos párrafos sin dar las gracias a alguien que, aunque no pueda recibirlas directamente de mi boca, estoy seguro de que desde ahí arriba se siente muy orgulloso. ¡¡Muchas gracias papá!!

Lista de figuras

Figura 2.1. Estructura de la fibra y como el rayo de luz viaja a través del núcleo sin salir al exterior.....	8
Figura 2.2. Respuesta espectral de una FBG en transmisión y reflexión.....	10
Figura 2.3. Espectro en reflexión típico de las FBGs utilizadas como sensores...	11
Figura 2.4. Desplazamiento del espectro causado por deformación o variación térmica.....	12
Figura 2.5. Ejemplo de dos redes de Bragg en una misma fibra y espectro correspondiente.....	13
Figura 2.6. Red de Bragg sometida a un esfuerzo lateral.....	14
Figura 2.7. Diagrama de bloques de nuestro sensor.....	15
Figura 2.8. Esquema del proceso de grabado de una FBG.....	16
Figura 3.1. Espectro obtenido con barrido de 50 GHz (izquierda) y de 0'625 GHz (derecha) para un FWHM de 50 GHz.....	20
Figura 3.2. Espectro obtenido con barrido de 50 GHz (izquierda) y de 0'625 GHz (derecha) para un FWHM de 100 GHz.....	21
Figura 3.3. Onda gaussiana (azul) y onda triangular (verde). En rojo los puntos que obtendríamos con el láser de baja resolución.....	23
Figura 3.4. Pasos a seguir en la técnica de triangulación.....	23
Figura 3.5. Barra de longitud L y punto fijo en el centro sometida a una distribución de fuerzas.....	26
Figura 3.6. Proceso de convolución. Para una mejor visualización se ha trazado en línea continua las gaussianas con mayor resolución. Los asteriscos son los puntos que obtenemos con el interrogador.....	31
Figura 3.7. Progreso de la convolución de dos señales a medida que desplazamos la segunda señal.....	32
Figura 4.1. Efecto de curvar un fleje de longitud L. En la parte externa se producirá un alargamiento mientras que la parte interna se producirá un acortamiento. La FBG se situará en la superficie de una u otra cara (zona de color rojo).....	39
Figura 4.2. Molde utilizado para la precompresión de la fibra. A la izquierda el fleje 1 y a la derecha el fleje 2.....	44

Figura 4.3. Espectros antes y después de la precompresión. A la izquierda el fleje 1 y a la derecha el fleje 2.....	44
Figura 4.4. Moldes utilizados en la calibración. De arriba a abajo los radios de curvatura son 114.59, 171.89 y 343.77 mm respectivamente.....	45
Figura 4.5. Sistema de interrogación utilizado. A la izquierda, ordenador portátil con software Enlight. A la derecha el interrogador Micron Optics sm125.....	45
Figura 4.6. Valores obtenidos en la calibración (rojo) y aproximación por una recta según el método del mínimo error cuadrático medio (verde) para el fleje 1.....	46
Figura 4.7. Espectro en reflexión para el fleje 1 y para distintos valores de radio de curvatura.....	50
Figura 4.8. Grados de libertad en la articulación del tobillo. Tenemos flexión/extensión (eje X), aducción/abducción (eje Y) y pronosupinación (eje Z).....	52
Figura 4.9. Sensor formado por prótesis, fleje y FBG.....	53
Figura 4.10. Valores de la calibración para las dos FBGs. Se han unido los puntos para poder observar la trayectoria lineal.....	55
Figura 4.11. Rectas de aproximación calculadas para la FBG 1.....	57
Figura 4.12. Comportamiento de ambos flejes ante variaciones de la temperatura.....	60
Figura 4.13. Superficie de la espalda a caracterizar.....	61
Figura 4.14. Tramo de fibra con un conjunto de FBGs.....	62
Figura 4.15. Espectros ópticos de las fibras.....	63
Figura 4.16. Recta de aproximación de la primera FBG de la primera fibra obtenida por el método MECM (rojo). En azul los puntos obtenidos con el calibrado.....	65
Figura 4.17. Rectas de aproximación de la primera FBG de la primera fibra obtenidas por el método MECM para compresión (verde) y tracción (amarillo). En azul los puntos obtenidos con el calibrado.....	65
Figura 4.18. Moldes utilizados en las medidas experimentales.....	66
Figura 4.19. Solapamiento entre espectros adyacentes.....	67
Figura 4.20. Deformaciones en el espectro causadas por los moldes.....	68

Lista de tablas

Tabla 3.1. Medidas del error cometido con la técnica de triangulación.....	24
Tabla 3.2. Medidas del error cometido con la técnica de pesos.....	29
Tabla 4.1. Deformación máxima unitaria para distintos materiales metálicos.....	42
Tabla 4.2. Descripción de los flejes que vamos a utilizar.....	43
Tabla 4.3. Error cometido en el cálculo del radio de curvatura.....	48
Tabla 4.4. Error cometido en el cálculo del ángulo que mide el fleje.....	48
Tabla 4.5. Error cometido en el cálculo del ángulo que mide la FBG.....	48
Tabla 4.6. Resultados cuando aproximamos todo el espectro con una sola recta para la FBG 1.....	56
Tabla 4.7. Resultados cuando aproximamos la zona del espectro que corresponde a la flexión plantar para la FBG 1.....	58
Tabla 4.8. Resultados cuando aproximamos la zona del espectro que corresponde a la flexión dorsal para la FBG 1.....	58
Tabla 4.9. Coeficientes de las rectas de aproximación para el primer conjunto de FBGs según el método MECM.....	64
Tabla 4.10. Coeficientes de las rectas de aproximación para el primer conjunto de FBGs según el método MEPC.....	64
Tabla 4.11. Medidas de los ángulos de los moldes a utilizar.....	67

Índice

Capítulo 1. Introducción.....	1
Capítulo 2. Teoría sobre las FBGs.....	7
2.1. Estructura de la fibra óptica.....	7
2.2. La fibra óptica como sensor.....	8
2.3. Principios de funcionamiento de una FBG.....	9
2.4. Métodos de interrogación de una FBG.....	14
2.5. Métodos de fabricación de una FBG.....	16
Capítulo 3. Diseño de un interrogador de bajo coste.....	19
3.1. Introducción.....	19
3.2. Características del sistema.....	20
3.3. Técnica de procesado de señal I: triangulación.....	22
3.4. Técnica de procesado de señal II: pesos.....	26
3.5. Técnica de procesado de señal III: convolución.....	29
3.6. Conclusiones.....	34
Capítulo 4. Medida del movimiento humano mediante sensores basados en FBG.....	37
4.1. Introducción.....	37
4.2. Fabricación del sensor.....	38
4.3. Estudio del movimiento a medir.....	51
4.4. Medida del ángulo articular del tobillo.....	54
4.5. Medida mediante un conjunto de FBGs.....	61
4.6. Conclusiones y líneas futuras.....	70
Capítulo 5. Conclusiones.....	73
Bibliografía.....	77

Capítulo 1

Introducción

Cuando hablamos de fibra óptica, lo primero que nos viene a la cabeza es que se trata de un medio de comunicación muy rápido y relativamente nuevo. Hemos visto como en los últimos años la fibra desbancaba al tradicional cable de pares en comunicaciones de banda ancha, hasta el punto que las redes actuales de comunicación ADSL y VDSL han ido acercando la fibra al usuario final, sustituyendo parte de su red. De hecho, la única razón por la que ADSL y VDSL pueden competir, es meramente económica, ya que montar una red de fibra óptica de tamaño similar a la red de telefonía tiene un alto coste.

Las causas de este cambio son sencillas. El cable de pares no es un medio ideal, ni siquiera bueno, para la transmisión de datos. En su día se comenzó a utilizar porque estaba ahí, pero ya entonces su uso tenía fecha de caducidad. Por otro lado, la fibra óptica permite el envío de un gran volumen de datos a grandes distancias y velocidades similares a las de radio. El ancho de banda es prácticamente infinito: si necesitamos más, añadimos más fibras. Sus bajas pérdidas, su inmunidad a las interferencias electromagnéticas, su robustez, su flexibilidad, su ligereza, su tamaño o su capacidad de monitorización son otras de las ventajas con las que nos encontramos.

Del mismo modo que ha pasado en las comunicaciones de banda ancha, la fibra óptica ha ido comiendo terreno a los sensores tradicionales. Durante mucho tiempo los sensores eléctricos y mecánicos han copado el mercado a la hora de medir fenómenos físicos y químicos, y hasta hace unos años, el precio prohibitivo de los componentes impedía a los sensores ópticos ser competitivos. Pero gracias a la investigación y a los avances en optoelectrónica, los sensores basados en fibra óptica se han convertido en la

mejor alternativa a la hora de monitorizar gran cantidad de fenómenos y magnitudes. Hoy en día podemos encontrar sensores de este tipo en ingeniería civil (monitorizando puentes, túneles, presas y otras estructuras), ingeniería naval (cargas en barcos), en conductos (petróleo, gas, agua), en industria (vibraciones en máquinas eléctricas) y en otras áreas como control sísmico, perforaciones petrolíferas o ingeniería aeronáutica.

De entre las ventajas que presentan los sensores ópticos respecto a los tradicionales podemos destacar [1], [2], [5], [14], [19]:

- Capacidad de medir un gran número de magnitudes: temperatura, presión, vibración, deformación, desplazamiento, aceleración, pH, humedad,...
- Inmunidad a las radiaciones eléctricas y magnéticas y a descargas eléctricas.
- Fiabilidad: larga vida útil, estabilidad en el tiempo y sin necesidad de recalibrado.
- Tamaño y peso reducidos que le dotan de capacidad para embeber e integrar.
- Posibilidad de monitorización remota a gran distancia gracias a sus bajas pérdidas.
- Tolerancia a altas temperaturas (existen fibras capaces de trabajar a 500°C).
- Resistencia a la corrosión y a la fatiga.
- Posibilidad de situarlos en lugares remotos e inaccesibles.
- Multiplexación: dependiendo del tipo de medida podemos incluir un gran número de sensores en una única fibra.

No obstante también nos encontramos con algunas desventajas:

- La fibra es un material débil y frágil. Hay que protegerla debidamente según el lugar donde queramos instalarla.
- En caso de rotura, la reparación de un sensor puede ser una tarea ardua, incluso imposible.
- Aunque se ha reducido considerablemente en los últimos años, el coste del sistema de interrogación puede ser demasiado alto en determinadas aplicaciones.

Viendo la larga lista de ventajas no es de extrañar que se plantee la posibilidad de extender la utilización de sensores en fibra óptica a nuevas áreas donde actualmente solo operen los sensores eléctricos o mecánicos. Es el caso de la biomedicina, donde interesa monitorizar el movimiento del cuerpo humano. Dado que no es lo mismo medir deformaciones en grandes estructuras de hormigón, que pequeños movimientos de músculos y articulaciones, habrá que adaptar lo que ya sabemos sobre el funcionamiento de la fibra al nuevo entorno.

Por otro lado, viendo que uno de sus principales defectos es el coste del sistema de interrogación, cabe plantearse si existe otra posibilidad más económica con la que el sistema pueda funcionar de forma estable y suficientemente precisa.

Estas son las dos cuestiones en las que nos vamos a centrar durante el desarrollo de este proyecto fin de carrera.

En el capítulo 2 realizaremos un desarrollo teórico sobre las FBGs. Presentaremos la estructura de la fibra óptica, analizando cuales son las características que hacen de ella un medio guiado de bajas pérdidas. A continuación veremos que este no es el único campo donde la fibra óptica destaca, explicando cómo se ha ido introduciendo en el campo de la monitorización, pudiéndose utilizar de varias formas como sensor óptico. El uso de FBGs (redes de difracción de Bragg) da lugar a un tipo de sensor óptico que es con el que vamos a trabajar durante todo este proyecto fin de carrera. Es por eso que también plantharemos cual es el principio de funcionamiento de una FBG, así como los métodos de fabricación y el tipo de sistema de interrogación que vamos a necesitar para completar nuestro sensor.

En el capítulo 3 buscaremos formas de abaratar el sistema de interrogación, que es el responsable de la mayor parte de la inversión económica necesaria si queremos un sensor óptico basado en FBGs. Lo que haremos es utilizar un láser asequible económicamente pero que va a dejar mucho que desear en cuanto a la resolución en las medidas. Nuestro objetivo será mejorar esos resultados poco precisos para reducir el error que el sensor comete en la monitorización y para ello optaremos por realizar un tratamiento de la señal. Mediante dicho tratamiento de señal calcularemos la longitud de onda de Bragg de nuestra señal con el menor error posible. Si conseguimos que los resultados sean aceptables desde el punto de vista del tipo de monitorización que estemos realizando, nos dará igual que el error sea mayor que el que cometeríamos con otro sistema de interrogación más adecuado (y también más caro).

La idea es probar varios métodos hasta encontrar aquel que presente mejores resultados. Esos métodos se programarán mediante el software *matlab* con la intención de realizar una futura implementación en un DSP. Aunque finalmente esta implementación no se ha desarrollado en este proyecto fin de carrera, si se han sentado las bases para poder realizarla. Después de descartar algunas posibilidades, se van a estudiar tres métodos. El estudio de estos tres métodos va a consistir en presentar en qué consisten, programarlos y calcular cuál es la media y la desviación típica del error que se produce cuando la longitud de onda de Bragg está situada en cualquier punto del espectro óptico de trabajo. Una vez estudiados, concluiremos señalando cual es el método que consideramos más adecuado y por qué.

En el capítulo 4, dejaremos de lado el aspecto económico y contaremos con un sistema de interrogación mucho más preciso, con el que estudiaremos si es viable o no utilizar los sensores basados en FBGs para realizar medidas del movimiento humano.

El primer paso será fabricar un primer sensor y comprobar si es capaz de medir el radio de curvatura de forma precisa. Estudiaremos cual es la estructura del sensor que mejor se adapta a lo que queremos medir, debiendo elegir el tipo de fibra y de sustrato con el que vamos a trabajar, lo que nos llevará a probar diversos materiales (variando dimensiones de la fibra y dimensiones y composición del sustrato). También deberemos

ser capaces de estudiar y compensar, si es necesario, los cambios en la forma del espectro, los cambios de temperatura, la repetitividad en las medidas y en la fabricación,...

Una vez comprobado que este primer sensor responde adecuadamente a nuestras pretensiones, pasaremos a diseñar un sensor que sea capaz de medir el ángulo articular del tobillo (siempre y cuando el radio de curvatura sea uniforme) basado en el anterior. Resolveremos el problema de la fijación del sensor a la superficie a medir y comprobaremos cuál es la precisión que obtenemos, la repetitividad en el tiempo y en la fabricación, la variación con la temperatura,...

Para acabar el capítulo, monitorizaremos movimientos articulares más complejos, más concretamente los que se producen en la espalda. Dicho movimiento no presentará un radio de curvatura uniforme con lo que deberemos emplear un conjunto de FBGs en una misma fibra óptica para poder medirlo. Aunque en este apartado aparecen problemas derivados de la calibración, se plantean las líneas futuras a seguir para conseguir que los sensores ópticos sean capaces de medir este tipo de movimientos.

Finalmente, en el capítulo 5 presentamos las conclusiones del proyecto, tanto del diseño del sistema de interrogación de bajo coste, como del diseño del sensor óptico basado en FBGs capaz de medir movimientos articulares.

Capítulo 2

Teoría sobre las FBGs

2.1. Estructura de la fibra óptica

Antes de adentrarnos en el uso de la fibra óptica como sensor, nos interesa conocer qué es y cómo funciona. Principalmente, podemos considerar su estructura dividida en 3 capas [10], [12], [20]:

- **Núcleo:** está compuesto de vidrio o plástico dopados con óxido de silicio y germanio. Tiene un índice de refracción muy alto y, dependiendo del tipo de fibra, su diámetro varía desde menos de 10 μm para fibra monomodo hasta 50/100 μm para multimodo.
- **Revestimiento:** es de un material similar al núcleo, pero con un índice de refracción menor. Rodea al núcleo hasta conseguir un diámetro de 125 μm .
- **Cubierta:** es la capa exterior, formada por plásticos y metales, encargada de proteger la fibra de las condiciones externas y ambientales, así como de darle resistencia mecánica. Podemos encontrar varias cubiertas según el grado de protección que necesitemos (primaria, secundaria,...).

La principal característica que permite que la luz emitida por una fuente óptica se propague a lo largo de la fibra es la diferencia entre el índice de refracción del núcleo y del recubrimiento. Según la ley de Snell [2], cuando un rayo de luz incide desde un medio con un determinado índice de refracción, a otro de menor índice, con un ángulo de incidencia mayor que el ángulo crítico, se produce el efecto de reflexión total. Es decir, la luz no atraviesa la capa que separa ambos medios, sino que rebota sin apenas

atenuarse y vuelve al medio en el que estaba (o puede quedarse entre los dos medios). Bajo estas suposiciones, el rayo de luz queda atrapado dentro del núcleo y es conducido a lo largo de la longitud de la fibra óptica sin pérdidas considerables de intensidad [10]. Cabe destacar que si la fibra se flexiona demasiado, o es aplastada, este efecto de reflexión total podría no producirse, y, en ese caso, la luz escaparía del núcleo, sufriendo grandes pérdidas. Además, refiriéndonos a fibras multimodo, cada modo tendrá un ángulo crítico distinto, con lo cual, podemos vernos en la situación en la que algunos modos son transmitidos sin pérdidas mientras que otros apenas sufren propagación (en la fibra monomodo sólo el modo fundamental se propaga) [8], [12].

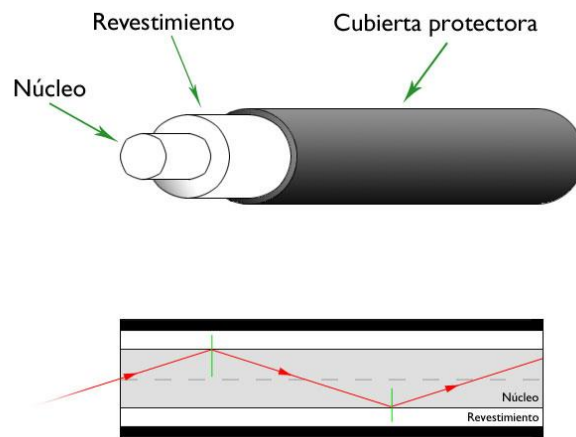


Figura 2.1. Estructura de la fibra y como el rayo de luz viaja a través del núcleo sin salir al exterior.

En definitiva, la fibra óptica se convierte en un medio guiado con pérdidas muy bajas que permite el transporte de información a grandes distancias. Pero sus aplicaciones se extienden mucho más allá.

2.2. La fibra óptica como sensor

La primera vez que se pensó en utilizar fibra óptica en el mundo de la monitorización no fue por sus propiedades como sensor en sí, sino por sus características como medio de transmisión. La idea era aprovechar las ventajas de la fibra como medio de comunicación y usarla para enviar la información que los sensores tradicionales obtenían hasta el sistema de medición. Es lo que se conoce como sensor extrínseco [6], y requiere de un conversor de señal eléctrica o mecánica en señal óptica, y viceversa.

Más tarde, con los avances en optoelectrónica, se pensó en crear un sensor íntegramente óptico. Es lo que conocemos como sensor intrínseco [6], ya que el sensor

reside en el interior de la propia fibra. En este tipo de sensores no es necesaria ninguna señal eléctrica, sino que se trabaja directamente con la luz. Por lo tanto, en general no necesitamos convertir la señal. La monitorización se basa en la modificación de alguna de las propiedades de la onda de luz que viaja por la fibra como respuesta al parámetro que se está midiendo: intensidad, fase, polarización, frecuencia/longitud de onda o espectro [1].

Existen tres tipos de sensores según su localización [1], [2], [5], [14]:

- **Puntuales:** existe un solo sensor en cada fibra, situado en el punto de interés.
- **Quasi-distribuidos:** sensores puntuales situados a lo largo de una sola fibra que son interrogados utilizando multiplexación. Las FBGs utilizan este tipo de monitorización.
- **Distribuidos:** la misma fibra actúa como un sensor capaz de medir en todos los puntos del enlace. Se basan en el Scattering de Raman, Rayleigh, Brillouin o una combinación de ellos.

Además de esta clasificación, también podemos distinguir según los modos que la guía es capaz de transmitir. Los sensores utilizados en las fibras monomodo, son los denominados Sensores Interferométricos y Sensores Polarimétricos. En cambio, los sensores empleados con las fibras multimodo, son los llamados Sensores de Modulación de Intensidad, y Sensores Espectrométricos. Estos últimos tienen un índice de atenuación mayor debido al carácter multimodal [2].

En función de qué es lo que queremos medir, dónde lo queremos medir y con qué precisión, podemos optar por distintos tipos de sensores ópticos.

2.3. Principios de funcionamiento de una FBG

Las primeras redes de difracción de Bragg fueron desarrolladas a principios de los años 80. Aunque en un principio fueron diseñadas para ser utilizadas como filtros de procesamiento de señales ópticas en el campo de las telecomunicaciones, pronto se descubrió que podían resultar especialmente útiles como sensores ópticos.

Una red de difracción es un dispositivo óptico que se crea al inscribir una modulación periódica o quasi-periódica en el índice de refracción del núcleo de la fibra óptica mediante un patrón de interferencia óptico intenso. De esta forma se modifica permanentemente el índice de refracción, que deja de ser constante en ese trayecto de fibra y varía de forma periódica en su dirección longitudinal. La luz que se propaga por el interior del núcleo se encuentra con múltiples discontinuidades en el medio que provocan que una parte de la luz incidente sea transmitida y otra parte sea reflejada debido a las sucesivas reflexiones. En definitiva, la red de Bragg se comporta como un filtro que refleja unas determinadas longitudes de onda, formando un pico espectral, y deja pasar el resto del espectro óptico [2].

Una de las características más importantes de este tipo de redes es que la longitud de onda donde se produce la reflectividad máxima, que llamaremos longitud de onda de Bragg o de resonancia, responde a la siguiente expresión [2], [3], [12], [18], [19]:

$$\lambda_B = 2n_{eff}\Lambda \quad (2.1)$$

donde n_{eff} es el índice de refracción efectivo del modo que se propaga en el núcleo de fibra y Λ es el periodo de red, es decir, la separación espacial entre perturbaciones en el índice de refracción del núcleo de la fibra óptica. De esta forma, en el proceso de fabricación seremos capaces de seleccionar la longitud de onda central o longitud de onda de Bragg. Y no solo eso, sino que, dependiendo de cómo sea la variación en el índice de refracción, podremos ajustar las propiedades espectrales de la FBG. Esto se puede conseguir inventanando la modulación del índice de refracción del núcleo de la fibra óptica, método que es conocido como apodización [20]. Más adelante veremos como el hecho de manejar a nuestro antojo estos dos parámetros nos permitirá adaptar nuestro sensor al tipo de medida a realizar.

En la figura 2.2 podemos observar un ejemplo de la respuesta espectral que obtendríamos tanto en transmisión como en reflexión. Vemos como el porcentaje de señal reflejada disminuye conforme nos alejamos de la longitud de onda de Bragg [2], [3], [5], [12].

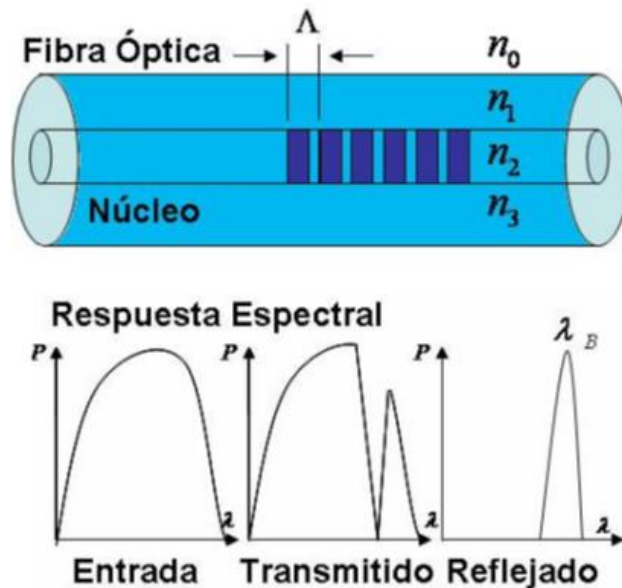


Figura 2.2. Respuesta espectral de una FBG en transmisión y reflexión.

Aunque existen una gran variedad de apodizaciones posibles, una de las más utilizadas es la Gaussiana. Ésta permite reducir en gran medida los lóbulos secundarios que aparecen en el espectro óptico, consiguiendo niveles de lóbulo principal a secundario superiores a 30dB. Evidentemente en la práctica nos encontraremos con que esta señal no es perfecta, apareciendo lóbulos secundarios cuya potencia será considerablemente menor que la del lóbulo principal (figura 2.3).

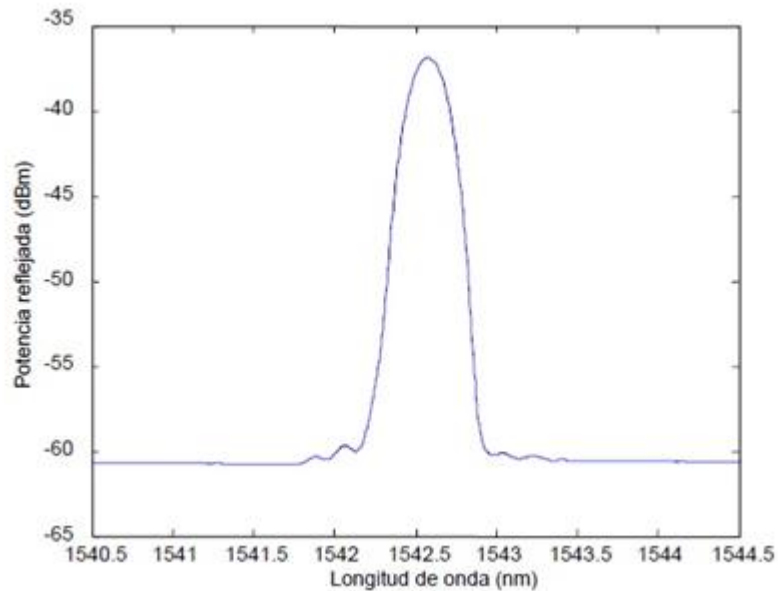


Figura 2.3. Espectro en reflexión típico de las FBGs utilizadas como sensores.

Con todo lo visto podemos considerar que las redes de Bragg son de gran utilidad en óptica como filtros paso banda o elimina banda, pero ¿cómo han llegado a convertirse en excelentes sensores?

La respuesta a esta pregunta la encontramos al analizar una de las propiedades fundamentales de las FBGs. Cuando una FBG se somete a cambios uniformes, ya sea de esfuerzos axiales o de temperatura, toda la estructura de la red sufre los mismos cambios, dando como resultado una variación en la longitud de onda de Bragg, sin que varíe la forma del espectro reflejado. Es decir, todo el espectro se desplazará cuando la red de difracción experimente deformaciones producidas por fuerzas externas o sufra variaciones térmicas. Además, la relación entre dichas variaciones y el desplazamiento del espectro va a ser linealmente proporcional dentro de unos límites.

Bastará pues con monitorizar el desplazamiento del espectro, más concretamente de la longitud de onda de Bragg, para conocer las variaciones de deformación y temperatura. Se puede demostrar que el desplazamiento de dicha longitud de onda con la deformación y la temperatura viene dado por la expresión [8], [12], [18], [19]:

$$\Delta\lambda = \lambda_B \{(1 - \rho_e)\Delta\varepsilon + (\alpha_A + \alpha_n)\Delta T\} \quad (2.2)$$

donde $\Delta\lambda$ es el cambio en la longitud de onda, λ_B la longitud de onda inicial, ρ_e el coeficiente de tensión, $\Delta\varepsilon$ la variación de deformación aplicada, α_A el coeficiente de expansión térmica, α_n el coeficiente de expansión termo-óptica y ΔT la variación de temperatura.

Aunque hablamos de variaciones de deformación, lo que verdaderamente medimos con la FBG es un estiramiento unitario, que se mide en una unidad adimensional llamada strain (ε) y que podemos representar como [19]:

$$\Delta\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (2.3)$$

Dado que un estiramiento unitario de 1 strain es muy grande, comúnmente se suele utilizar los microstrains. Valores típicos de variación de longitud de onda en función de temperatura y deformación son $10 \text{ pm}/^\circ\text{C}$ y $1.15 \text{ pm}/\mu\varepsilon$. En la figura 2.4 se aprecia el comportamiento de la onda reflejada cuando el sensor es sometido a tensiones o variaciones térmicas [19].

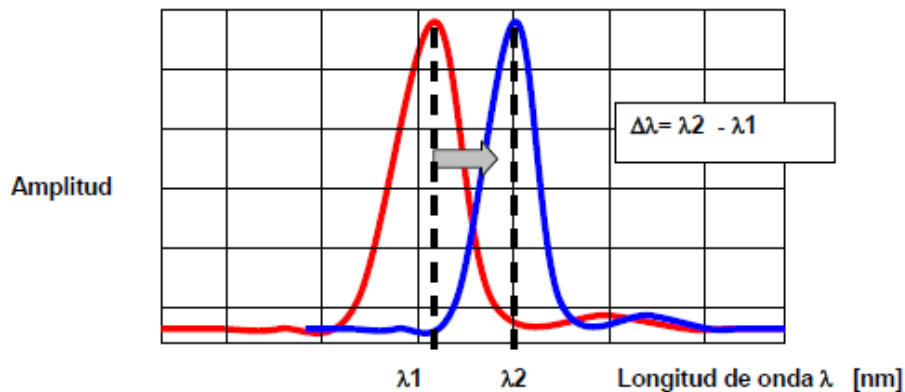


Figura 2.4. Desplazamiento del espectro causado por deformación o variación térmica.

Llegados a este punto cabe aclarar ciertas cuestiones sobre el comportamiento de la red de difracción. En primer lugar, ya que la información va codificada en la longitud de onda de la señal, nos encontramos ante sensores inmunes a fluctuaciones de potencia óptica. Esto supone una gran ventaja respecto a los sistemas tradicionales en el caso de que la potencia proporcionada por el sistema de interrogación sufra variaciones no deseadas.

En segundo lugar, existe la posibilidad de grabar diferentes redes de difracción a lo largo de toda la longitud de la fibra, con lo que obtendremos un conjunto de sensores en una única fibra, es decir, sensores puntuales multiplexados. Aunque existen ciertas limitaciones, como veremos cuando hablemos de los métodos de fabricación de una FBG, podemos utilizar todo el rango espectral del interrogador, de forma que éste obtenga información de todos y cada uno de los sensores sin interferencias entre ellos e independientemente de que midan o no la misma magnitud. La figura 2.5 ilustra este caso para dos sensores [2], [10].

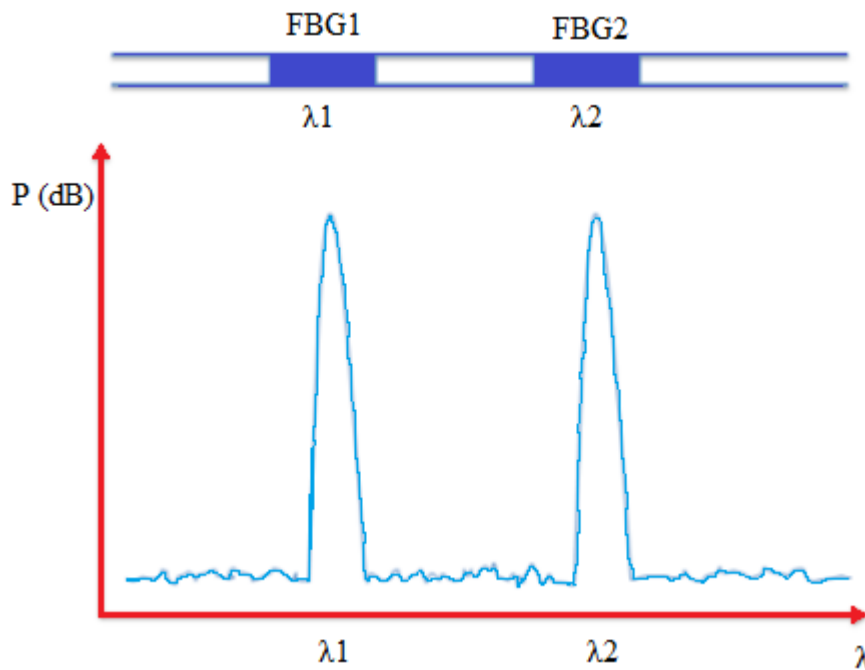


Figura 2.5. Ejemplo de dos redes de Bragg en una misma fibra y espectro correspondiente

Por otro lado, si el desplazamiento de la longitud de onda de resonancia es inherentemente sensible a deformación y a variación de temperatura, en el caso en el que se produzcan ambos casos no podremos discriminar cual es el efecto que cada uno ha causado por separado, ya que ambos son simultáneos. Ante esta situación, deberemos ser capaces de controlar o compensar las influencias de una magnitud sobre la otra, algo que resultará extremadamente sencillo como veremos en el capítulo 4.

En el caso de medida de tensiones, también resulta de vital importancia garantizar una correcta transmisión de la deformación entre la FBG y la superficie a medir. Adherir la fibra a la superficie o embeber el sensor en la misma estructura son las opciones más recomendables. Por otra parte, es necesario garantizar el comportamiento a largo plazo del espectro. Si la longitud de onda de Bragg sufriera desplazamientos con

el tiempo en ausencia de tensiones o cambios de temperatura, necesitaría, como la mayoría de los sensores eléctricos, un calibrado cada vez que el sistema va a ser utilizado. Sin embargo, al asegurar que en ausencias de estos dos efectos, el espectro va a permanecer sin cambios considerables en su forma, bastará con un calibrado inicial, una única vez.

Para terminar con los principios de funcionamiento de una FBG, vamos a proceder con la explicación física de por qué se produce este desplazamiento de la longitud de onda. Cuando se aplica una presión lateral sobre la fibra, el perfil circular de ésta se deforma elípticamente, de manera que el eje en el que se aplica la presión se comprime y se expande en la dirección ortogonal. Así se produce un aumento del índice de refracción en la dirección de compresión y una disminución en la dirección de expansión, formando dos ejes ortogonales con diferente constante de propagación. Este efecto se conoce como birrefringencia y está causado por un efecto fotoelástico que desdobra el rayo de luz en dos rayos linealmente polarizados perpendiculares entre sí [5].

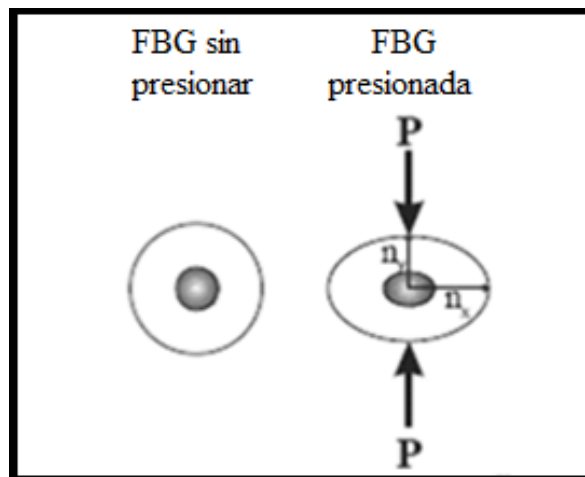


Figura 2.6. Red de Bragg sometida a un esfuerzo lateral.

2.4. Métodos de interrogación de una FBG

Uno de los principales factores a tener en cuenta a la hora de plantearse la utilización de un sensor óptico es qué tipo de sistema necesitamos para poder realizar las medidas. Al margen de la fibra óptica con las FBGs, vamos a necesitar un sistema capaz de interrogar a los sensores y extraer la información que nos dan.

Hace una década los equipos de medida necesarios para una monitorización óptica eran caros, pesados, voluminosos, lentos y poco automatizados. Hoy en día existen equipos ligeros, pequeños y rápidos, de forma que pueden ser desplazados muy

fácilmente, aunque su precio sigue siendo alto, siendo la parte del sistema de monitorización que tiene un mayor coste.

No obstante, existen diferentes tipos de sistemas de interrogación. Sin entrar en detalle, todos ellos constan básicamente de [2], [5], [19]:

- Una fuente que realiza el barrido en las longitudes de onda de interés.
- Un detector que sea capaz de extraer los datos de la onda reflejada.
- Acopladores, circuladores,...
- Un ordenador donde procesar los datos, mediante un software adecuado.

Los primeros sistemas eran complicados, pero en la actualidad los interrogadores ópticos incluyen la fuente y el detector (con sus circuladores y acopladores necesarios), de forma que realiza el barrido y lee los datos. Conectando el interrogador a un ordenador externo, y utilizando software basado en *Labview*, *Matlab* y/o el propio suministrado por el fabricante, somos capaces de extraer toda la información necesaria en tiempo real.

El diagrama de bloques de nuestro sistema quedaría de la siguiente forma:

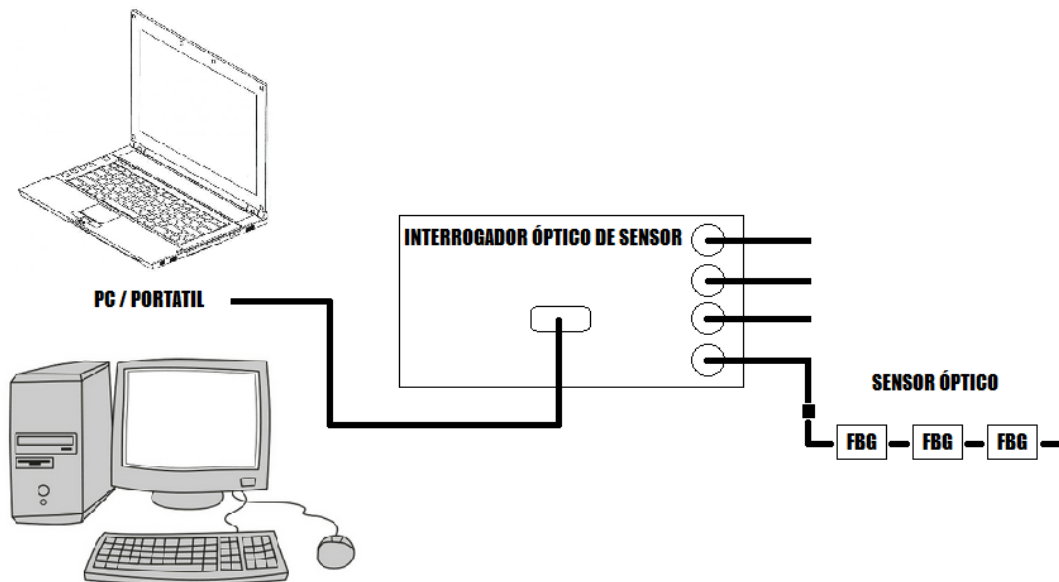


Figura 2.7. Diagrama de bloques de nuestro sensor

En el siguiente capítulo veremos cómo conseguir buenos resultados utilizando interrogadores de bajo coste, pero para la medida del movimiento humano mediante sensores basados en FBGs hemos utilizado un interrogador óptico de sensor *Micron Optics sm125* y un ordenador portátil con el software *Enlight* entregado por el fabricante *Micron Optics*, además del programa *Matlab* para analizar los resultados.

2.5. Métodos de fabricación de una FBG

El proceso de fabricación de una FBG consiste en la inscripción de una modulación periódica o quasi-periódica del índice de refracción del núcleo de la fibra óptica. Esto es posible gracias al fenómeno de la fotosensibilidad del núcleo de la fibra óptica y mediante la aplicación de un patrón de interferencia óptico intenso, obtenido mediante la utilización de un láser ultravioleta y una máscara de fase. La máscara de fase posee en su superficie un patrón periódico litografiado, de forma que al incidir el haz del láser, éste se difracta creando un patrón de interferencia en las proximidades de la máscara de fase. La periodicidad de este patrón de interferencia vendrá determinada por la periodicidad del patrón de la máscara de fase por lo que es posible inscribir FBGs con diferentes longitudes de onda de Bragg simplemente escogiendo diferentes máscaras de fase [10], [19].

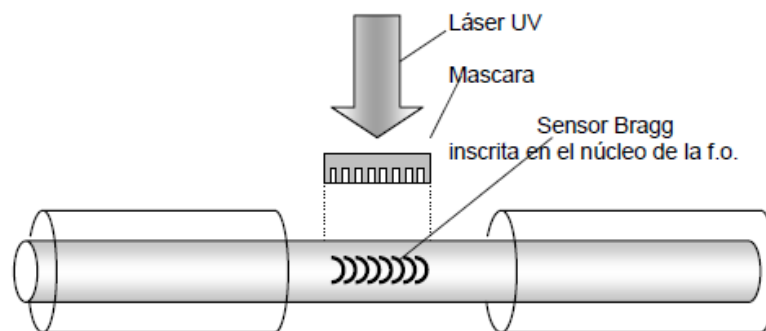


Figura 2.8. Esquema del proceso de grabado de una FBG

El sistema de inscripción permite la fabricación de múltiples FBGs en la misma fibra óptica con distintas longitudes de onda de Bragg, controlando al mismo tiempo propiedades de la FBG como la longitud, FWHM, apodización, reflectividad, etc... Resultan especialmente interesantes las siguientes propiedades:

- Situación del pico de resonancia en el espectro.
- Anchura del pulso o FWHM (anchura a media altura).
- Tamaño físico de las FBGs.
- Distancia espectral entre picos (para sensores puntuales multiplexados).
- Distancia física entre FBGs (para sensores puntuales multiplexados).

Analicemos los factores que hay que tener en cuenta en la elección de cada uno, además de la exactitud o las limitaciones físicas que nos podemos encontrar.

En primer lugar, la situación del pico de resonancia en el espectro va a ser algo que podremos definir con una precisión de decenas de picómetros. No obstante, estamos ante un parámetro poco conflictivo, ya que la única preocupación que podemos tener es

que el pico esté situado dentro del rango de medida del interrogador cuando no sufra ninguna deformación, y también cuando se vaya desplazando. En el caso del *Micron Optics sm125*, el rango de medida va desde 1510 hasta 1590 pm, de forma que una buena idea puede ser situar el pico de resonancia entrono a los 1550 nm. Si estamos fabricando un conjunto de sensores en la misma fibra, tenemos que asegurarnos que la distancia entre las distintas longitudes de onda de resonancia sea suficientemente grande para que los espectros no se solapen. Esto, junto al FWHM, nos va a limitar el número de sensores que somos capaces de incluir en una sola fibra. En nuestro caso hemos situado hasta 9 sensores en una misma fibra sin que existan problemas de solapamiento, ni los espectros se salgan fuera del rango de medida del interrogador.

En segundo lugar, como ya hemos visto anteriormente, la anchura del pulso viene definida por cómo es la variación en el índice de refracción. Cuanto más lenta sea esta variación, más ancho será el pulso. Pero el tamaño físico de la FBG también influye en dicha anchura, ya que a mayor longitud de la FBG más selectiva es en longitud de onda y por tanto más estrecha. Nos interesa una FBG pequeña para que el sensor sea puntual, pero una longitud corta provoca una FBG más ancha espectralmente y por tanto más probabilidades de solape. Debemos adoptar un compromiso entre anchura espectral y longitud física del sensor. Durante este estudio hemos utilizado sensores de longitudes desde 2 mm hasta varios centímetros.

Por último, sería ideal que la distancia física entre FBGs fuera cero, ya que, de otro modo, estaríamos dejando parte de la superficie sin monitorizar. Pero por tecnología de diseño esto no es posible, y la distancia mínima entre varios sensores va a variar desde algunas décimas de milímetro hasta varios milímetros. Estaremos obligados a interpolar las zonas sin sensor como veremos en el capítulo 4.

En definitiva, a la hora de fabricar nuestro sensor debemos tener en cuenta, entre otras cosas, cuál es el objeto a monitorizar, que información deseamos obtener, cómo va a ser el sistema de interrogación o si optamos por una FBG puntual o varias en la misma fibra. Una vez tengamos definido todo esto, estaremos en disposición de fabricar la fibra de dispersión más adecuada a nuestras necesidades.

Capítulo 3

Diseño de un interrogador de bajo coste

3.1. Introducción

Como ya hemos comentado en el capítulo anterior, la elección del sistema de interrogación resulta de vital importancia tanto en el aspecto técnico como en el económico.

Evidentemente, lo recomendable sería que el láser fuera capaz de realizar un barrido en frecuencia o longitud de onda con muchos puntos, de forma que podamos reconstruir el espectro óptico de la señal reflejada en la FBG con mucha resolución en el detector. Pero esos sistemas pueden resultar muy costosos, convirtiéndose en el gran hándicap de los sensores con fibra óptica (la diferencia de precio entre un interrogador de sensores ópticos con una resolución de 5 pm y otro de 0.4 nm puede ser de varios miles de euros). Por otro lado, un sistema más barato, que realice el barrido con menos puntos puede llevarnos a un espectro donde encontrar el pico de reflexión de la señal sea una misión casi imposible.

Puesto que el aspecto económico resulta clave al comercializar un producto, en este capítulo se pretende aprovechar el tratamiento de señal para obtener toda la información necesaria para la monitorización, utilizando un láser económico y, por tanto, con pocos puntos de barrido en la zona de interés. Es decir, buscaremos técnicas para reconstruir el espectro de la señal reflejada en la FBG a partir de una señal con poca resolución.

Dependiendo de qué queramos medir y con qué precisión, ésta puede ser una solución que nos evite un gran desembolso a la hora de adquirir un sensor basado en

FBGs, a costa de un mayor error en las medidas. En situaciones en las que prime la precisión en las medidas sobre el coste económico, optaremos por el uso de un interrogador que permita resultados con mucha resolución. En ese caso el tratamiento de señal no será necesario.

3.2. Características del sistema

El sistema de interrogación ideal, que es el que utilizaremos en el capítulo 4, es el *Micron Optics sm125*. Con este equipo conseguimos espectros con una resolución de 5 pm a costa de una inversión de unos 12.000 €. Encontrar la longitud de onda de Bragg resulta extremadamente sencillo, más aún si nos ayudamos del software entregado por el fabricante.

Sin embargo, en este capítulo vamos a trabajar con un sistema que proporciona una resolución de 50 GHz (0.4 nm), un producto mucho más asequible económicamente, pero con una resolución 80 veces menor. Se trata de un láser sintonizable que efectúa un barrido discreto en frecuencia. Es evidente que esto nos va a llevar a cometer un error en la medida, al que después deberemos sumar el error que el propio sensor comete. Para reducir dicho error al máximo vamos a realizar un tratamiento de señal que va a consistir en encontrar la longitud de onda de Bragg disponiendo de pocos puntos significativos en el espectro.

Antes de nada debemos elegir el tipo de FBG que vamos a utilizar, ya que el espectro de la onda reflejada puede variar mucho según elijamos una forma u otra.

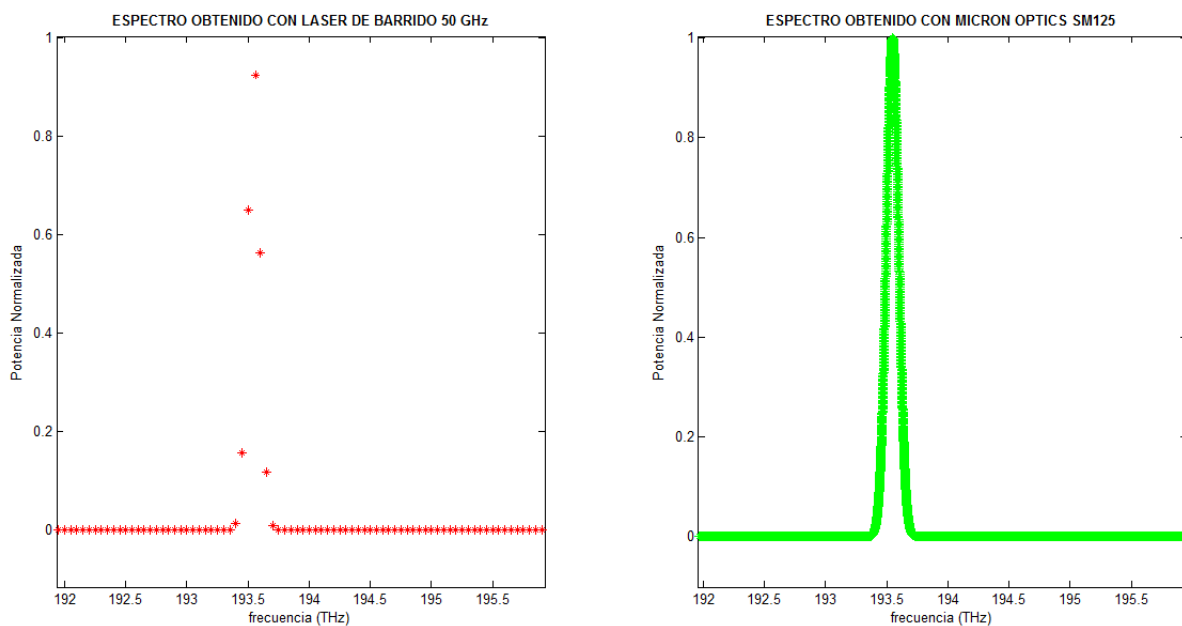


Figura 3.1. Espectro obtenido con barrido de 50 GHz (izquierda) y de 0'625 GHz (derecha) para un FWHM de 50 GHz

El parámetro que más nos va a importar es el ancho de pulso a media altura (FWHM) puesto que al estar limitados por la resolución, un FWHM pequeño reducirá el número de puntos útiles de nuestro espectro (puntos fuera de la zona de ruido). Dado que nuestra resolución es de 50 GHz parece lógico tomar valores a partir de 25-30 GHz. En la práctica probaremos con FWHM entre 1 y 150 GHz. Además, la onda reflejada será de tipo Gaussiana.

Podemos ver el espectro que obtendríamos con el *Micron Optics sm125* y el que obtendríamos con un láser sintonizable de 50 GHz de resolución para una señal con 50 GHz de FWHM (figura 3.1) y con 100 GHz (figura 3.2).

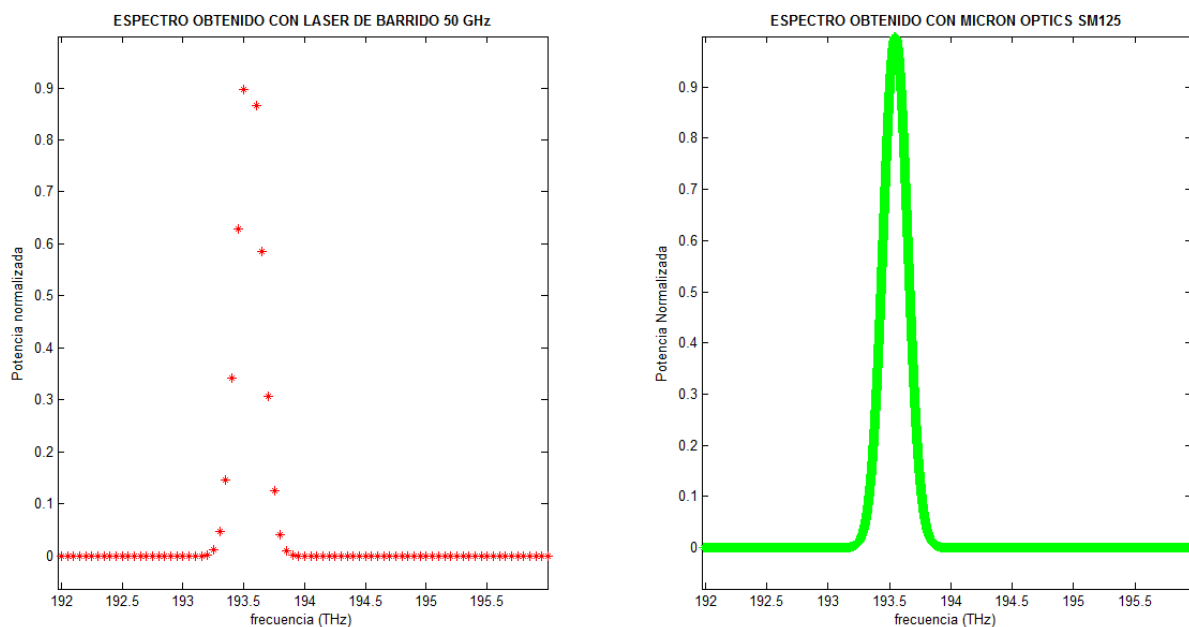


Figura 3.2. Espectro obtenido con barrido de 50 GHz (izquierda) y de 0'625 GHz (derecha) para un FWHM de 100 GHz

A simple vista observamos que la resolución del *Micron Optics sm125* es excelente y permite encontrar el pico de la gaussiana sin ningún problema, mientras que en el otro láser el pico no aparece. Además cuanto mayor es el FWHM tenemos más puntos de la campana, lo que en principio parece una ventaja.

Otra de las limitaciones con la que contamos nos la impone el diseño del dispositivo físico que queremos implementar. Aunque finalmente no ha sido posible la implementación, desde un principio la idea ha sido buscar un diseño lo más simple posible. Por eso se pensó en programar el tratamiento de señal en un DSP, que es un elemento sencillo y barato. Esto obliga a que la complejidad matemática de nuestros métodos se limite a operaciones sencillas de suma, resta, multiplicación y división. Es por eso que opciones como obtener matemáticamente la ecuación de la Gaussiana

despejando queden descartadas debido a su alta complejidad (raíces, potencias o necesidad de iteraciones para resolverse).

Por otro lado, hemos descartado también cualquier opción que requiera una caracterización previa del espectro. La razón es que cuando la FBG sufra una deformación y el espectro se desplace, nadie nos puede asegurar que no se produzcan pequeños cambios y fluctuaciones de potencia. Si esto ocurre, la onda que obtendremos puede no parecerse a la original y eso daría lugar a que se falseen los resultados. Para protegernos de estos posibles errores, que además resultan casi indetectables, emplearemos solo métodos que no necesiten conocer cómo era el espectro inicialmente.

Para la programación de las técnicas de procesado utilizaremos el software *Matlab*, que nos permitirá programar cada método, además de realizar simulaciones para calcular el error cometido.

Finalmente se ha reducido a tres las técnicas a analizar, que son las que se comentan a continuación. Para todas ellas se analiza un espectro en reflexión en el que solo hay un pico en la onda reflejada y, por lo tanto, solo buscamos una única longitud de onda de Bragg (o frecuencia equivalente).

3.3. Técnica de procesado de señal I: triangulación

La técnica de triangulación se basa en la suposición de que la longitud de onda de resonancia de la gaussiana va a coincidir con la longitud de onda del vértice superior de un triángulo, en el caso de que la onda reflejada fuera triangular y no con forma gaussiana. Esa onda tendría forma de triángulo isósceles, ascendiendo con una pendiente constante de forma que, aunque el punto de máxima potencia no coincidiera en su valor de potencia con el de la gaussiana, si lo haría en longitud de onda. La figura 3.3 muestra esta suposición.

Puesto que la señal triangular no existe vamos a intentar construirla. La forma más lógica es usando los puntos que tenemos en el espectro. En primer lugar vamos a seleccionar los 3 puntos de mayor potencia del espectro que llamaremos puntos A, B y C, donde el punto A corresponde al de mayor potencia y el punto C al de menor potencia de los tres (figura 3.4.a). Cada punto estará definido por dos parámetros: potencia y longitud de onda. Evidentemente, la longitud de onda de Bragg se encontrará más próxima a la longitud de onda del punto de mayor potencia y además estará situada entre el punto A y el B. A continuación trazaremos una semirecta que, partiendo del punto C, pase por el punto A (figura 3.4.b) y otra de pendiente opuesta que partiendo del punto B se cruce con la primera recta (figura 3.4.c). El punto de corte de las dos rectas nos dará la longitud de onda de resonancia.

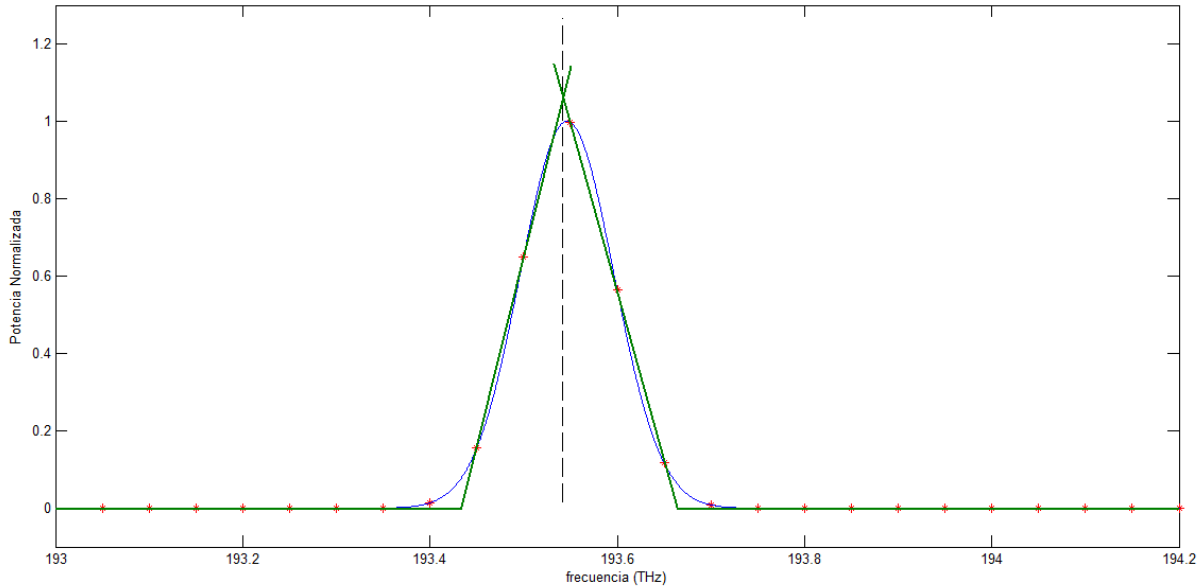


Figura 3.3. Onda gaussiana (azul) y onda triangular (verde). En rojo los puntos que obtendríamos con el láser de baja resolución

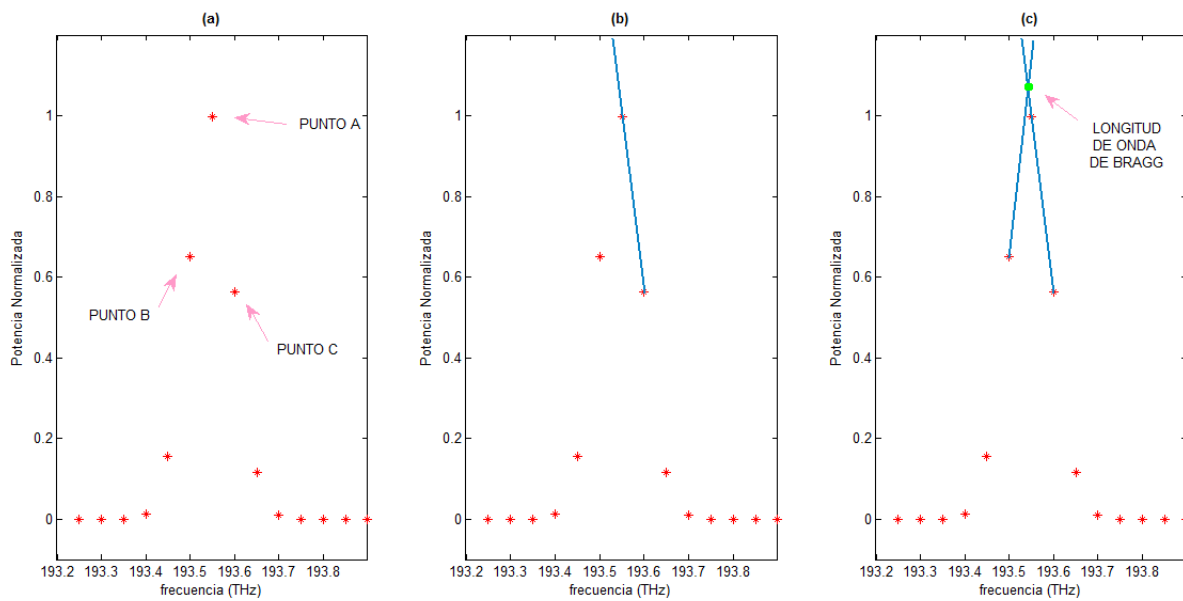


Figura 3.4. Pasos a seguir en la técnica de triangulación

Para calcular el error que cometemos con este método, vamos a muestrear el espectro de una onda gaussiana para simular lo que detectaríamos con el interrogador de bajo coste. Como sabemos cuál es la longitud de onda de Bragg exacta de esa señal, compararemos ese valor con los resultados obtenidos. Realizaremos este análisis para

diferentes ondas gaussianas con picos situados desde 187.5 THz (1500 nm) hasta 200 THz (1600 nm) con un paso de 125 MHz (1 pm). Además repetiremos el barrido con diferentes valores de FWHM (desde 1 hasta 150 GHz). De esta forma podremos calcular el error medio que cometemos a lo largo de todo el espectro para cada valor de FWHM.

En la siguiente tabla se muestra un resumen de los resultados obtenidos, donde podemos observar que la onda gaussiana más adecuada para este método es la que tiene un valor de FWHM de 36 GHz. En ese caso, el error medio que cometemos es de 234 MHz (1.87 pm) con una desviación típica de 112 MHz (0.9 pm). Eso supone en deformación un error de $1.63 \pm 0.78 \mu\epsilon$, y en temperatura de $0.19 \pm 0.09 \text{ }^\circ\text{C}$.

FWHM (GHz)	Media de error (GHz)	Desviación típica del error (GHz)	Media de error (pm)	Desviación típica del error (pm)	Media de error ($\mu\epsilon$)	Desviación típica del error ($\mu\epsilon$)
1	12,437	7,216	99,498	57.731	86,563	50.226
10	10.499	5.576	83.995	44.612	73.076	38.818
20	5.146	2.44	41.171	19.517	35.819	16.98
30	1.192	0.633	9.536	5.064	8.296	4.406
36	0.234	0.112	1.869	0.897	1.626	0.781
40	0.556	0.25	4.445	2.002	3.867	1.742
50	1.261	0.646	10.088	5.168	8.777	4.496
65	1.988	0.904	15.901	7.229	13.834	6.289
75	2.203	0.998	17.621	7.985	15.33	6.947
100	2.484	1.123	19.876	8.987	17.292	7.819
125	2.675	1.338	21.4	10.704	18.618	9.313
150	2.845	1.483	22.759	11.867	19.8	1.324

Tabla 3.1. Medidas del error cometido con la técnica de triangulación

El error máximo que se comete sin procesado de señal es de 25 GHz, que es el que se produce si suponemos que la longitud de onda de Bragg coincide con la longitud del punto de mayor potencia. Visto esto, podemos decir a simple vista que se trata de una buena aproximación. Pero no basta con quedarnos con el menor error que hemos obtenido, porque es posible que en algunas aplicaciones el FWHM que produce ese mínimo no sea el adecuado para el tipo de sensor que necesitamos. Aun así podemos destacar que existe una zona entre 27 y 66 GHz de FWHM en la que el error cometido es menor de 2 GHz (16 pm) y dicho error crece muy lentamente por encima de los 100 GHz. Sin embargo, para valores bajos de FWHM, el error es mayor. Esto es debido a que para esos valores, no existen 3 puntos útiles el espectro, sino que estamos utilizando puntos de la zona de ruido. Por esta causa no se recomienda utilizar señales con valores de FWHM menores de 25GHz.

Una de las ventajas que obtenemos con esta técnica es que la forma de la onda no tiene que ser necesariamente gaussiana, simplemente necesitamos que sea simétrica y no presente cambios demasiados bruscos en su pendiente. También hay que destacar que en el caso de que los puntos A y B tengan potencias muy parecidas, la longitud de onda de Bragg estará situada justo a la misma distancia de ambos puntos, y eso es algo que podemos programar fácilmente.

Al margen de estos resultados, y aunque esta técnica solo necesita los tres puntos de mayor potencia para implementarse, es posible que, si tenemos en cuenta más puntos, obtengamos una mayor precisión. Es decir, podemos probar a calcular la pendiente de la recta involucrando un mayor número de puntos, aunque esto suponga un mayor coste computacional.

Partimos de al menos 5 puntos (lo que nos limita el FWHM mínimo a 40 GHz), 3 de ellos situados a un lado de la longitud de onda de resonancia (A, C y E) y 2 situados al otro lado (B y D), todos ordenados alfabéticamente de mayor a menor potencia. Probamos a calcular la recta con los puntos A, C y E aproximando por mínimos cuadrados, lo que aumenta el coste computacional. La trasladamos al punto B, y después al D, y no obtenemos mejora en ninguno de los casos. Y no solo no conseguimos acercarnos al error mínimo de 234 MHz, sino que tampoco logramos reducir el error que se cometía en las mismas condiciones con menos puntos válidos en el espectro.

Probamos ahora a calcular la recta con los puntos A y E, y con los puntos C y E, y la volvemos a trasladar a B y a D. Tampoco encontramos ninguna mejora en ninguno de los casos. Es de esperar pues, que si buscamos más puntos válidos en el espectro (6, 7, 8,...) los resultados sigan sin mejorar y lo único que consigamos sea aumentar el FWHM mínimo todavía más.

En definitiva, ninguna de las variaciones que se nos ha podido ocurrir al aumentar el número de puntos mejora los resultados obtenidos en un primer momento. Una de las causas puede ser que el mejor resultados lo hemos obtenido para un FWHM de 36 GHz, donde solo tenemos 3 puntos válidos en el espectro y, por lo tanto, no se puede llevar a cabo ninguna de las variaciones propuestas.

Parece ser que hemos encontrado un método simple que funciona mejor cuanto más sencillos son los cálculos a realizar. El coste computacional es mínimo y los resultados son más que aceptables.

3.4. Técnica de procesamiento de señal II: pesos

La técnica de los pesos, también llamada técnica de los momentos o CDA (centroid detection algorithm [4], [17]) es, en concepto, mucho más complicada que la anterior, aunque en la práctica resulta bastante sencilla de aplicar y de programar.

Esta técnica de procesamiento pretende adaptar la teoría de los momentos a nuestro problema de detección de la longitud de onda de Bragg. Dicha teoría expone que si queremos calcular el momento de un conjunto de fuerzas respecto a un punto debemos utilizar la siguiente expresión [7]:

$$M_0 = \frac{\sum_{i=0}^n \overline{F_i} \times \overline{r_i}}{\sum_{i=0}^n F_i} \quad (3.1)$$

donde M_0 es el momento de las fuerzas respecto al punto 0, F_i son las fuerzas aplicadas y r_i las distancias desde los puntos donde se aplican las fuerzas hasta el punto 0.

Si consideramos, por ejemplo, una barra de una longitud determinada, L , y situamos el punto 0 justo en el centro de la barra, tal como como indica la figura 3.5, podremos calcular el momento de un conjunto de fuerzas respecto al centro con la expresión (3.1). Si además, ese punto está fijo, el valor numérico del momento nos indicará con qué rapidez se produce el movimiento de rotación, y el signo nos indicará en qué sentido se produce. Esto quiere decir que si el sistema está estático es porque el momento calculado debe ser nulo.

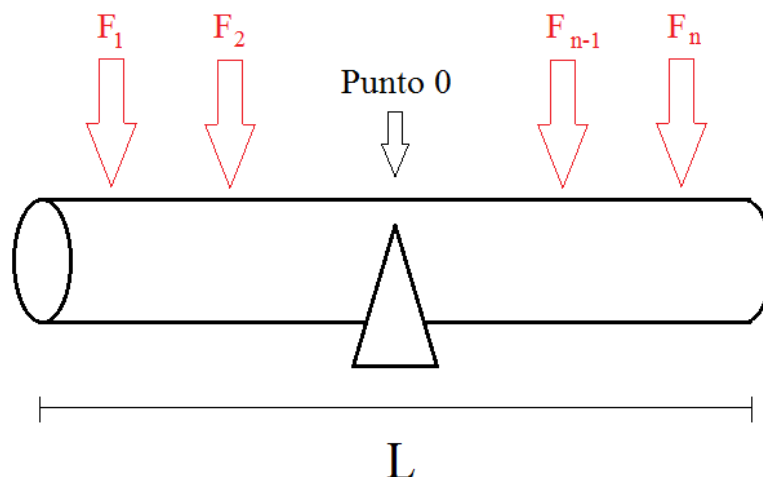


Figura 3.5. Barra de longitud L y punto fijo en el centro sometida a una distribución de fuerzas

Para poder aplicar todo esto a nuestro problema hay que tener en cuenta las siguientes consideraciones:

- Suponemos que el punto máximo de nuestra onda, que es el que queremos encontrar, es un punto fijo y además es el punto donde vamos a calcular el momento de nuestro sistema (punto 0).
- Suponemos también que el sistema se mantiene estático, con lo que el momento debe ser nulo.
- Los puntos que obtenemos con el sistema de interrogación, serán considerados como la distribución de las fuerzas, donde la potencia equivaldrá al valor de la fuerza, y la longitud de onda a la posición donde dicha fuerza se aplica.
- Aplicaremos la expresión (3.1) para calcular el momento, pero en lugar de fuerzas usaremos potencias, y en lugar de posición usaremos distancias espectrales medidas en longitud de onda o en frecuencia. De esta manera, la fórmula para el cálculo del momento quedaría de la siguiente forma:

$$0 = \frac{\sum_{i=0}^n \overline{Pot_i} \times \overline{d_i}}{\sum_{i=0}^n \overline{Pot_i}} \quad (3.2)$$

donde Pot_i son las potencias de los puntos y d_i son las distancias espectrales, es decir, la diferencia entre cada longitud de onda y la longitud de onda del punto 0.

- A la hora de realizar el sumatorio, consideramos que todas las potencias equivalen a fuerzas en el mismo sentido, con lo que al realizar el producto vectorial, los puntos situados antes de la longitud de onda de resonancia tendrán un resultado de signo contrario a los puntos situados después de ella. Esto lo podemos simplificar tomando como negativas las distancias de los puntos anteriores a ésta, mientras que en los puntos posteriores dichas distancias serán positivas (o viceversa). Así obtenemos la siguiente expresión, que será la que utilizaremos:

$$0 = \frac{\sum_{i=0}^n Pot_i \cdot d_i}{\sum_{i=0}^n Pot_i} \quad (3.3)$$

Se puede plantear un razonamiento similar si en lugar de buscar los momentos del sistema, nos centramos en encontrar el centro de masas, centro de gravedad o centroide. Hay que destacar que el centroide coincide con el centro de masas y, a su vez, con el centro de gravedad bajo las siguientes condiciones:

- El cuerpo debe tener densidad uniforme o una distribución de materia que presente ciertas propiedades, tales como la simetría.
- El cuerpo debe estar bajo la influencia de un campo gravitatorio uniforme.

La fórmula para el cálculo del centro de masas es:

$$r_{CM} = \frac{\sum_{i=0}^n m_i \times r_i}{\sum_{i=0}^n m_i} \quad (3.4)$$

donde r_{CM} es la posición del centro de masas, m_i la distribución de masas que tenemos y r_i las distancias desde los puntos donde se encuentran las masas hasta la posición del centro de masas. En este caso, si situamos el origen de coordenadas en el centro de masas y hacemos una correspondencia entre las potencias ópticas y las masas, llegaremos a la misma expresión (3.3)

Una vez presentada la expresión que vamos a utilizar para calcular la longitud de onda de resonancia, solo nos queda programarla. A diferencia de la técnica de procesado anterior en la que solo utilizábamos 3 puntos del espectro, en este caso vamos a utilizar el máximo número posible de puntos. Eso supone para las ondas empleadas que los puntos útiles deben estar situados como mínimo 5 dB por encima de la zona de ruido. El valor de FWHM es el que va a determinar cuántos puntos podemos tomar.

De la misma forma que en el método de triangulación, vamos a muestrear el espectro de una onda gaussiana y realizar el análisis para diferentes ondas con picos desde 187.5 THz (1500 nm) hasta 200 THz (1600 nm) con un paso de 125 MHz (1 pm). También repetiremos el barrido con diferentes valores de FWHM (desde 1 hasta 150 GHz).

La tabla 3.2 muestra los resultados obtenidos al realizar el barrido. El error mínimo lo encontramos para un valor de FWHM de 23 GHz y su valor es de 1.119 GHz (8.95 pm), con una desviación típica de 991 MHz (7.93 pm), lo que corresponde en deformación a un error de $7.79 \pm 6.98 \mu\epsilon$. A diferencia del método anterior donde obteníamos una zona de valores de FWHM de aproximadamente 40 GHz en la que el error se mantenía por debajo de un máximo (2 GHz), en este caso, dicha zona es menor y la encontramos entre 20 y 30 GHz con un error no mayor de 4 GHz (32 pm). Es decir, que no solo obtenemos unos peores resultados en cuanto al error cometido, sino que además ese error crece más rápidamente al variar el FWHM. Por otro lado, el crecimiento no es constante, sino que al aproximarnos a un valor de FWHM de 50 GHz vuelve a disminuir hasta 1'65 GHz (22.14 pm), manteniéndose por debajo de 4 GHz hasta los 60 GHz. Ese mismo comportamiento, aunque con errores mayores (unos 3 GHz), lo encontramos al acercarnos a valores de FWHM de 100 y 150 GHz.

FWHM (GHz)	Media de error (GHz)	Desviación típica del error (GHz)	Media de error (pm)	Desviación típica del error (pm)	Media de error ($\mu\epsilon$)	Desviación típica del error ($\mu\epsilon$)
1	12.437	7.216	99.496	57.728	86.562	50.8
10	9.727	5.184	77.817	41.474	67.701	36.497
20	2.345	1.238	18.757	9.903	16.318	8.714
23	1.119	0.991	8.95	7.929	7.787	6.977
30	4.439	2.846	35.51	22.767	30.894	20.035
40	7.737	4.521	61.892	36.17	53.846	31.83
50	2.768	1.652	22.141	13.215	19.263	11.629
60	4.616	2.696	36.925	21.57	32.125	18.981
75	6.551	3.937	52.407	31.492	45.594	27.713
100	5.641	3.265	45.125	26.122	39.259	22.987
125	8.028	4.641	64.222	37.128	55.874	32.672
150	5.877	3.412	47.018	27.298	40.905	24.023

Tabla 3.2. Medidas del error cometido con la técnica de pesos.

Tras observar los resultados podemos llegar a pensar que tomar todos los puntos útiles del espectro no es una buena decisión. Así que decidimos volver a realizar el barrido, pero esta vez tomando un número determinado de puntos para cualquier valor de FWHM. Tal vez si tomamos solo puntos con potencias altas el error cometido sea menor. Comenzamos tomando 3 puntos (los de mayor potencia), después 4, y así hasta un total de 10 puntos, siempre que esos puntos sean puntos útiles del espectro. Comprobamos que los resultados no mejoran los de la tabla 3.2 con lo que concluimos el estudio.

En definitiva, hemos encontrado una técnica de procesado con un mayor coste computacional que la primera técnica vista y que comete un error mayor para prácticamente todos los valores de FWHM, con lo que no mejora en absoluto los resultados conseguidos.

3.5. Técnica de procesado de señal III: convolución

La tercera y última técnica de procesado que vamos a estudiar es la técnica de la convolución. La convolución es un operador matemático que transforma dos funciones f y g en una tercera función que, en cierto sentido, representa la magnitud en la que se superponen f y una versión trasladada e invertida de g . Dicha convolución se denota $f * g$ y se define como la integral del producto de ambas funciones después de invertir una de ellas y desplazarla una distancia η , tal como indica la expresión (3.5). El

intervalo de integración dependerá del dominio sobre el que estén definidas las funciones.

$$f(t) * g(t) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\eta) \cdot g(t - \eta) d\eta \quad (3.5)$$

En el caso de que las funciones sean señales discretas, la expresión (3.5) cambia la integral por un sumatorio y el producto por un producto escalar, dando lugar a:

$$x[n] * h[n] = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x[k] \cdot h[n - k] \quad (3.6)$$

Esta técnica de procesamiento también se conoce con el nombre de correlación [4], [17], ya que para señales pares, como las que tratamos en este capítulo, la convolución y la correlación cruzada coinciden. La expresión para el cálculo de esta última se observa en (3.7), donde $\bar{f}(-t)$ corresponde a la señal compleja conjugada de $f(t)$, que en el caso de señales pares coinciden.

$$f * g = \bar{f}(-t) * g(t) \quad (3.7)$$

En nuestro caso solo contamos con una señal, que es la que obtenemos del interrogador. Si realizamos la convolución de esa señal consigo misma, la teoría nos dice que la función resultante será otra gaussiana cuyo máximo coincidirá con el máximo de la señal inicial. Es decir, que ese máximo estará situado en la longitud de onda de Bragg, de forma que, si somos capaces de identificarlo, habremos encontrado la longitud de onda de resonancia que buscábamos.

Como ya hemos mencionado, la convolución consiste en multiplicar una primera señal por otra segunda señal invertida en el eje x y desplazada. Como nuestra señal es simétrica, no va a hacer falta invertir. En cuanto al desplazamiento, la primera señal estará fija y será directamente la obtenida con el sistema de interrogación, mientras que la segunda señal será idéntica a la primera y la iremos desplazando por todo el espectro desde 187.5 THz (1500 nm) hasta 200 THz (1600 nm), de forma que sus valores de potencia serán los mismos pero iremos variando sus valores de longitud de onda. La figura 3.6 ilustra el proceso.

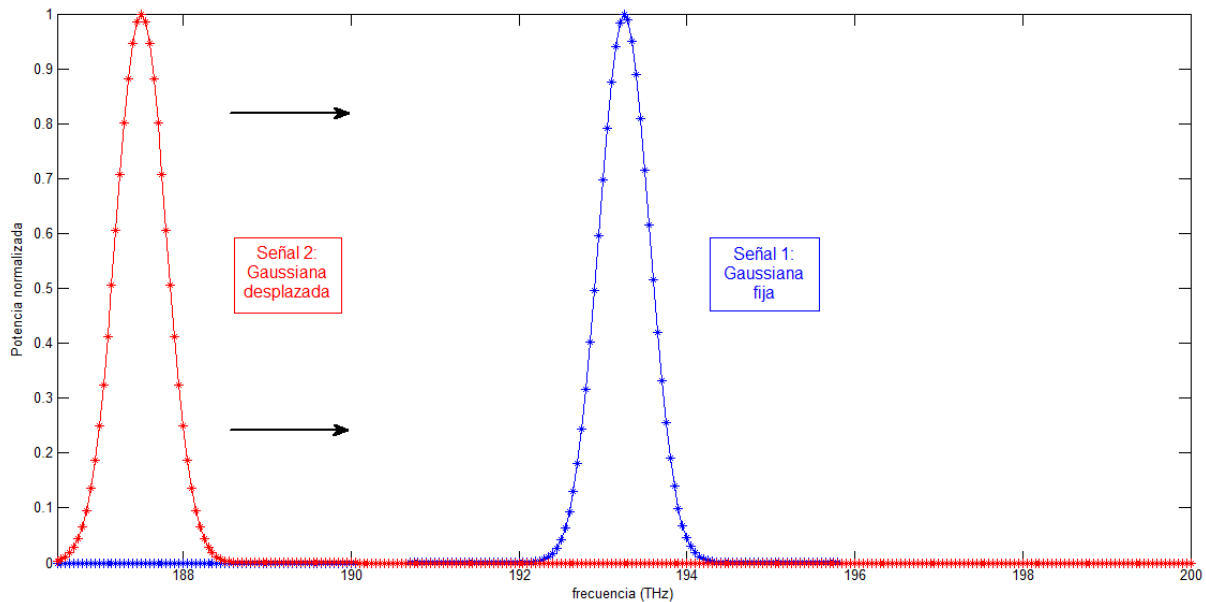


Figura 3.6. *Proceso de convolución. Para una mejor visualización se ha trazado en línea continua las gaussianas con mayor resolución. Los asteriscos son los puntos que obtenemos con el interrogador.*

Los resultados de la convolución serán nulos hasta que la señal que desplazamos llegue a la altura de la señal fija. Es entonces cuando la convolución tomará valores positivos de forma creciente hasta que los máximos de ambas señales coincidan en el desplazamiento (las señales se solaparán). Es en ese momento cuando obtendremos el valor máximo de la convolución, que estará situado en el mismo lugar del espectro óptico que el pico de la gaussiana original. Después los valores de la convolución irán decreciendo hasta llegar a valores nulos, una vez la señal desplazada ya no coincida con la señal fija. La figura 3.7 muestra el progreso de la convolución a medida que se va produciendo el desplazamiento.

El principal problema que encontramos al aplicar este método es que la mala resolución de la señal del interrogador desemboca en que la señal convolucionada también tenga una resolución muy mala. Después de realizar todo el proceso nos encontramos con una nueva señal en la que resulta tan difícil encontrar la longitud de onda como en la señal original. Hay que tener en cuenta que al tratarse de señales con 50 GHz de resolución, al realizar el barrido, este debe ser con pasos de 50 GHz lo que da lugar a que la resolución de la señal convolucionada sea también de 50 GHz y por lo tanto el error máximo que vamos a cometer es de 25 GHz, el mismo que si no realizamos ningún tipo de procesado.

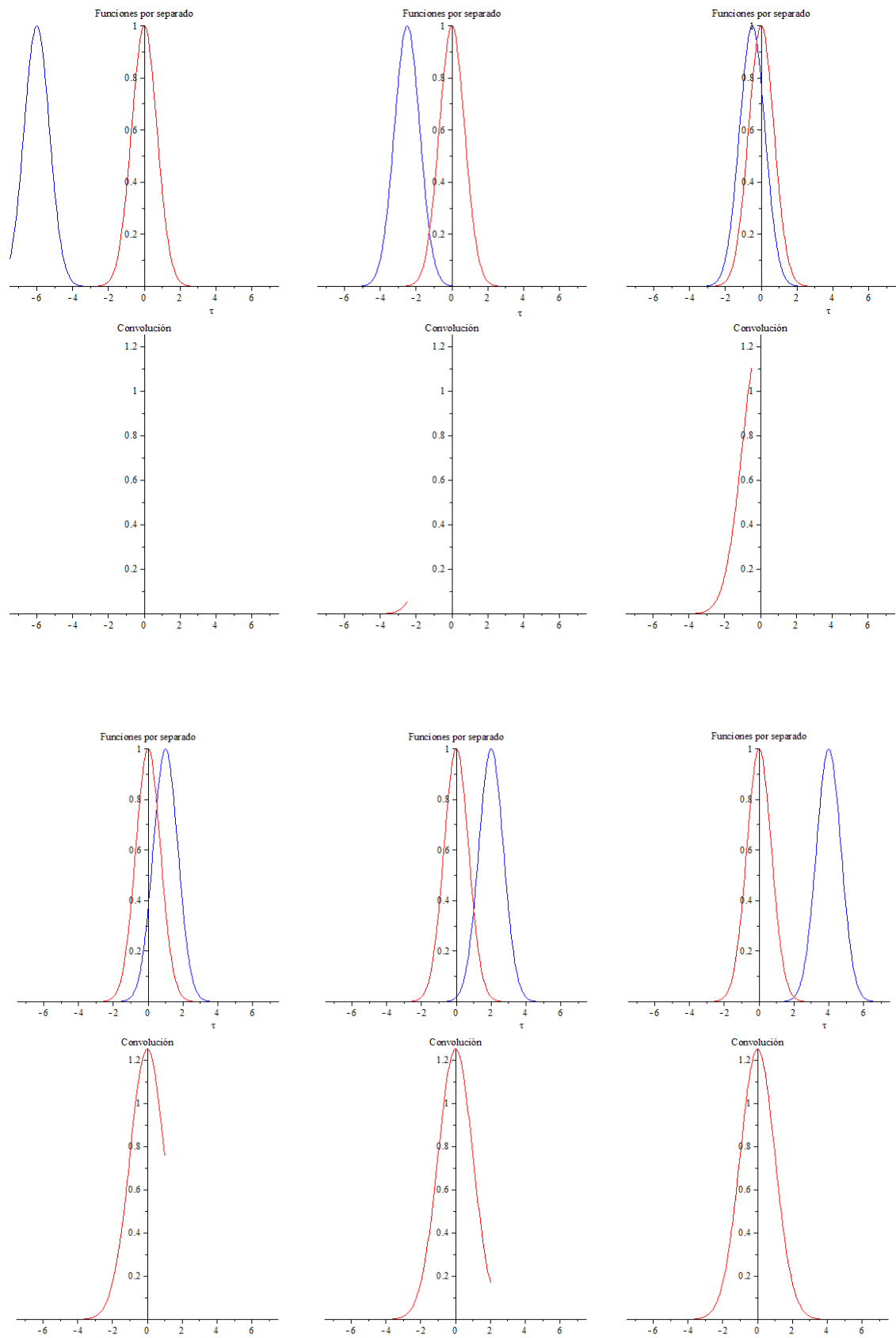


Figura 3.7. Progreso de la convolución de dos señales a medida que desplazamos la segunda señal.

Vamos a observar el problema desde otro punto de vista. Aunque desde el principio nuestro objetivo era encontrar donde está la longitud de onda de Bragg de la señal reflejada, lo que realmente nos interesa es calcular el desplazamiento en longitud de onda que sufre dicha señal cuando el sensor se ve sometido a una deformación. Así que en lugar de tomar una única señal del interrogador tomaremos dos señales: la señal cuando el sistema no sufre ningún tipo de deformación (señal de referencia) y la señal cuando el sistema está bajo el efecto de la deformación que pretendemos medir (señal de monitorización).

El proceso va a ser similar al explicado anteriormente. Realizaremos la convolución de las dos señales pero, en este caso, el pico de la señal convolucionada no nos va a indicar donde se encuentra la longitud de onda de Bragg, sino cual es la diferencia entre los picos de ambas señales. Así calcularemos directamente el desplazamiento en longitud de onda, $\Delta\lambda$ (o Δf), en lugar de calcular λ_B .

Por ejemplo, si convolucionamos la señal de referencia consigo misma, obtendremos una señal cuyo máximo lo encontraremos en cero (como ejemplo la figura 3.7), lo que quiere decir que tanto Δf como $\Delta\lambda$ valen cero.

Aun así no solucionamos el problema de la resolución. En nuestro proceso buscaremos el valor máximo de la convolución y la diferencia espectral entre ambas señales irá codificada en el índice. Si multiplicamos ese índice por la distancia espectral entre dos puntos (resolución) obtendremos Δf como múltiplo de 50 GHz, lo que mantiene el error máximo en 25 GHz. Necesitamos pues un nuevo procesado de señal, esta vez de la señal convolucionada.

La única ventaja que presenta este método es que, en el caso de no conocer cuál es la longitud de onda de Bragg de la señal de referencia (bien porque el fabricante de las FBGs no nos ha aportado estos datos, bien porque dicha longitud de onda podría variar ligeramente con el tiempo) no necesitaríamos calcularla para después restársela a la longitud de onda de Bragg de la señal de monitorización, ya que estaríamos obteniendo directamente la diferencia entre ambas. Así que en lugar de realizar dos cálculos con errores, podríamos realizar solo uno, lo que en principio debería producir mejores resultados.

Tanto si buscamos un nuevo procesado, como si aplicamos alguna de las otras dos técnicas vistas anteriormente a la convolución que hemos obtenido con este método, el coste computacional se dispara sin obtener ningún tipo de mejora en los resultados, ya que en principio disponemos de la información sobre la fabricación de las FBGs y, como veremos en el próximo capítulo, la repetitividad en el tiempo presenta errores muy pequeños comparados con los que estamos manejando aquí.

Podemos afirmar que este método presentaría mejores resultados cuanto mejor sea la resolución del láser, además de que si disponemos de una caracterización previa del espectro, podríamos utilizar interpolación para calcular el máximo de la señal

convolucionada. Dado que ninguno de los dos es nuestro caso, esta técnica de procesado de señal queda descartada.

3.6. Conclusiones

Tras describir y experimentar con las 3 técnicas de procesado anteriores, podemos concluir que la primera de ellas, el método de triangulación, ha resultado ser la más precisa a pesar de ser la más sencilla.

Lo más destacable es que, además de proporcionar la media de error más pequeña de todas (234 MHz), nos permite establecer una zona de variación del ancho de pulso a media altura en la que el error permanece acotado por debajo de 2 GHz. Eso puede resultar muy útil ya que habrá situaciones en las que nuestro sistema a medir necesite formas de onda anchas, y otras en las que no sea necesario y busquemos ondas estrechas para poder aprovechar al máximo el espectro en caso de multiplexación.

Otra ventajas que presenta es que no necesita que la forma de la onda sea necesariamente gaussiana, simplemente necesitamos que sea simétrica y no presente cambios demasiados bruscos en su pendiente.

Como ya hemos comentado, no ha sido posible la implementación en DSP que en un principio era lo que se había planteado. Pero la sencillez del método de triangulación, que apenas necesita de 4 operaciones de suma/resta, 2 de multiplicación y 2 de división, nos indica que programarlo en dicho dispositivo no resultaría nada complicado.

Para finalizar volver a recordar que el uso de un láser sintonizable de 50 GHz de resolución y de técnicas de procesado de señal queda reducido a aquellos casos en los que no necesitemos que las medidas sean demasiado precisas y nos podamos permitir cometer un error a costa de reducir considerablemente los gastos económicos de nuestro sistema de medida. Cabría plantearse si ese error de 1.87 ± 0.9 pm (1.63 ± 0.78 $\mu\epsilon$) es aceptable en cada situación. Por ejemplo, en el caso de querer diseñar un sistema de medida de temperatura, donde una variación típica suele rondar los 10 pm/°C, estaríamos hablando de que el error cometido en la medida sería de 0.2 ± 0.1 °C aproximadamente, lo que en la mayoría de sistema debería ser suficiente. Si lo que queremos medir es deformación, habrá que tener en cuenta en que rango de valores nos movemos ya que no es lo mismo cometer este error al medir grandes deformaciones (como en la medida del ángulo articular) que al medir deformaciones más pequeñas (como en el caso de grandes estructuras de hormigón).

Capítulo 4

Medida del movimiento humano mediante sensores basados en FBG

4.1. Introducción

Como hemos visto anteriormente, los sensores basados en redes de Bragg en fibra óptica son altamente empleados en la medida de variaciones de tensiones mecánicas, temperatura, presión, posición,... Además presentan una gran número de ventajas respecto a otros sensores, como inmunidad a las interferencias electromagnéticas, peso ligero, tamaño reducido, colocación en lugares poco accesibles y remotos, alta sensibilidad, gran ancho de banda o posibilidad de multiplexación, las cuales hacen que este tipo de sensores se implementen cada vez más en la medición de parámetros en distintas áreas.

Hasta ahora los sensores basados en FBG se han encargado de medir el comportamiento de grandes estructuras civiles, la mayoría de veces de hormigón, como puede ser el caso de túneles, paredes, puentes,... Si queremos utilizar este tipo de sensores para caracterizar el movimiento humano, lo que debemos hacer en primer lugar es comprobar si las deformaciones con las que nos vamos a encontrar van a ser similares a las que conocemos para estructuras de hormigón. Mientras que se ha comprobado que el hormigón rompe frágilmente al alcanzar una deformación de 2000 $\mu\epsilon$ en compresión, y de 3500 $\mu\epsilon$ cuando se encuentra sometido a esfuerzos de flexión, las deformaciones con las que nos podemos encontrar a la hora de medir los ángulos articulares van a ser mayores, debido a que el radio de curvatura que aparece será mayor.

Por ejemplo, cuando monitorizamos un túnel subterráneo instalamos los sensores para comprobar si la estructura cede al cubrirla de tierra. A causa de la tensión que aparece se producirá una deformación en dicha estructura: los pilares van a verse sometidos a compresión mientras que las vigas sufrirán compresión en la parte superior y tracción en la parte inferior. Si comparamos este tipo de deformación con la que nos podemos encontrar al medir los ángulos articulares, es bastante evidente que esta última va a ser superior, teniendo en cuenta que algunas articulaciones del cuerpo humano son capaces de flexionarse más de 150° en apenas unos centímetros.

Por otro lado, el tamaño de las estructuras civiles requiere que el número de fibras, así como su longitud, sea bastante grande, ya que la superficie a monitorizar es bastante extensa (del orden de decenas de metros). Sin embargo, en el cuerpo humano, en principio vamos a necesitar una única fibra, y aunque su longitud puede ser muy grande para aprovechar la monitorización remota, la superficie en contacto con el cuerpo humano va a ser de apenas unos centímetros. Es decir, que en el primer caso necesitaremos muchas fibras (por la limitación espectral de una sola fibra), con FBGs grandes, separadas entre ellas distancias que pueden variar desde varios decímetros hasta algunos metros. En el segundo caso será necesaria una única fibra con FBGs pequeñas y lo más juntas posibles.

Teniendo en cuenta todas estas diferencias, el camino para llegar a diseñar sensores basados en FBGs que sean capaces de realizar medidas del movimiento humano [23] comenzará por diseñar un sistema que nos permita comprobar si realmente es viable usar este tipo de sensores bajo las características requeridas (apartado 4.2). Una vez estemos seguros de que el sistema funciona, deberemos ajustar el funcionamiento a un problema concreto de medida de articulaciones, con una mayor complejidad del montaje (apartado 4.4). Por último, y después de haber comprobado que la medida de articulaciones con un movimiento sencillo funciona correctamente, pasaremos a estudiar las articulaciones con movimientos más complejos.

4.2. Fabricación del sensor

En este apartado se pretende comprobar las características y viabilidad de las Redes de Difracción de Bragg en fibra óptica como goniómetro para medida de ángulos de flexión y extensión en las articulaciones. El primer punto a tratar va a ser la estructura de nuestro sensor ya que, a diferencia de lo que ocurre en estructuras civiles, en este caso no podemos fijar la fibra directamente a la piel. Además debemos comprobar que la fibra es capaz de calcular el ángulo de flexión o extensión a partir de la deformación unitaria.

- **Estructura del sensor**

La FBG contenida en la fibra se va a fijar a una lámina o fleje calibrado, de forma que al someter el conjunto a una flexión/extensión, provocada por un determinado radio

de curvatura constante, R , se va a producir una deformación unitaria proporcional a dicho ángulo de flexión/extensión. Esta deformación se manifiesta como un desplazamiento del espectro óptico reflejado por la FBG [21].

Como el radio de curvatura es uniforme, bastará con tener una única FBG en la fibra, puesto que la medida va a ser unitaria y la podremos extender a toda la superficie bajo estudio [21].

La fibra deberá ir adherida a uno o ambos lados del fleje, a lo largo de su eje de simetría, de forma que al curvar el fleje con un radio de curvatura constante, en la cara interna del fleje, aquella más próxima al punto de curvatura, se producirá una compresión, mientras que en la cara externa se produce una elongación (figura 4.1).

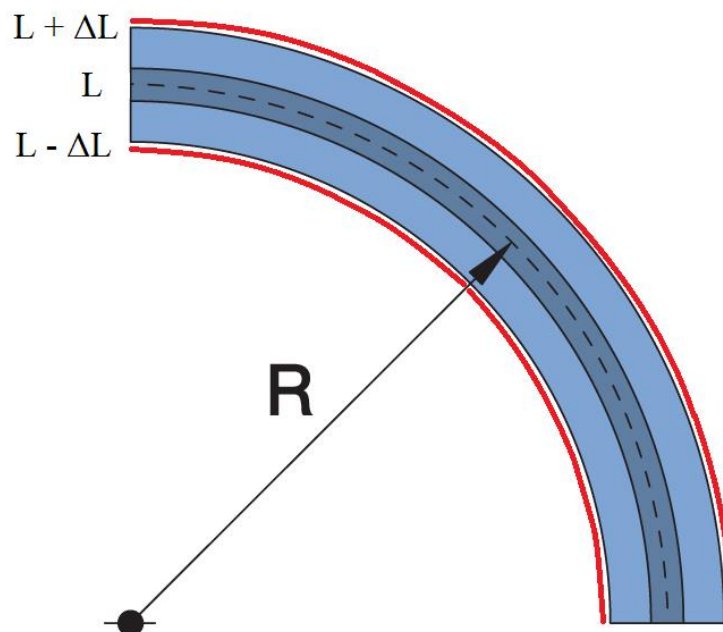


Figura 4.1. Efecto de curvar un fleje de longitud L . En la parte externa se producirá un alargamiento mientras que la parte interna se producirá un acortamiento. La FBG se situará en la superficie de una u otra cara (zona de color rojo)

Por medio de la calibración somos capaces de calcular la relación que existe entre el desplazamiento de la longitud de onda de Bragg y la deformación unitaria [21]:

$$\Delta\lambda_B(pm) = K_e \left(\frac{pm}{\mu\epsilon} \right) \cdot \Delta\epsilon(\mu\epsilon) \quad (4.1)$$

donde K_e es el coeficiente de tensión, y tiene un valor teórico de $1.15 \text{ pm}/\mu\epsilon$.

Por otro lado, se puede demostrar geoméricamente que la expresión que relaciona el radio de curvatura unitario con la deformación unitaria que se produce en una fibra de diámetro e fijada a un fleje de espesor d , es [21]:

$$\varepsilon (\mu\varepsilon) = \frac{d+e}{2 \cdot R} \quad (4.2)$$

Finalmente, podemos relacionar el radio de curvatura unitario con el ángulo por unidad de longitud según la expresión 4.3

$$\frac{1}{R(m)} = \textit{angulo (radianes)} \quad (4.3)$$

En realidad no vamos a necesitar todas estas fórmulas, ya que si calibramos directamente con valores de ángulos conocidos podemos obtener el coeficiente que relaciona el desplazamiento de la longitud de onda de Bragg y el ángulo por unidad de superficie o, lo que es más interesante, el ángulo total que queremos medir. Por lo tanto, durante la calibración vamos a producir flexiones y tracciones en el fleje con ángulos conocidos (como veremos más adelante utilizaremos moldes de radio de curvatura y ángulo por unidad de superficie conocidos).

En cuanto a la forma de adherir la fibra al fleje hay que tener en cuenta que los sensores de fibra óptica tienen que permanecer en contacto fijo con la superficie a medir para poder obtener resultados sobre la deformación que se produce. En este aspecto existen 2 técnicas: adherirlos a la superficie o embeberlos en la misma estructura.

Adherirlos tiene la ventaja de que al no interferir en el proceso de fabricación se pueden adherir a estructuras ya fabricadas. Además es un proceso sencillo de realizar. Su mayor desventaja es que están expuestos a condiciones externas, problema que puede solucionarse con un recubrimiento. Pero tanto el recubrimiento como el pegamento usado para adherirlo al material influyen directamente en la calidad de las transferencias de las deformaciones, y por tanto en las medidas.

Al embeber el sensor, podemos medir las deformaciones en la estructura misma y de paso protegemos el sensor contra factores externos. El mayor problema existente es que el proceso de embeber es superpuesto al de fabricación. Además, las duras condiciones de este proceso no solo afectarán a la zona embebida sino también a parte de la fibra que sale del laminado, las fundas y conectores [13].

En este caso vamos a optar por la opción de adherirlos a la lámina, opción elegida por su mayor facilidad en la fabricación, además de que el embebido no se realizaría sobre el material a medir (piel), sino sobre una superficie en contacto. Vamos a adherir la totalidad de la FBG a un solo lado de la lámina y a lo largo de su eje de simetría.

En la elección del adhesivo resulta imprescindible asegurar que el pegamento podrá soportar las tensiones a las que será sometido el sensor. En este sentido hemos

encontrado 2 tipos de pegamento que soportan tensiones altas. Otros pegamentos tipo anaeróbicos, barras termofusibles, adhesivos o sprays fueron estudiados y descartados.

- Cianoacrilato (Loctite): es de fácil aplicación y secado rápido (minutos), hecho muy importante, debido a que la tensión debe de ser mantenida hasta que el pegamento se seca totalmente y sea capaz de soportarla por el mismo. Por otro lado es más caro.
- Epoxy (Araldite): su aplicación consiste en una mezcla a preparar y que hay que aplicar rápidamente antes de que resulte inservible. Además su secado requiere de un tiempo mucho mayor (horas). Tiene la ventaja de ser más económico.

Teniendo en cuenta todo esto, el pegamento elegido es el de cianoacrilato, decisión tomada por su rápido secado y fácil aplicación.

• Elección de la fibra y el sustrato

Antes de pasar a elegir el tipo de materiales, tenemos que analizar las tensiones máximas que deberá soportar el sistema para alcanzar los ángulos deseados, pues de ello dependerá:

- La longitud y anchura de la FBG
- La longitud, anchura y tipo de material de la lámina.

Debemos garantizar que no se supere el límite de deformación máxima unitaria soportado por las FBGs ni el límite elástico de la lámina de sustrato de fijación. Dentro de nuestro rango de medida de ángulos, el sensor debe ser capaz de calcular unas deformaciones máximas de 5000 $\mu\epsilon$, aunque este valor puede variar según el espesor el fleje que tomemos [21].

La fibra que vamos a utilizar tendrá un ancho $e = 125\mu\text{m}$ y, junto al tipo de FBGs que vamos a fabricar, es capaz de soportar unas tensiones en tracción de aproximadamente 5000 $\mu\epsilon$, mientras que en compresión puede soportar mayores tensiones, unos 15000 $\mu\epsilon$. Puesto que no nos interesa que las tensiones máximas soportadas en tracción y compresión sean distintas, vamos a proceder a aumentar dicho límite en tracción a costa de reducir el valor en compresión, mediante una precompresión de la fibra antes del pegado. Así habremos conseguido un límite del 1% tanto en tracción como en compresión (deformación máxima unitaria de 10000 $\mu\epsilon$), lo que nos lleva a pensar que el límite tanto en el radio de curvatura mínimo, como en el ángulo máximo dependerá directamente de las propiedades del material usado como fleje, y no de las FBGs.

En cuanto al material a utilizar como fleje, consideramos que utilizar una lámina metálica de un cierto espesor, anchura y longitud va a ser la mejor opción, ya que buscamos materiales elásticos a la vez que resistentes [21]. El problema que nos podemos encontrar es que dicho fleje metálico no soporte las tensiones a las que va a ser sometido, y se produzca una deformación permanente, con lo que nuestro sensor

quedaría inservible. La deformación máxima unitaria que permitirá el material vendrá dado por el cociente entre la deformación máxima del fleje (límite elástico) y el módulo elástico del material, según la expresión (4.4) [21].

$$\varepsilon = \sigma/E \quad (4.4)$$

Analizando los posibles materiales a utilizar hemos obtenido los siguientes resultados [11], [21]:

Material	σ (Mpa)	E (GPa)	ε ($\mu\varepsilon$)
Acero templado	800	205	3900
Acero inoxidable	965	174	5500
Aluminio aleado	414	72.4	5700
Aluminio puro	20	70	280
Metal blanco	275	52	5288
Cobre	33	124	266
Bronce	251	110	2282
Titanio	275	107	2570
Níquel	430	207	2077

Tabla 4.1. Deformación máxima unitaria para distintos materiales metálicos

A la vista de los resultados, el material que hemos elegido es el acero inoxidable, ya que cumple las condiciones necesarias en cuanto a deformación máxima (5500 $\mu\varepsilon$) y además tiene un precio asequible. Debemos calcular cuales son las medidas de ancho, espesor y longitud que mejor se adaptan a nuestras condiciones.

En primer lugar, y suponiendo que el radio de curvatura mínimo que vamos a tener que calcular estará en torno a unos 4 centímetros, podemos calcular el espesor máximo a partir de la expresión (4.2), si tenemos en cuenta que en dicha expresión el valor del diámetro de la fibra no se tiene en cuenta, por estar ésta situada por encima del fleje. El valor obtenido es $d_{max} = 0.44 \text{ mm}$. Si el límite viniera dado por las FBGs, este valor se reduciría a $d_{max} = 0.315 \text{ mm}$. Para asegurarnos un pequeño margen tomaremos $d = 0.3 \text{ mm}$.

En segundo lugar, tanto la anchura (b) como la longitud (L) del fleje se calcularán de forma que la fuerza necesaria para moverlo no sea tan alta como para dificultar el movimiento, ni tan baja como para deformarlo permanentemente a las primeras de cambio. Si tenemos en cuenta las expresiones (4.5), (4.6) y (4.7) y suponiendo una longitud $L = 10 \text{ cm}$ (con unos 7 centímetros de longitud efectiva para medir toda la zona que sufre deformación) y un ancho $a = 3 \text{ cm}$, resulta que la fuerza necesaria para mover el fleje será de aproximadamente 18 N.

$$M = \frac{E \cdot I}{R} \quad (4.5)$$

$$I = \frac{a \cdot d^3}{12} \quad (4.6)$$

$$F = M/L \quad (4.7)$$

donde M es el momento, E el módulo elástico, I el momento de inercia, R el radio de curvatura y F la fuerza [21].

En definitiva, vamos a utilizar dos tramos de fibra óptica que contienen cada una una única FBG de 2 cm de longitud y 125 μm de diámetro, con unas longitudes de onda de Bragg de 1543.11 y 1542.68 nm respectivamente. Cada una de las fibras va a ser adherida a un fleje metálico de acero inoxidable (18% Cr, 9% Ni, 73 % Fe) en lo que en adelante denominaremos fleje 1 y fleje 2, con las siguientes características.

	Longitud (cm)	Espesor (mm)	Anchura (mm)
Fleje 1	19.8	0.3	13
Fleje 2	19.9	0.1	12.7

Tabla 4.2. Descripción de los flejes que vamos a utilizar

- **Precompresión**

Como ya hemos comentado, se va a proceder a precomprimir la fibra antes de pegarla para conseguir así un mayor rango en la medida del ángulo [21]. Para realizar este proceso se ha utilizado un molde de polietileno de radio de curvatura conocido, $R = 114.59 \text{ mm}$, tal como se muestra en la figura 4.2. También es importante que la anchura del molde sea prácticamente la misma que la del fleje. En caso contrario la precompresión puede darnos resultados no esperados.

Tras dejar secar el pegamento, separamos el fleje del molde y vemos que hemos conseguido un desplazamiento de la longitud de onda de Bragg hacia longitudes de onda menores de 2.18 nm en el fleje 1 y 1.175 nm en el fleje 2, que corresponden respectivamente a 1855 y 982 μE (figura 4.3). Para la futura utilización de los flejes se recomienda usar radios de curvaturas menores para precomprimir todavía más la fibra (un radio de curvatura de 85 mm provocaría una precompresión de 2500 μE). Para comprobar que el sistema funciona utilizaremos estos flejes. En el punto 4.3 adecuaremos nuestros flejes al sistema a medir y realizaremos una mayor precompresión.



Figura 4.2. Molde utilizado para la precompresión de la fibra.
A la izquierda el fleje 1 y a la derecha el fleje 2.

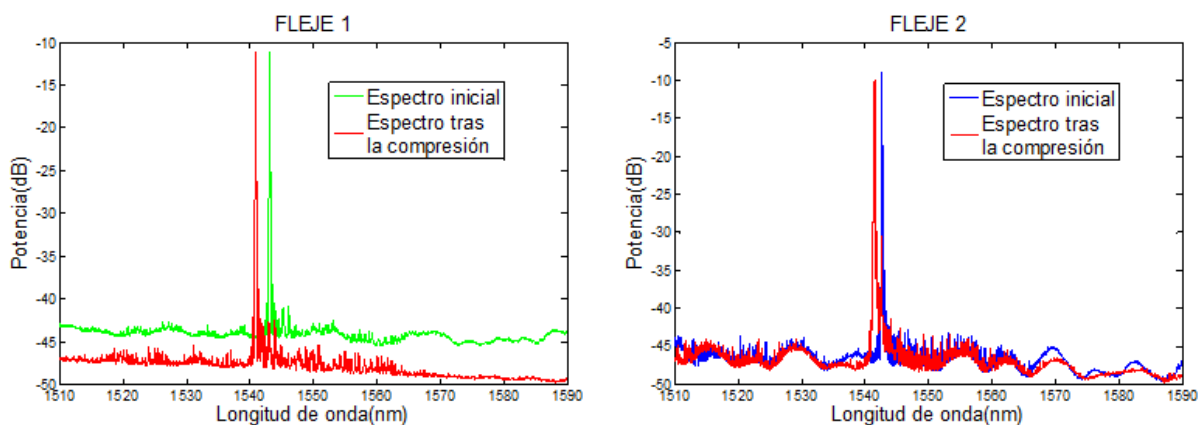


Figura 4.3. Espectros antes y después de la precompresión.
A la izquierda el fleje 1 y a la derecha el fleje 2.

- **Calibración**

Ya hemos mencionado anteriormente que la calibración nos va a permitir obtener los desplazamientos de la longitud de onda de resonancia de nuestros sensores para algunos ángulos. Por lo tanto necesitamos forzar al fleje a sufrir unas determinadas deformaciones que correspondan a ángulos conocidos.

Vamos a usar moldes de polietileno como el que hemos utilizado en la precompresión (figura 4.4). Como el radio de curvatura unitario de estos moldes es conocido, pegaremos los flejes con celo y mediremos en el espectro el desplazamiento que se ha producido. El número de medidas de la calibración viene determinado por los distintos moldes de los que disponemos. En nuestro caso, tenemos 3 moldes con radios de curvatura de 114.59, 171.89 y 343.77 mm respectivamente, así que realizaremos tres medidas para cada fleje.



Figura 4.4. Moldes utilizados en la calibración. De arriba a abajo los radios de curvatura son 114.59, 171.89 y 343.77 mm respectivamente.

Para realizar esas medidas vamos a necesitar un sistema de interrogación. Como ya comentamos en el capítulo 3, el sistema de interrogación que vamos a usar es el *Micron Optics sm125* (figura 4.5) que tiene una resolución de 5 pm y además viene acompañado del software *Enlight* que instalado en una computadora nos permite monitorizar el espectro de la onda reflejada así como almacenar la longitud de onda donde están situados los picos. Para poder representar los resultados y realizar los cálculos necesarios utilizaremos el programa *Matlab*.

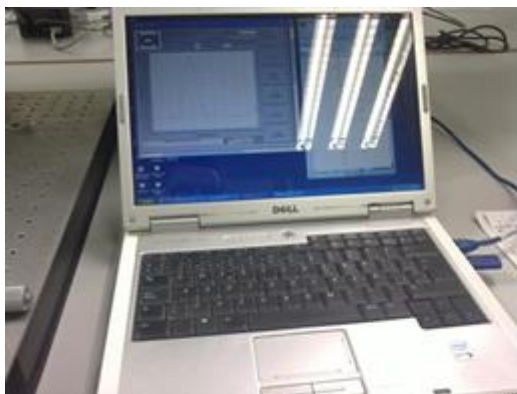


Figura 4.5. Sistema de interrogación utilizado. A la izquierda, ordenador portátil con software *Enlight*. A la derecha el interrogador *Micron Optics sm125*

- **Análisis de las medidas de calibración**

Los valores obtenidos en la calibración nos van a permitir obtener el coeficiente que relaciona el desplazamiento de la longitud de onda con el ángulo para cada fleje.

Si a partir de los tres puntos obtenidos y el origen de coordenadas aplicamos el método del mínimo error cuadrático medio, obtenemos una recta cuya ordenada en el origen es cero, y cuya pendiente va a coincidir con el coeficiente que buscábamos. En la figura 4.6 se representan tantos los puntos de la calibración, como la recta que aproxima dichos puntos para el fleje 1. Para el fleje 2 los resultados no han sido satisfactorios debido a que la lámina de metal es demasiado estrecha y las tensiones a las que la hemos sometido han producido su deformación permanente. De ahora en adelante solo usaremos flejes de 0.3 mm de espesor.

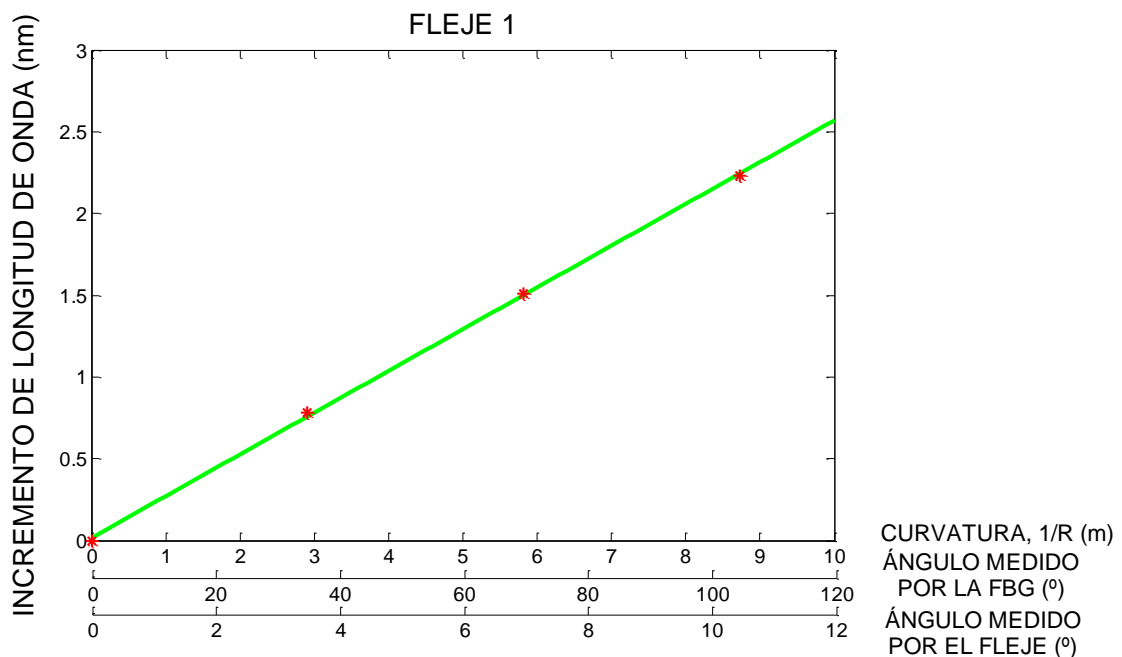


Figura 4.6. Valores obtenidos en la calibración (rojo) y aproximación por una recta según el método del mínimo error cuadrático medio (verde) para el fleje 1

Lo primero que observamos es que el comportamiento es lineal. Eso nos va a garantizar la viabilidad de nuestro sistema. Más concretamente los coeficientes que relacionan el desplazamiento de la longitud de onda de Bragg y el radio de curvatura unitario son los que aparecen en las siguientes expresiones:

$$\Delta\lambda_B(\text{nm}) = 0.254907 \cdot \left(\frac{1}{R(\text{m})} \right) \quad (4.8)$$

$$\frac{1}{R(m)} = 3.923 \cdot \Delta\lambda_B(\text{nm}) \quad (4.9)$$

Si consideramos que teóricamente las FBGs fabricadas presentan un variación de 1.15 pm/με, y calculamos los coeficientes teóricos, estos van a diferir ligeramente de los obtenidos experimentalmente:

$$\Delta\lambda_B(\eta m) = 1.15 \cdot 10^3 \cdot \frac{d+e}{2 \cdot R} = 0.244375 \cdot \left(\frac{1}{R(m)} \right) \quad (4.10)$$

$$\frac{1}{R(m)} = 4.09207 \cdot \Delta\lambda_B(\eta m) \quad (4.11)$$

Las diferencias entre unos coeficientes y otros se van a deber principalmente a dos motivos:

Por una parte, en el cálculo de la deformación a partir del radio de curvatura suponemos que la distancia desde el centro de la circunferencia de la curva hasta la fibra es $(R+d/2+e/2)$, valor que en la práctica no es totalmente exacto, ya que al pegar la fibra podemos alterar esta distancia. Con objetivo de minimizarla, no pusimos pegamento debajo de la fibra, sino únicamente por encima.

Por otra parte, en el cálculo del incremento de longitud de onda de Bragg a partir de la deformación unitaria hemos tomado el coeficiente 1.15 pm/με, coeficiente que ha sido medido experimentalmente en la fabricación de todas las fibras de las que disponemos. Aun así, el hecho de pegar la FBG al fleje puede provocar que este coeficiente aumente.

De todas formas, siempre y cuando la recta experimental sea lineal (que lo es), la diferencia de coeficientes no va a suponer ningún problema en cuanto a la obtención de los radios de curvaturas y ángulos conocidos, pues bastará con calibrar nuestro sistema según su propio coeficiente. Sí es verdad que el hecho de que el coeficiente experimental sea mayor influye en 2 aspectos importantes:

- Tendremos una mayor precisión en las medidas, pues podremos apreciar mejor pequeños cambios en el radio de curvatura.
- Tendremos un rango de medida menor ya que el desplazamiento de la longitud de onda es mayor del esperado, con lo que el ángulo máximo que somos capaz de medir será menor que en la teoría.

- **Error cometido**

Vamos a ver el error que cometemos al medir el radio (y por lo tanto el ángulo) de los moldes de polietileno. El radio real corresponde al radio conocido de los moldes y el experimental al radio obtenido a partir del desplazamiento de la longitud de onda con la fórmula experimental (4.8)

Obtenemos la siguiente tabla:

Radio real del molde (m)	$\Delta\lambda$ de Bragg medida (nm)	Radio Experimental (m)	Error absoluto (m)	Error Relativo
0.34377	0.785	0.3247	0.01905	0.05541=5.5%
0.17189	1.51	0.1688	0.00308	0.0179=1.79%
0.11459	2.23	0.1143	0.00028	0.00246=0.246%

Tabla 4.3. Error cometido en el cálculo del radio de curvatura

Como sabemos que los ángulos de los moldes son de 10, 20 y 30° respectivamente, para una longitud del fleje de 60 mm, obtenemos los ángulos reales para nuestro fleje (198mm) y nuestra FBG (20 mm) y los recogemos en las tablas 4.4 y 4.5

Ángulo real del molde para el fleje (grados)	Ángulo Experimental del fleje (grados)	Error absoluto (m)	Error Relativo
33	33.0005	0.00045	0.0000136
66	65.999	0.00102	0.0000155
99	99.0013	0.00135	0.0000136

Tabla 4.4. Error cometido en el cálculo del ángulo que mide el fleje

Ángulo real del molde para la FBG (grados)	Ángulo Experimental de la FBG (grados)	Error absoluto (m)	Error Relativo
3.33	3.33338	0.0000457	0.0000137
6.67	6.66656	0.000103	0.0000155
10	10.00014	0.000136	0.0000136

Tabla 4.5. Error cometido en el cálculo del ángulo que mide la FBG

Como podemos observar, el error se hace más pequeño cuanto mayor es la curvatura (menor radio de curvatura) lo que resulta especialmente interesante, ya que los ángulos a medir para la flexión y tracción de las articulaciones implican radios de curvatura pequeños.

Según las pretensiones que tengamos en cuanto a mínimo radio de curvatura medible y teniendo en cuenta la máxima deformación admisible para el fleje podemos emplear distintos espesores de flejes y/o aplicar una mayor precompresión, con el objetivo de aumentar el rango de medida. Al margen de todo esto, los resultados son muy buenos.

- **Compensación de la temperatura**

Con tal de hacer el sistema inmune a variaciones de temperatura, humedad y otros factores externos, existe la posibilidad de instalar 2 fibras de forma que una de ellas esté unida al fleje y refleje los cambios en la deformación, y la otra esté suelta y sirva para compensar las variaciones térmicas [9], [19].

La variación teórica con la temperatura es de $10 \text{ pm}/^{\circ}\text{C}$ y con la deformación de $1.15 \text{ pm}/\mu\epsilon$ (valores aproximados dependientes del tipo de fibra) [13]. Si suponemos un rango de temperaturas de unos 10°C , en el caso de no instalar la segunda fibra, estaríamos hablando de un error máximo de aproximadamente 100 pm , es decir, $100\mu\text{S}$.

La decisión sobre instalar una o dos fibras dependerá de las condiciones ambientales del lugar de trabajo del sensor, así como del coste de añadir esta fibra al sistema, además de tener en cuenta si la precisión que perdemos es aceptable. Teniendo en cuenta todo esto, recomendamos instalar dos fibras en el sensor. Otra posibilidad sería añadir una FBG más a la misma fibra fuera de la zona bajo deformación, de forma que solo monitorice las variaciones debido a la temperatura.

- **Cambios en el espectro**

Un aspecto importante que también ha sido estudiado es la variación de la forma del espectro en reflexión a medida que el radio de curvatura se hace más pequeño. Resulta de vital importancia que este espectro no sufra cambios demasiado considerables, pues si se deforma visiblemente puede dar lugar a error en las mediciones. Debemos evitar sobretodo deformaciones cercanas al pico, así como fluctuaciones abruptas de la potencia.

En la figura 4.7 podemos observar que no se ven cambios considerables en la forma del espectro a lo largo del eje que representa la longitud de onda. Solo se observa una pequeña variación de potencia en los picos secundarios que se encuentran a más de 20dB del pico principal.

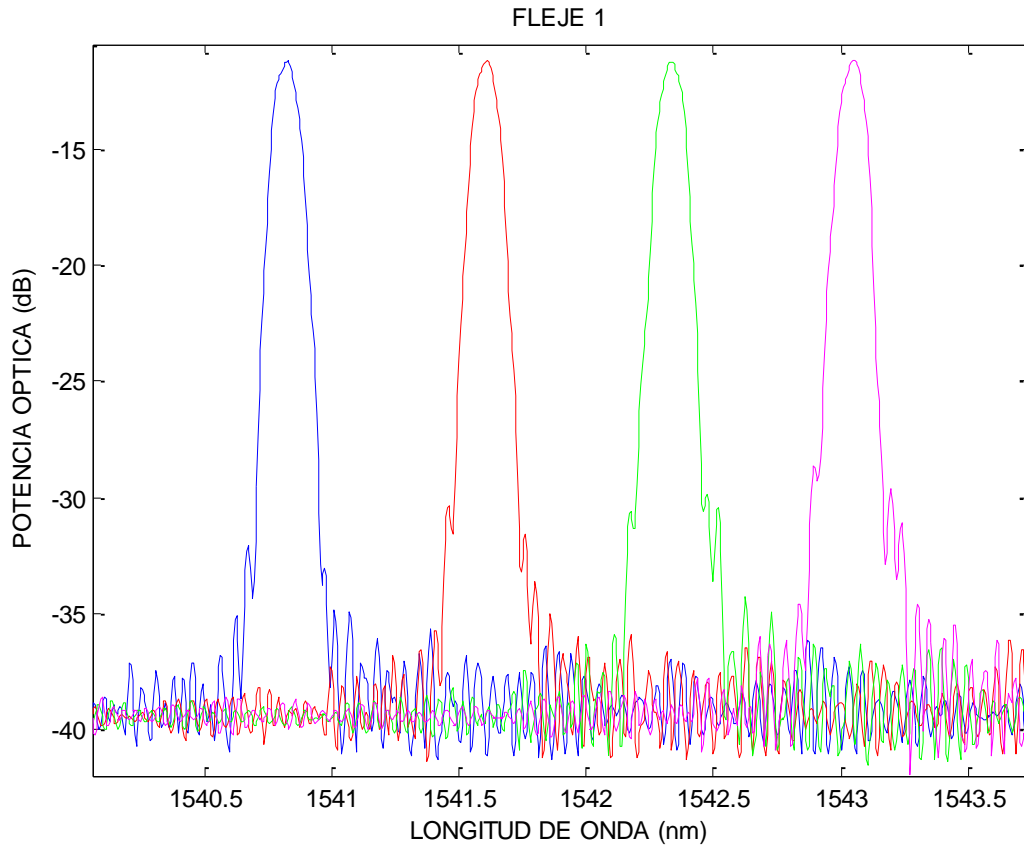


Figura 4.7. Espectro en reflexión para el fleje 1 y para distintos valores de radio de curvatura

- **Conclusiones**

El sistema planteado en este estudio como goniómetro es perfectamente capaz de medir la variación del radio de curvatura al que es sometido el fleje, siempre y cuando podamos asegurar que dicho radio es uniforme.

La pendiente de la recta que relaciona el radio de curvatura con el incremento de longitud de onda será ligeramente mayor que la teórica, debido principalmente a que la distancia de la FBG al centro del radio de giro es mayor en la práctica de lo que dice la teoría. Esto provocará una mayor precisión en las medidas a la vez que perderemos ancho de banda (rango).

Aun así, el comportamiento lineal nos permite calcular el radio únicamente midiendo el pico del espectro de reflexión. Posteriormente, a partir de dicho radio podremos calcular el ángulo por unidad de longitud o total.

Una vez hemos comprobado la capacidad del sistema para medir el radio de curvatura y, por lo tanto, el ángulo, el siguiente paso será la fabricación de un prototipo capaz de medir alguna articulación del cuerpo humano. La articulación elegida debido a su importancia ha sido el tobillo.

4.3. Estudio del movimiento a medir

Vamos a estudiar el uso y viabilidad de los sensores que hemos fabricado, en el campo de la biomedicina, más concretamente, para medida de ángulos de flexión y extensión en las articulaciones del cuerpo humano.

La medida de los ángulos articulares resulta de especial interés en el tratamiento y seguimiento de lesiones o enfermedades (hipomovilidad o hipermovilidad) ya que es uno de los procesos evaluativos más comúnmente usado por terapeutas, y sus resultados son la base para la elección del tratamiento adecuado.

En caso de lesiones, enfermedades o restricciones en la amplitud del movimiento en general, resulta de gran importancia un plan de asistencia, recuperación o tratamiento, que permita aumentar o recuperar la amplitud del movimiento. Por ejemplo, en el supuesto de un deportista que venga de una lesión severa en alguna articulación, la medida del ángulo permite revisar su estado, comparando su amplitud con la parte sana o con la amplitud normal de dicho movimiento. De esta manera es posible corregirle los movimientos de acuerdo a las capacidades que muestre, además de evaluar la efectividad del tratamiento adoptado, y en caso de no conseguir avances, modificar dicho tratamiento. También podemos usarlo como elemento motivador para el paciente, que comprueba que realmente el proceso de recuperación funciona.

Por otro lado, el estudio de los movimientos articulares también nos permite sacar las conclusiones necesarias para el diseño de elementos idealmente ergonómicos, como pueden ser el ángulo de los pedales de un coche o del respaldo de una silla.

Antes de adentrarnos en el diseño del sensor, hay que estudiar minuciosamente el movimiento que vamos a medir, en nuestro caso, la articulación del tobillo. Esta articulación es considerada la más importante de todo el cuerpo humano y tiene movimiento en las tres dimensiones: flexión/extensión, aducción/abducción y prono/supinación (figura 4.8) [15], [22].

En este estudio diseñaremos un sensor capaz de medir el ángulo articular del tobillo en su movimiento de flexión/extensión por considerarlo el más importante. El proceso para los otros dos movimientos será similar, utilizando una nueva fibra para cada grado de libertad.

El primer problema que surge en el diseño del sensor es la fijación a la superficie a medir. Resulta evidente que no podemos fijar el sensor directamente a la piel de forma similar a como se fija, por ejemplo, a una estructura de hormigón. Por tanto necesitamos un elemento que sea capaz de transmitir el movimiento de la articulación a la FBG. La idea es adherir la fibra a un fleje de forma que, al producirse el giro en la articulación, el fleje se doble y la fibra, que permanece adherida a este, se comprima o traccione.

Por comodidad para el paciente, ningún sistema que necesite una fijación a la piel resultaría útil. Lo que necesitamos es diseñar un sistema completo formado, entre otros elementos, por la fibra y el fleje, y que pueda colocarse de forma rápida y sencilla en la articulación.

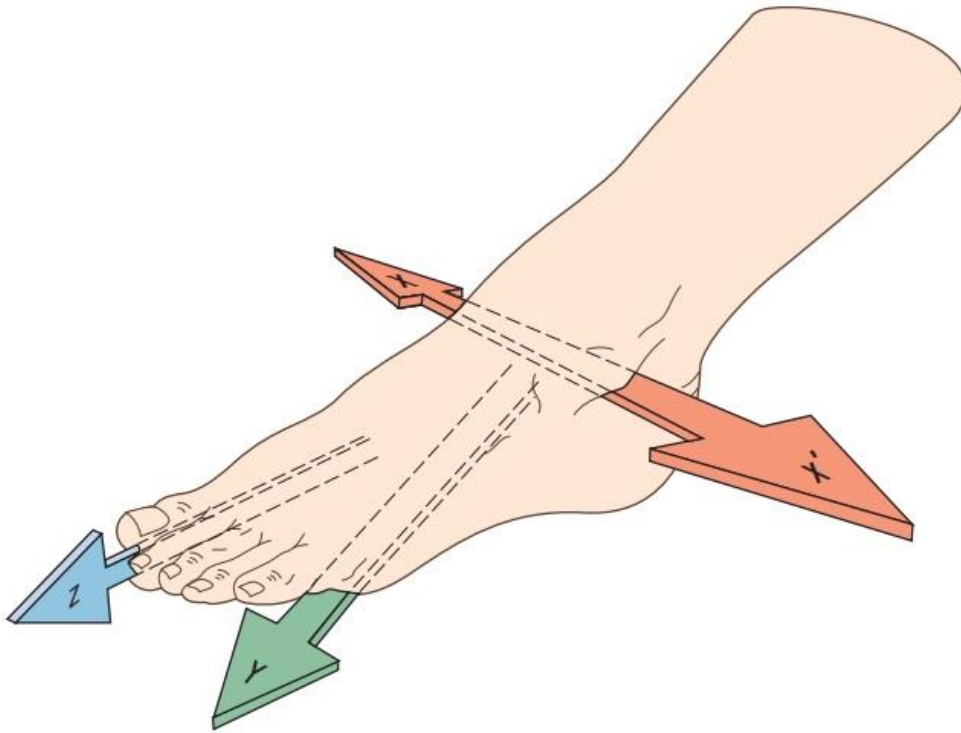


Figura 4.8. Grados de libertad en la articulación del tobillo. Tenemos flexión/extensión (eje X), aducción/abducción (eje Y) y prono/supinación (eje Z).

Tras valorar distintas opciones, se ha decidido utilizar una prótesis de pie. El fleje se situará paralelo a la pierna y atornillado en un lateral de la prótesis, con la fibra óptica adherida a él mediante adhesivo. El sistema final queda como en la figura 4.9.

El principio de operación básico del sensor es el siguiente: cuando la articulación realiza el movimiento de flexión, la lámina se curva y la fibra adherida sufre una tracción o compresión, según esté situada en el lado exterior o interior de la curva. De forma similar, al producirse el movimiento de extensión, la fibra que antes sufría torsión, ahora sufre compresión y viceversa. La tracción/compresión de la fibra produce una deformación en la FBG y, por tanto, un desplazamiento del pico de reflexión. Dicho desplazamiento será proporcional al radio de curvatura, siempre y cuando éste se mantenga constante en todo el fleje. De esta forma, a partir del desplazamiento del pico de la FBG, podemos calcular el radio de curvatura, y a partir de este, el ángulo articular.

Cabe destacar que la condición de radio de curvatura constante resulta indispensable en el caso en que la fibra contenga únicamente una FBG, pues, en otro caso, la deformación que sufre la fibra podría no coincidir con la deformación del fleje,

y las medidas obtenidas no serían válidas. Aunque en la articulación bajo estudio, el radio de curvatura se mantiene constante en todo el rango de medidas mesurables (como veremos más adelante), esto no ocurrirá en todos los casos. Por ejemplo, si se desea medir el ángulo de la espalda, es evidente que la curvatura varía a lo largo de ella. En este caso, y como mostraremos al final del capítulo, se recomienda el uso de fibras con un conjunto de FBGs, de forma que cada FBG sea capaz de medir una parte de la deformación, y el ángulo total pueda obtenerse como suma de los ángulos que mide cada una.

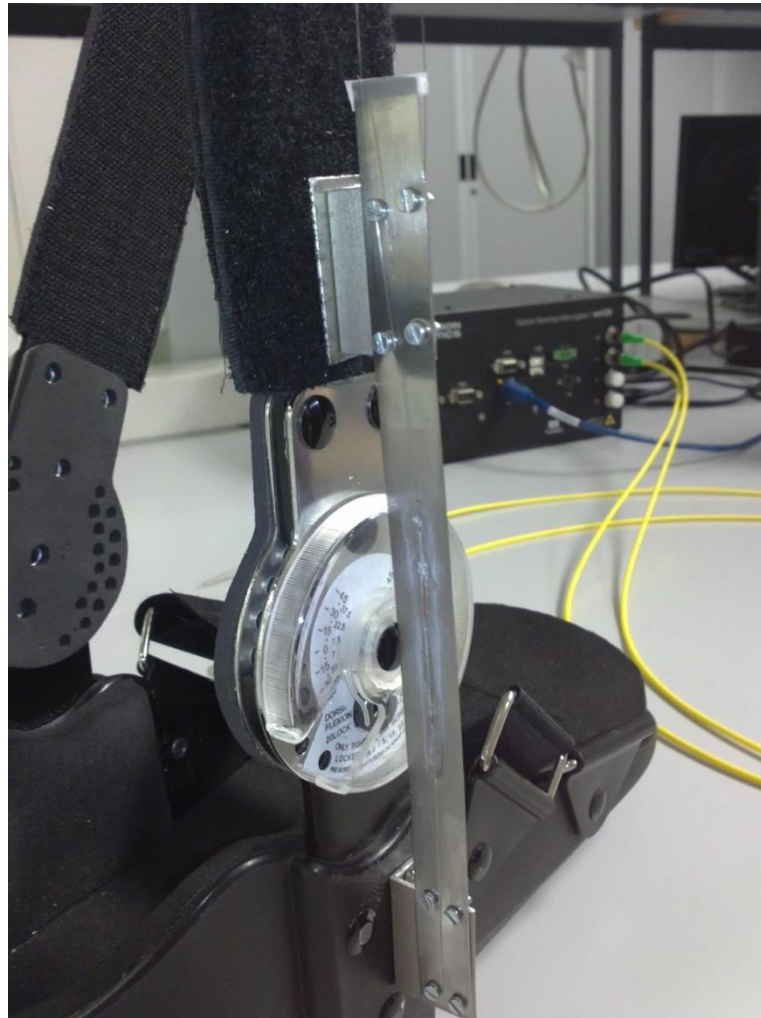


Figura 4.9. Sensor formado por prótesis, fleje y FBG.

La elección del tamaño y material de que estará compuesto el fleje también resulta de vital importancia para que el sistema funcione correctamente. Por un lado debe ser de un material y grosor suficiente para resistir la curvatura máxima de la articulación sin deformarse permanentemente (no sobrepasar el límite elástico de la lámina de sustrato). Pero por otro lado, si se utiliza un material muy duro o de gran tamaño, podemos provocar que el movimiento del paciente se vea restringido por una fuerza de resistencia muy acusada, no pudiendo alcanzar la articulación máxima por este motivo y, por tanto, falseando los resultados.

4.4. Medida del ángulo articular del tobillo

Vamos a construir un sistema de medida del ángulo articular del tobillo utilizando la fibra óptica adherida al fleje, tal como vimos en el punto 4.2. Adaptaremos ese conjunto fibra-fleje a la prótesis vista en el apartado 4.3 para conseguir un sensor de fácil utilización para los pacientes.

Para fabricar el sensor seguiremos el mismo proceso que en el apartado 4.2. En primer lugar fabricaremos dos sensores con una única FBG en cada fibra. A continuación seleccionaremos el fleje metálico con un espesor de 0.3 mm, una anchura de 13 mm y una longitud adecuada para facilitar el montaje sobre la prótesis. Pegaremos la fibra sobre el fleje, pero esta vez, situaremos una fibra en cada cara de un único fleje. Por último, como ya hemos comentado anteriormente, el fleje se situará paralelo a la pierna y atornillado en un lateral de la prótesis.

Al situar las dos fibras en el mismo fleje, ambas van a medir la misma deformación en todo momento, con la diferencia de que cuando una se esté comprimiendo, la otra estará sufriendo una tracción, y viceversa. Podemos aprovechar esta situación para comprobar si el comportamiento es el mismo independientemente de estar sufriendo compresión o tracción. Además, podemos intentar reducir el error combinando los dos resultados que obtenemos de una misma situación.

Hay que destacar que posiblemente existan mejores formas de diseñar el sistema y por tanto de medir el ángulo articular. Pero de esta forma resulta un montaje muy sencillo, barato y sobretodo muy cómodo para el paciente.

- **Calibración**

En este caso, la propia prótesis tiene un goniómetro preciso que podemos utilizar para realizar la calibración. Esto nos garantizará más puntos para realizar la aproximación de la recta.

No obstante hay que tener en cuenta algunas consideraciones del diseño:

La primera de ellas es, que al tratarse de un montaje que no es óptimo para el sistema a medir, la deformación del fleje no es uniforme en el paso por 0°. Aparece un salto que coincide en el punto en que las fibras pasan de estar traccionadas a comprimidas o al revés. Este salto va a ocasionar un mayor error en una aproximación lineal para todo el rango de medida, como veremos más adelante.

La segunda y última, tiene que ver con el goniómetro que lleva incorporado la prótesis. Dicho goniómetro ajusta muy bien todos los puntos de medida excepto el origen, es decir, los 0°, donde tiene un doble tope. La calibración en dicho punto se produce con un ancho de alrededor de 50 pm debido al margen que deja el doble tope. La principal consecuencia es que vamos a sufrir un aumento del error en las medidas

cercanas a 0° . Dado que esa zona es la zona de menor interés, no va a ser un problema excesivamente grave ni difícil de solucionar.

La figura 4.10 muestra los datos obtenidos en la calibración. Si seguimos la trayectoria que llevan los puntos observamos que su comportamiento es lineal, pero aparece el ya comentado salto en el paso por 0° .

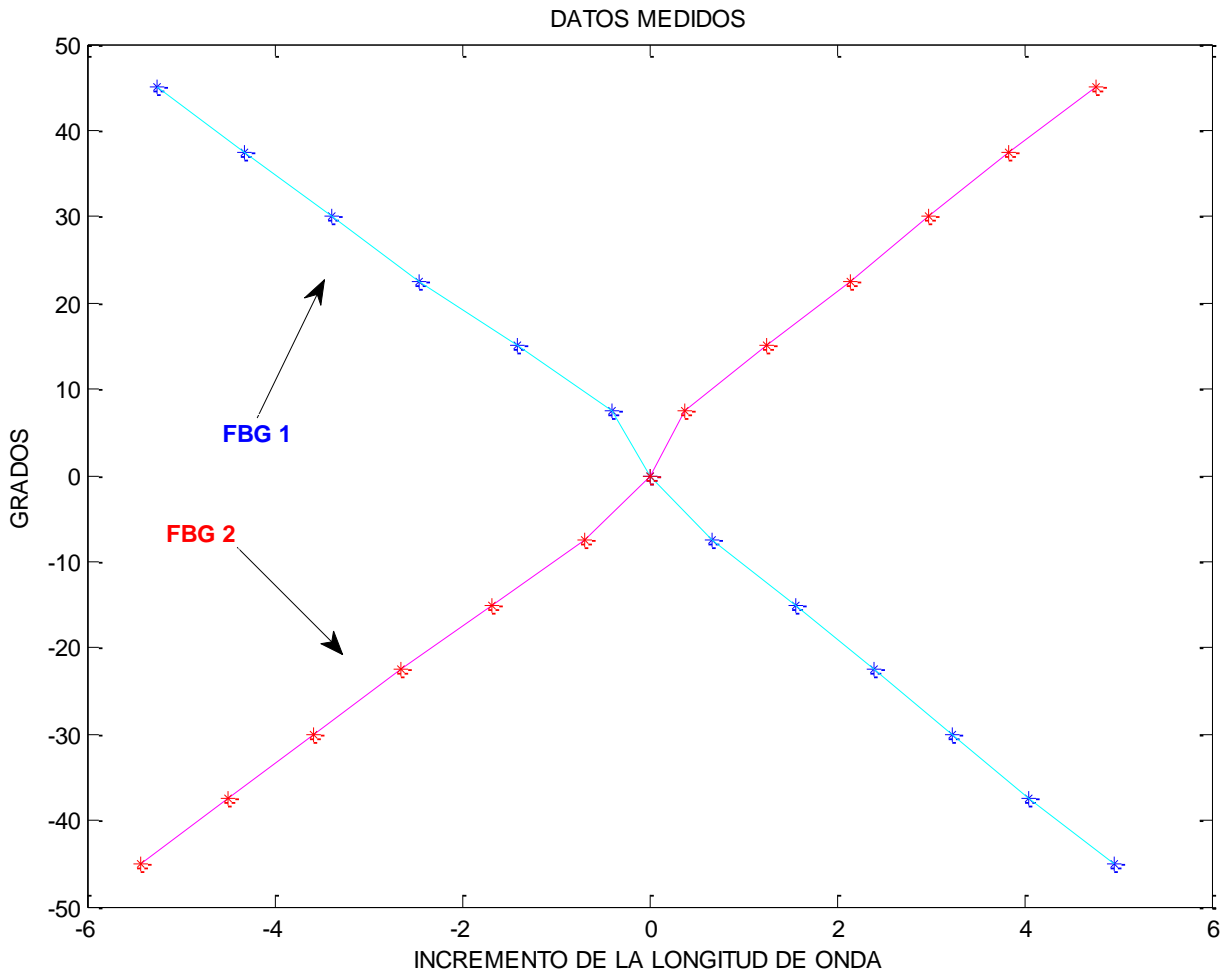


Figura 4.10. Valores de la calibración para las dos FBGs.
Se han unido los puntos para poder observar la trayectoria lineal

- **Análisis de las medidas**

Como ya hicimos con los primeros sensores que fabricamos, vamos a calcular la recta que aproxima los valores de la calibración, minimizando el error cuadrático medio. En este caso, la ordenada en el origen no va a ser nula sino que será la que nos defina el error que cometemos cuando el ángulo mide 0° . Aplicando los coeficientes obtenidos a los valores calibrados obtenemos los siguientes resultados:

ΔI_1	Grados obtenidos	Grados reales	Error	E. Abs
4,9575	-42,84	-45	-2,16	2,16
4,05	-34,79	-37,5	-2,71	2,71
3,2275	-27,50	-30	-2,50	2,50
2,3975	-20,14	-22,5	-2,36	2,36
1,5625	-12,73	-15	-2,27	2,27
0,6625	-4,75	-7,5	-2,75	2,75
0	1,13	0	-1,13	1,13
-0,4075	4,74	7,5	2,76	2,76
-1,41	13,64	15	1,36	1,36
-2,455	22,91	22,5	-0,41	0,41
-3,395	31,24	30	-1,24	1,24
-4,315	39,40	37,5	-1,90	1,90
-5,2525	47,72	45	-2,72	2,72
			Error max.	2,76

Tabla 4.6. Resultados cuando aproximamos todo el espectro con una sola recta para la FBG 1

El máximo error absoluto que cometemos es de 2.76 °, lo que supone un error relativo de más del 35 % en algunos casos. El error medio es de 2.02 °.

La causa de que estos resultados sean tan malos es que, aunque el comportamiento es lineal, resulta difícil encontrar una recta que aproxime todos los valores del espectro con un error aceptable.

Si observamos otra vez la figura 4.10, comprobamos que el comportamiento lineal en la parte del espectro que corresponde a una flexión plantar (parte derecha del espectro), no sufre ningún salto si no tomamos el valor 0 °. Lo mismo ocurre en la parte del espectro correspondiente a flexión dorsal (parte izquierda del espectro). Si en lugar de aproximar con una única recta todo el rango de medida, calculamos una recta para la flexión dorsal y otra para la plantar, es posible que podamos reducir el error considerablemente.

Efectivamente, como vemos en la figura 4.11, cometemos menos error si trabajamos con dos rectas de aproximación. Eso se traduce en que cuando vayamos a realizar alguna medida, primero debemos comprobar en qué zona del espectro estamos para aplicar los coeficientes de la recta de aproximación correcta. En el caso de que el sistema marque un ángulo de 0 ° usaremos los coeficientes de la recta de flexión plantar, ya que comete menos error.

Gracias a este mecanismo conseguimos una gran reducción en el error cometido en ambas zonas (tablas 4.6 y 4.7):

- En la zona del espectro correspondiente a flexión plantar para la FBG 1, cometemos un error máximo de 0.3152 °, reduciendo el error relativo máximo a

un 2.4 %. El error medio es de 0.2 ° si no tenemos en cuenta el valor 0°, y de 0.41 ° si contamos con él.

- En la zona del espectro correspondiente a flexión dorsal para la FBG 1, cometemos un error máximo de 0.51 °, reduciendo el máximo error relativo a un 4.5 %. El error medio es de 0.27 °.

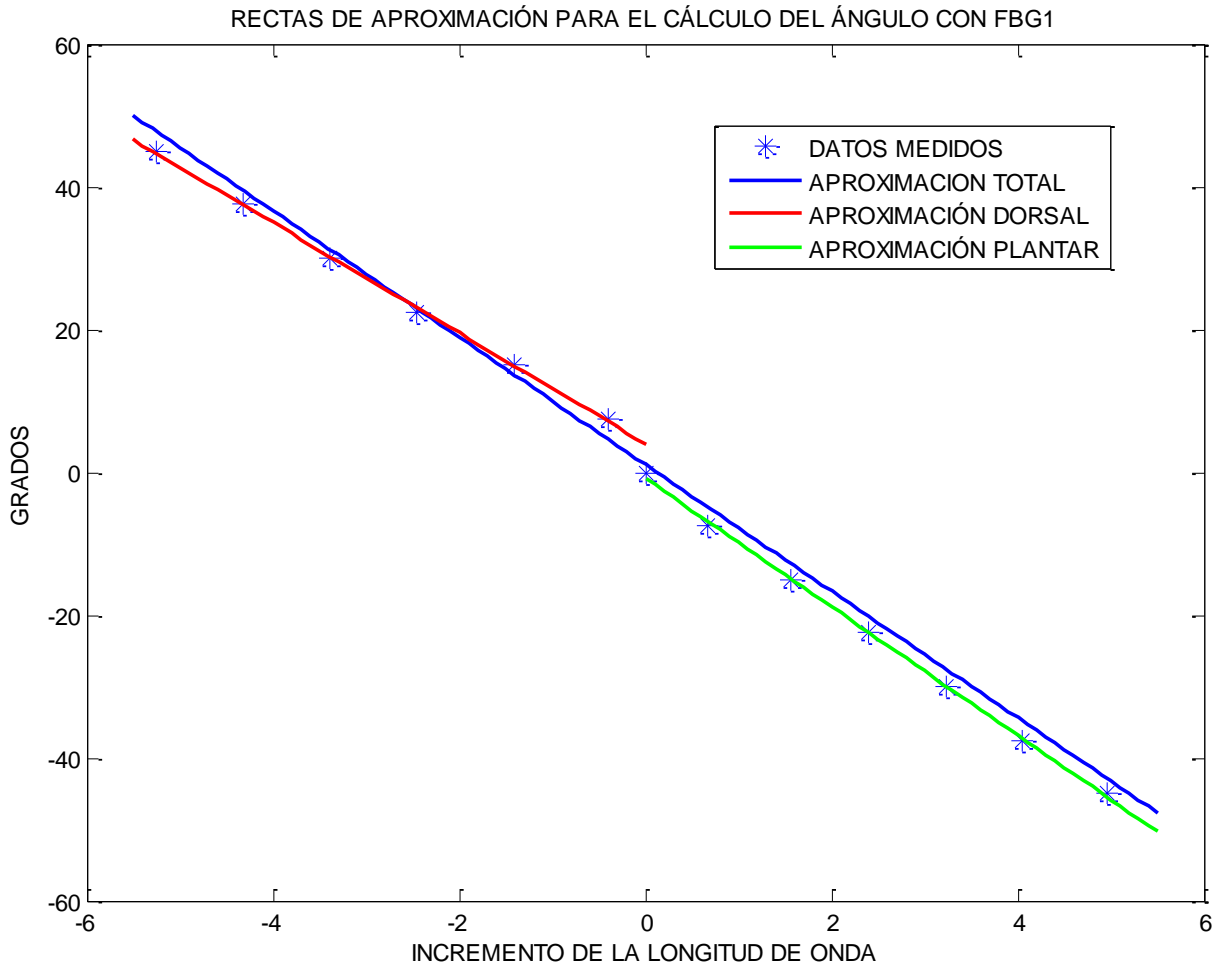


Figura 4.11. Rectas de aproximación calculadas para la FBG 1

Con estos nuevos resultados, sí que podemos considerar que nuestro sensor está realizando cálculos correctos, ya que un error máximo de medio grado es asumible en cualquier situación médica en la que se requiera el cálculo del ángulo de alguna articulación.

El único inconveniente de realizar dos rectas de aproximación en lugar de una es que tenemos que añadir en el diseño de nuestro programa código capaz de identificar en que parte del espectro estamos. Eso va a resultar muy sencillo, y simplemente nos afectará aumentando ligeramente el coste computacional.

En el caso del fleje 2, los resultados han sido similares, si bien, no hay forma de mejorar el error si usamos la información de las dos rectas, con lo que la única ventaja de instalar una FBG por cada cara es alargar la vida de nuestro sensor en el caso de rotura de una de las FBGs.

ΔI_2	Grados obtenidos	Grados reales	Error	E. Abs
4,9575	-45,19	-45	0,19	0,19
4,05	-37,18	-37,5	-0,32	0,32
3,2275	-29,93	-30	-0,07	0,07
2,3975	-22,62	-22,5	0,12	0,12
1,5625	-15,26	-15	0,26	0,26
0,6625	-7,32	-7,5	-0,18	0,18
0	-1,48	0	1,48	1,48
-0,4075	2,11	7,5	5,39	5,39
-1,41	10,95	15	4,05	4,05
-2,455	20,16	22,5	2,34	2,34
-3,395	28,45	30	1,55	1,55
-4,315	36,56	37,5	0,94	0,94
-5,2525	44,83	45	0,17	0,17
Error max.				5,39
Ermax parc				0,3152

Tabla 4.7. Resultados cuando aproximamos la zona del espectro que corresponde a la flexión plantar para la FBG 1

ΔI_2	Grados obtenidos	Grados reales	Error	E. Abs
4,9575	-34,39	-45	-10,61	10,61
4,05	-27,36	-37,5	-10,14	10,14
3,2275	-20,99	-30	-9,01	9,01
2,3975	-14,56	-22,5	-7,94	7,94
1,5625	-8,10	-15	-6,90	6,90
0,6625	-1,13	-7,5	-6,37	6,37
0	4,00	0	-4,00	4,00
-0,4075	7,16	7,5	0,34	0,34
-1,41	14,92	15	0,08	0,08
-2,455	23,01	22,5	-0,51	0,51
-3,395	30,29	30	-0,29	0,29
-4,315	37,41	37,5	0,09	0,09
-5,2525	44,67	45	0,33	0,33
Error max.				10,61
Ermax parc				0,51

Tabla 4.8. Resultados cuando aproximamos la zona del espectro que corresponde a la flexión dorsal para la FBG 1

- **Repetitividad en el tiempo**

Un aspecto que nos puede preocupar, es la posible variación con el tiempo de los resultados obtenidos con nuestro sensor. Si esto ocurriera nos obligaría a hacer calibraciones periódicas para corregir los errores que aparecerían.

Con tal de comprobar si nuestro sensor tiene una buena repetitividad en el tiempo hemos realizado una serie de medidas para calcular:

- Error que cometemos al medir el mismo ángulo en distintos momentos a lo largo del mismo día. Error máximo $\rightarrow 21 \text{ pm } (< 0'2^\circ)$
- Error que cometemos al medir el mismo ángulo en distintos momentos a lo largo de los meses, concretamente entre Julio, Septiembre y Octubre. Error máximo $\rightarrow 48 \text{ pm } (< 0'4^\circ)$

Vemos que el error cometido es de apenas unas décimas de grados y que además ese error incluye los posibles errores de temperatura, ya que las medidas no están hechas a la misma temperatura. En un mismo día la temperatura en el laboratorio no varía demasiado, pero si lo hará entre Julio, Septiembre y Octubre. Por esa razón el error es mayor, que el que realmente cometeríamos.

- **Repetitividad en la fabricación**

Otro tema que nos puede interesar es que, a medida que vayamos fabricando sensores, estos se comporten de manera parecida a como lo hacen los que ya tengamos fabricados y funcionando. Evidentemente el proceso de fabricación no es tan preciso como para que dos FBGs sean exactamente iguales, pero sí hemos podido comprobar que:

- Los dos sensores son capaces de medir el mismo ángulo con la misma precisión.
- Estamos cumpliendo una repetitividad en la fabricación de las FBGs
- Estamos cumpliendo una repetitividad en la colocación sobre el fleje.
- El comportamiento de los dos sensores ante el pegado y secado es el mismo.

De esta manera podemos garantizar que somos capaces de fabricar en serie un gran número de sensores que se van a comportar de la misma forma.

- **Compensación de la temperatura (cámara climática)**

Igual que hacíamos en el apartado 4.2, va a ser posible compensar el efecto de la temperatura, o bien añadiendo una nueva FBG a la fibra fuera de la zona bajo deformación, o bien añadiendo una nueva fibra suelta.

Aun así queremos comprobar que nuestros sensores muestran una variación en los resultados que es proporcional a la temperatura a la que se encuentran. Con ese fin, vamos a utilizar una cámara climática, en la que iremos tomando medida de los desplazamientos de la longitud de onda de Bragg para distintos valores de temperatura (15, 25 y 35 °C). Los resultados aparecen en la figura 4.12.

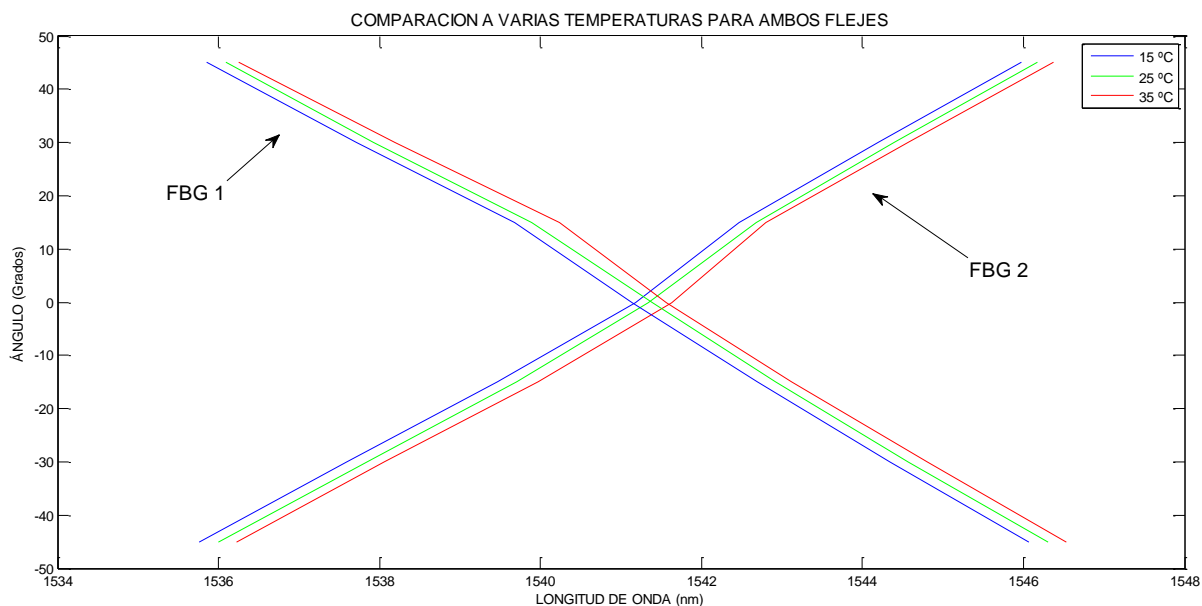


Figura 4.12. Comportamiento de ambos flejes ante variaciones de la temperatura

Vemos que la variación está en torno a unos 0.25 grados/°C, o lo que es lo mismo, 25 pm/°C. Además es una variación muy uniforme por lo que vamos a ser capaces de hacer un ajuste si no nos interesa fabricar un sensor con 2 FBGs o utilizar una fibra adicional.

• Conclusión

Hemos logrado diseñar y construir un sensor capaz de medir el ángulo articular del tobillo con una precisión asombrosa. Además podemos garantizar una repetitividad tanto en la fabricación como en el tiempo. Por otra parte hemos comprobado que la variación con la temperatura se puede conocer y, por tanto, calibrar. Además también hemos solucionado los dos problemas que se nos habían planteado en el diseño.

En resumen:

- Repetitividad en el tiempo ($< \pm 0.2$ grados).
- Repetitividad en la fabricación.
- Precisión de 0.5 ± 0.2 grados.
 - Solucionamos el problema del paso por 0°.
 - Minimizamos el error al medir cerca de 0°.
- Variación con la temperatura conocida y calibrable (0.25 grados/°C).

4.5. Medida mediante un conjunto de FBGs

Hasta ahora hemos considerado que el radio de curvatura era uniforme a lo largo de toda la zona bajo medida, lo que nos ha permitido definir todo el movimiento mediante fibras con una única FBG. Dicha FBG era capaz de caracterizar toda la curva.

Es evidente que esto no va a ocurrir en todas las articulaciones del cuerpo humano. Si tomamos como ejemplo la medida del ángulo articular de la espalda podemos comprobar fácilmente como el radio de curvatura va variando a lo largo de toda la vertical que recorre la espalda. La figura 4.13 nos muestra una perspectiva lateral, donde cada color corresponde a una zona vertebral: cervical (azul), torácica (crema), lumbar (verde), sacro (morado) y cóccix (amarilla).

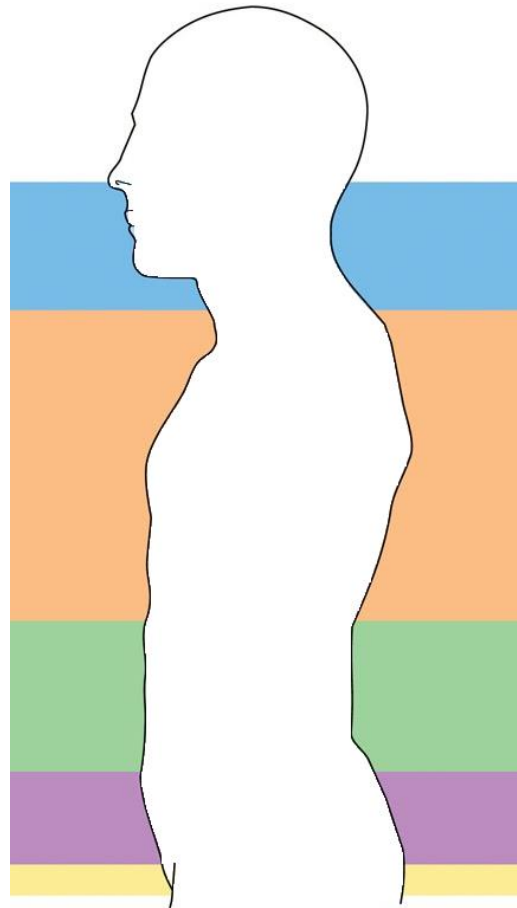


Figura 4.13. Superficie de la espalda a caracterizar

En esta situación, un solo sensor no es capaz de caracterizar toda la curva. Necesitamos un conjunto de sensores en la misma fibra, de manera que cada uno caracterice una zona. Esto va a ser posible situando una serie de FBGs a lo largo de una

única fibra y aprovechando su propiedad de multiplexación. De este modo vamos a calcular el ángulo que mide cada sensor independientemente, para después calcular el ángulo de toda la curva bajo estudio como la suma de dichos ángulos. La figura 4.14 ilustra un conjunto de FBGs a lo largo de un tramo de fibra, donde vemos como cada uno es capaz de caracterizar una parte de la curva.

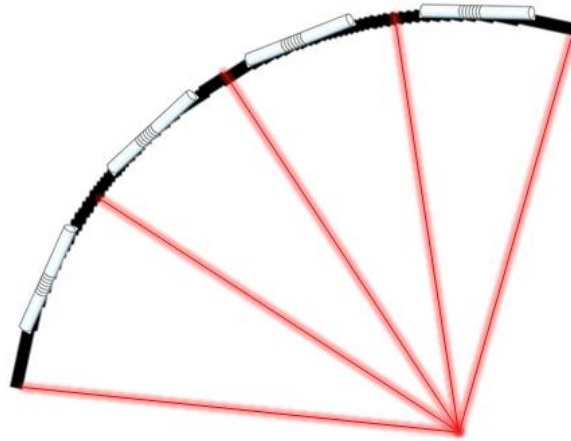


Figura 4.14. Tramo de fibra con un conjunto de FBGs

El tamaño y número de FBGs de la fibra dependerá de la longitud del tramo a medir y de la precisión deseada. Si la curva presenta variaciones muy grandes nos interesará que los sensores sean pequeños para obtener mayor precisión. Por otro lado, si el tramo a medir es muy largo, los sensores deberán ser grandes aunque perdamos precisión, ya que en caso contrario, una sola fibra no sería capaz de monitorizar toda la curva. También tenemos que tener en cuenta algunas consideraciones que ya vimos en el capítulo 2 y que vamos a recordar:

- Evitar el solapamiento de los picos: en el proceso de fabricación hay que situarlos suficientemente alejados en el espectro óptico para que al desplazarse no se produzcan interferencias que nos dificulten calcular la posición de dichos picos. Pero si los situamos muy alejados estamos limitando el máximo número de sensores que podemos incluir en una fibra, ya que nuestro espectro es limitado.
- Por tecnología de diseño no podemos poner cada sensor a continuación del otro. Existirá por tanto un espacio mínimo entre sensores, el cual no estaremos monitorizando. Debemos interpolar esas zonas donde no hay sensor, considerando que, como son zonas pequeñas, no deberían sufrir grandes deformaciones.

- **Fabricación de los sensores**

Cogemos dos fibras y fabricamos 9 FBGs en cada una. Físicamente las FBGs van a medir 2 milímetros de longitud y van a estar separadas otros 2 milímetros, a excepción del primer sensor cuya distancia al segundo será de 4 milímetros. Este primer sensor no va a medir deformación, sino que será utilizado para calibrar la temperatura, como veremos más adelante. Tendremos, por tanto, 8 sensores para medir el movimiento. Esto supone que la superficie caracterizada por los sensores ($8 \times 2 = 16$ milímetros) va a ser la misma que la superficie no caracterizada.

En definitiva, la longitud efectiva que se puede utilizar como sensor va a ser de 3.2 centímetros, con un ángulo máximo de medida de $15^\circ/\text{cm}$ (radio de curvatura de 3.82 cm).

Una vez fabricado el sensor, realizaremos una precompresión de la fibra tal y como ocurría cuando teníamos un único sensor. La figura 4.15 muestra los espectros ópticos de cada una de las fibras en reposo.

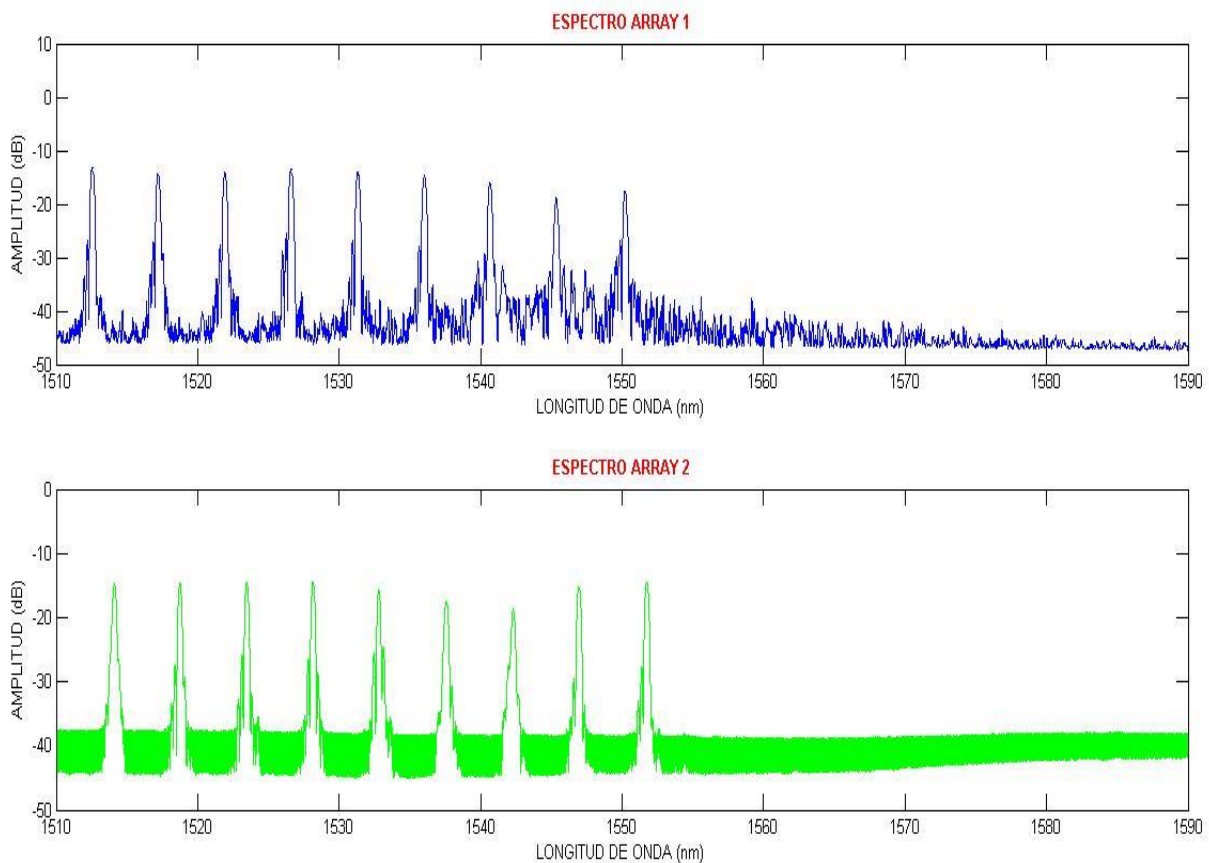


Figura 4.15. Espectros ópticos de las fibras

- **Calibración de los sensores**

Para calibrar las FBG usaremos moldes de radio de curvatura uniforme que varían desde un radio de curvatura de 34,38 cm ($1.67^\circ/\text{cm}$) hasta 3.82 cm ($15^\circ/\text{cm}$). Mediremos los desplazamientos de la longitud de onda de Bragg para cada valor de ángulo medido por cada sensor (es decir, para cada radio de curvatura). De esta forma obtendremos la recta que mejor aproxima esos puntos por dos métodos:

- Mínimo error cuadrático medio (MECM): usaremos la técnica de los mínimos cuadrados.
- Mínimo error minimizando el paso por cero (MEPC): igual que el anterior pero limitando el valor que puede tomar en el paso por el cero.

Los coeficientes que hemos obtenido para el primer conjunto de FBGs se muestran en las siguientes tablas. Para el segundo conjunto los resultados son similares.

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6	FBG 7	FBG 8
A	0.8639	0.8584	0.8545	0.8516	0.8568	0.8435	0.8402	0.8354
B	0.1682	0.1474	0.1419	0.1478	0.1538	0.1632	0.1742	0.1947

Tabla 4.9. Coeficientes de las rectas de aproximación para el primer conjunto de FBGs según el método MECM

	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6	FBG 7	FBG 8
A	0.8616	0.8497	0.8459	0.8412	0.8462	0.8346	0.8377	0.8360
B	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1

Tabla 4.10. Coeficientes de las rectas de aproximación para el primer conjunto de FBGs según el método MEPC

En la figura 4.16 se muestra gráficamente la recta de aproximación obtenida según el método MECM para la primera FBG de la primera fibra.

Para cuantificar el error comparamos los resultados del calibrado con los que obtendríamos utilizando los coeficientes de las rectas. Los resultados reflejan un error medio de 0.838° , que en algunos casos puede llegar a suponer hasta un error relativo porcentual del 20% en el caso de utilizar el método MECM. Si usamos el otro método obtenemos peores resultados.

Este error de calibrado es demasiado grande y la precisión alcanzada no es suficiente. Así que, igual que hacíamos en los sensores con una única FBG, vamos a cometer un menor error si trabajamos con 2 rectas de aproximación: una en flexión plantar y otra en flexión dorsal (figura 4.17). Obtendremos unos nuevos coeficientes, distintos para compresión y para tracción. De esta forma vemos como el error medio se reduce a 0.256° y el error relativo porcentual no supera en ningún caso el 3.5% para el método MECM, lo que supone una gran reducción y una precisión más que aceptable.

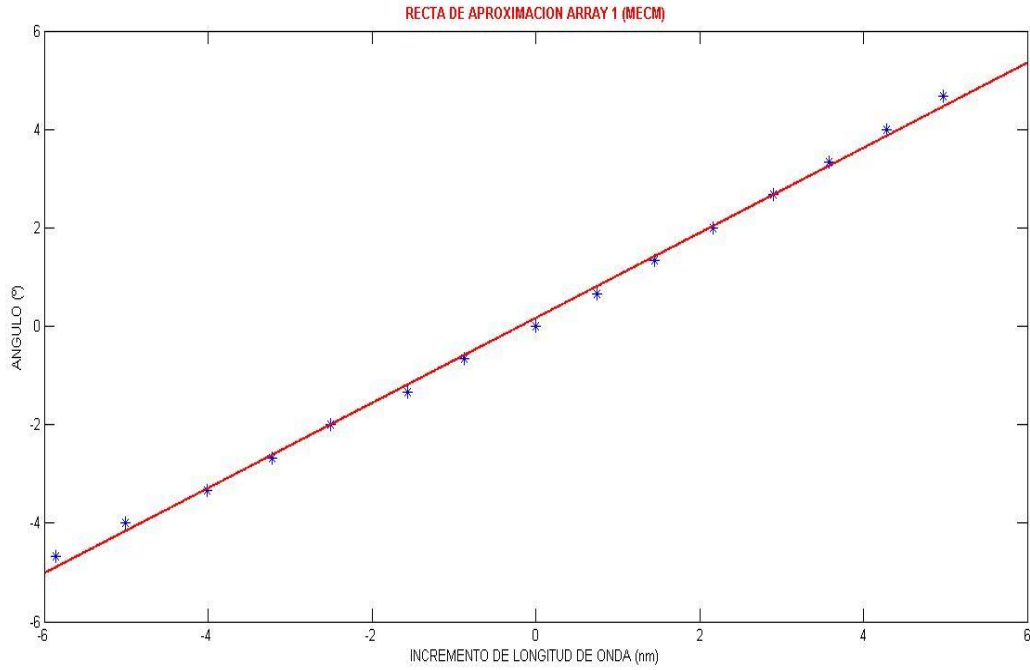


Figura 4.16. Recta de aproximación de la primera FBG de la primera fibra obtenida por el método MECM (rojo). En azul los puntos obtenidos con el calibrado.

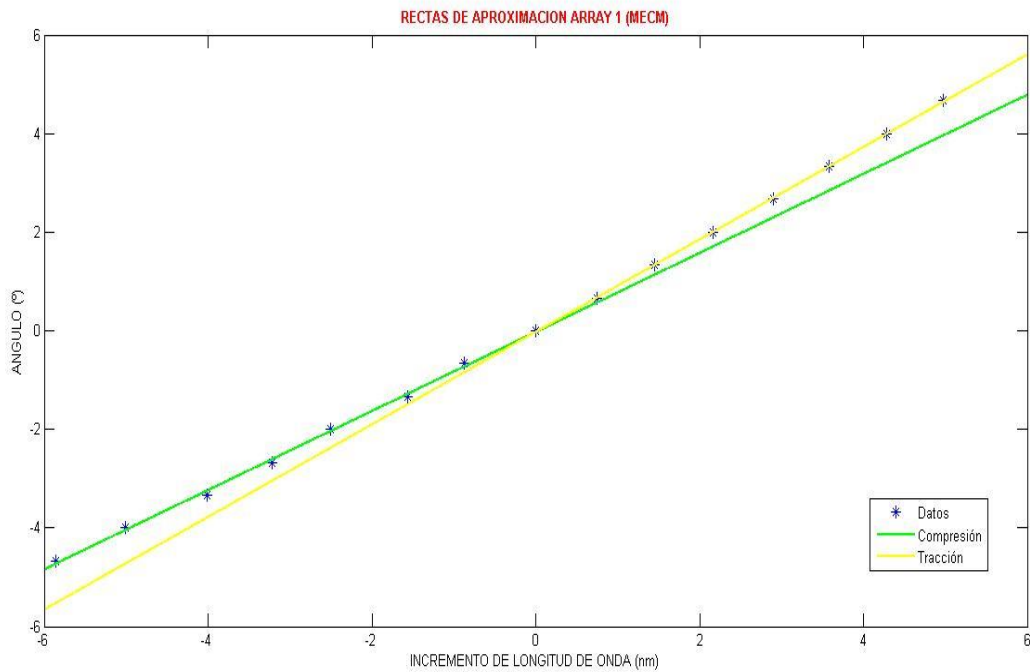


Figura 4.17. Rectas de aproximación de la primera FBG de la primera fibra obtenidas por el método MECM para compresión (verde) y tracción (amarillo). En azul los puntos obtenidos con el calibrado.

- **Compensación de la temperatura**

La primera FBG de la fibra no sufrirá deformación, ya que la dejaremos situada fuera de la curva a medir. Igual que en veces anteriores, dicho sensor solo sufrirá desplazamientos debido a cambios en la temperatura. Para discriminar entre variaciones de temperatura y deformación, deberemos tomar en cuenta los resultados de la FBG 1 en los del resto de sensores.

- **Análisis experimental**

Una vez obtenidas las rectas de cada FBG, las utilizaremos para, a partir de una medida experimental de una curva concreta, calcular el ángulo de dicha curva, tanto parcial como total.



Figura 4.18. Moldes utilizados en las medidas experimentales

Usaremos los 6 moldes que aparecen en la figura 4.18. Cada molde consta de pequeñas curvas con radio uniforme conocido que forman una curva total, que tendrá lógicamente un radio de curvatura variable. De esta forma podemos saber aproximadamente el ángulo que debe medir cada FBG y con más certeza el ángulo total. La trayectoria de cada curva completa es de 6 centímetros y está dividida en segmentos de igual longitud pero diferente radio de curvatura. Por ejemplo, el molde 1 consta de un primer tramo de 3 centímetros que define un ángulo de -30° y de un segundo tramo de otros 3 centímetros que define un ángulo de 30° . Así, las primeras FBGs caracterizarán el primer tramo y las últimas el segundo tramo. Las FBGs interiores van

a caracterizar el punto de inflexión entre las dos curvas y la suma de todos los ángulos debería dar aproximadamente 0°.

Vamos a situar las fibras en la parte cóncava de cada molde y en la parte convexa, lo que dará lugar a 12 medidas distintas. En la tabla 4.10 podemos observar los valores de ángulos parciales y totales para cada molde (las otras seis medidas tendrían en cuenta los ángulos opuestos).

MOLDE	1		2		3			4			5				6			
ANGULOS PARCIALES	-30	30	-20	40	10	20	10	10	-20	30	-20	-10	10	20	10	-10	-20	10
ANGULO TOTAL	0		20		40			20			0				-10			

Tabla 4.11. Medidas de los ángulos de los moldes a utilizar

Al realizar las medidas nos hemos encontrado con algunas dificultades.

En primer lugar hay picos fuera del rango de medida. Más concretamente el pico de longitud de onda más baja se sale del rango de medidas del interrogador desplazándose por debajo de los 1510 nm. En principio vamos a utilizar ese pico para calibrar las variaciones de temperatura y, por lo tanto, no va a sufrir deformación. No debería entonces suponer ningún problema.

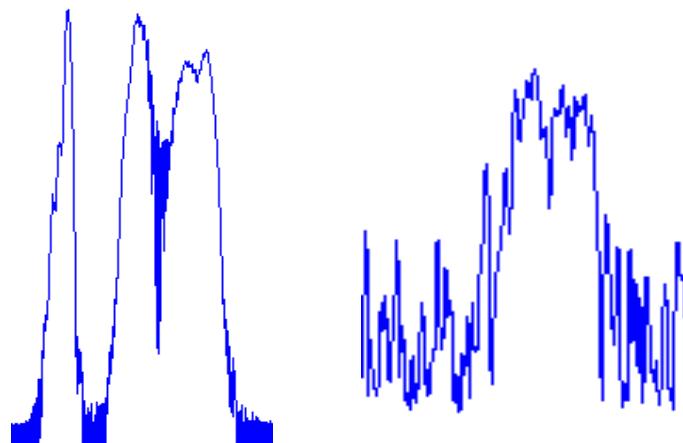


Figura 4.19. Solapamiento entre espectros adyacentes

En segundo lugar aparecen solapamientos del espectro (figura 4.19). Ante variaciones bruscas en el radio de curvatura, sensores adyacentes pueden experimentar desplazamientos del espectro en direcciones opuestas si uno es sometido a tracción y otro a compresión y llegar a solaparse. Si esto ocurre, los picos van a ser difíciles de distinguir. Si creemos que nuestro sensor debe medir curvas de este tipo debemos separar más los picos de las FBG en el proceso de fabricación. Luego es un problema que podemos solucionar si conocemos bien el tipo de curva a caracterizar.

En tercer lugar hay deformaciones del espectro (figura 4.20). El espectro se deforma e incluso algunos picos pierden amplitud y se desdoblan. Este efecto puede ser causado por el molde, que fija un lateral del fleje, pero deja al aire el otro, de forma que cada lado del fleje forma una curva distinta y las FBG sufren aplastamiento y deformación lateral. Es un problema de moldes no adecuados.

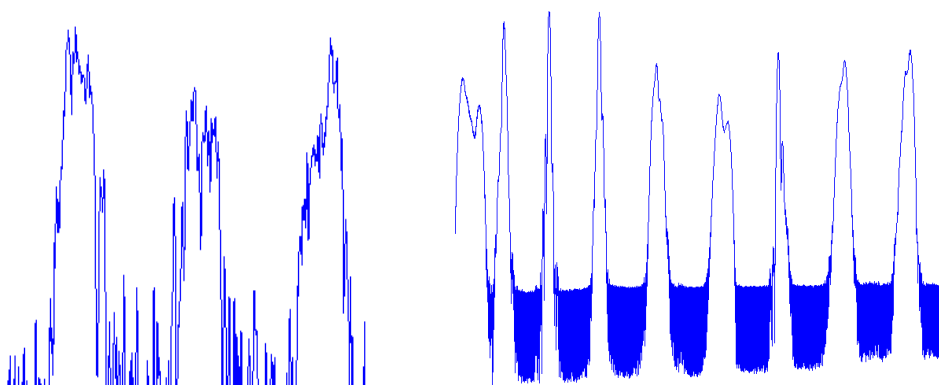


Figura 4.20. Deformaciones en el espectro causadas por los moldes.

Por otro lado, la longitud efectiva del sensor es muy pequeña. Mientras que la longitud del sensor es de 3.2 centímetros, la de la curva del molde es mayor, de unos 6 centímetros. El sensor no puede caracterizar toda la curva. O los moldes no son adecuados al sensor, o viceversa.

Finalmente, y debido al problema de la longitud efectiva, nos encontramos con una incapacidad de medir el error cometido. Por una parte, imprecisiones en la fabricación del molde nos impiden asegurar que los ángulos parciales sean los diseñados, y solo podemos estar seguros de cuánto vale el ángulo total. Pero por otra parte, si no caracterizamos la curva entera, no podemos saber cuál es el ángulo exacto que estamos midiendo con el sensor y, por tanto, no podemos saber cuál es el error cometido. Es decir, que llegamos a la misma conclusión: los moldes no son los adecuados para nuestro sensor.

A pesar de estas dificultades podemos ver en las medidas obtenidas que los sensores aparentemente funcionan bien. No podemos calcular el error cometido, pero si observamos que el funcionamiento es el esperado, tal y como demuestran los siguientes resultados:

- Sensores adyacentes en zonas con el mismo radio de curvatura miden ángulos parecidos

FIBRA 1	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6	FBG 7	FBG 8
MOLDE 2	2,841	3,419	3,904	3,884	3,353	2,413	0,998	-0,673

- Al aumentar el ángulo los sensores miden mayor ángulo y viceversa.

FIBRA 2	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6	FBG 7	FBG 8
MOLDE 5	1,128	1,586	2,061	2,531	2,981	3,266	3,755	3,956

- En los cambios del radio de curvatura, la deformación que miden los sensores se reduce hasta cambiar de signo, para después aumentar.

FIBRA 1	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6	FBG 7	FBG 8
MOLDE 3	-2,825	-2,484	-1,386	-0,197	1,112	2,351	3,618	5,268

- Cuando cambiamos el fleje de posición, los ángulos medidos son aproximadamente los mismos cambiados de signo.

FIBRA1	FBG 1	FBG 2	FBG 3	FBG 4	FBG 5	FBG 6	FBG 7	FBG 8
MOLDE 11	0,946	0,389	-0,512	-1,464	-2,545	-2,835	-3,303	-3,681
MOLDE 12	-0,976	-0,325	0,657	1,517	2,408	2,858	3,382	3,817

En definitiva, parece ser que el sistema funciona, aunque no sabemos cuál es el error que cometemos. Para conseguir buenos resultados debemos disponer de moldes que se adecuen a las FBGs, así como fabricar los sensores adecuados al sistema que queremos medir. De esta forma, solucionaremos los problemas de picos fuera del rango de medida, solapamientos de espectros, longitud efectiva del sensor no adecuada y ya seremos capaces de medir el error cometido.

Así pues, el problema de deformación del espectro se va a convertir en la mayor dificultad que debemos superar cuando nuestro sensor mida variaciones bruscas. No es un problema del proceso de fabricación del sensor ni de los moldes, y la única solución posible consistirá en usar otras técnicas para calcular la situación de los picos en caso de solapamiento, como puede ser medir la mitad del ancho a $-X$ dB.

4.6. Conclusiones y líneas futuras

Tras la realización de nuestro estudio hemos demostrado la viabilidad de los sensores basados en redes de difracción de Bragg aplicados al campo de la biomedicina, más concretamente como goniómetros del ángulo de las articulaciones del cuerpo humano. Los resultados obtenidos sugieren que este tipo de sensores puede competir directamente con los sensores tradicionales e incluso superarlos en muchos ámbitos. Esto va a ser posible aprovechando las ventajas que los sensores ópticos presentan sobre el resto de sensores.

Entre esas ventajas podemos destacar la monitorización remota, que permitiría realizar el estudio en pacientes que se encuentren a grandes distancias, puesto que, si poseen el sensor, la información puede ser transmitida por la fibra hasta el lugar donde el médico o fisioterapeuta tiene su consulta. En este caso estamos fomentando el uso de la telemedicina.

Otra gran ventaja que habría que subrayar, es que los sensores ópticos pueden monitorizar pacientes mientras estos están siendo analizados mediante resonancias magnéticas, radiografías,... gracias a su inmunidad a las radiaciones eléctricas y magnéticas y a las descargas eléctricas.

También cabe destacar que debido a su peso y tamaño reducidos, podemos hablar de un sistema de medida de fácil transporte, ya que todo el equipo necesario puede caber en un pequeño maletín.

En cuanto a las líneas futuras, hemos comprobado que cuando los radios de curvatura no son constantes, el sistema se comporta igualmente bien, pero necesitamos realizar una buena calibración con moldes adecuados. Futuros estudios podrían utilizar este tipo de sensores con varias FBGs por cada fibra para medir el ángulo de articulaciones más complejas y comprobar si los resultados y las ventajas también mejoran a los de los sensores tradicionales.

Para finalizar, de igual modo que hemos podido diseñar sensores en el campo de la biomedicina, pueden existir diferentes áreas donde aún no se hayan desarrollado este tipo de sistemas y sea interesante comprobar si es posible implementar sensores ópticos en dichas áreas.

Capítulo 5

Conclusiones

En este proyecto fin de carrera se ha cumplido con los dos objetivos que se plantearon en un principio. Por un lado, el diseño de un sistema de interrogación de bajo coste que permite utilizar los sensores ópticos con una inversión menor, a cambio de una pérdida de precisión que, dependiendo de la aplicación que le queramos dar a nuestro sensor, podemos asumir. Por el otro lado, hemos diseñado y fabricado un sensor capaz de monitorizar el movimiento humano, más concretamente, el ángulo articular del tobillo, con unos resultados excelentes y con un gran número de ventajas sobre los sensores tradicionales (como ya hemos visto tanto en la introducción como en el capítulo 4).

Para el diseño del sistema de interrogación hemos buscado en todo momento reducir el coste de adquisición del sensor de la forma más sencilla en cuanto a diseño y coste computacional. Por eso, desde un primer instante, descartamos el estudio de técnicas que necesitaran una caracterización previa del espectro o realizaran operaciones complejas. Las primeras, porque supondrían que antes de cada medida deberíamos hacer un calibrado, ya que no podemos asegurar que el espectro vaya a mantener su forma al sufrir cambios de temperatura, deformaciones o simplemente con el paso del tiempo. Las segundas, porque utilizar operaciones complejas supone un aumento del coste computacional, lo que dificultaría la implementación en un DSP. Aunque dicha implementación no se ha realizado, ha quedado patente que se puede hacer de forma muy sencilla.

En resumen, lo que se ha hecho es sustituir el láser ideal para este tipo de sensores, *Micron Optics sm125*, que tiene una resolución de 5 pm y un precio de unos 12.000 €, por un láser sintonizable con una resolución de 50 GHz (0.4 nm) y un precio

infinitamente más asequible. Después hemos programado una técnica de procesado de señal para reducir el error de los resultados obtenidos con el láser de 50 GHz de resolución, que es demasiado grande para cualquier aplicación que queramos dar a nuestro sistema de monitorización.

Siguiendo las pautas iniciales, el estudio ha quedado reducido a tres técnicas de procesado que buscan encontrar la longitud de onda de Bragg de la señal reflejada en la fibra: triangulación, pesos y convolución. Ha quedado patente que la primera de ellas es la que obtiene mejores resultados en cuanto a media y desviación típica del error y, además, por sorprendente que parezca, su implementación es la más sencilla de las 3.

Los resultados han sido:

- Error medio de 234 MHz y desviación típica de 112 MHz para un FWHM de 36 GHz. Esto supone un error en el espectro de 1.87 ± 0.9 pm, que equivalen a 1.63 ± 0.78 $\mu\epsilon$ en deformación y 0.2 ± 0.1 °C (lo hemos reducido en más de cien veces).
- Existe una zona entre 27 y 66 GHz de FWHM en la que el error cometido permanece acotado por debajo de 2 GHz (16 pm) y dicho error crece muy lentamente por encima de los 100 GHz. En toda esa zona el hemos reducido el error inicial de 25 GHz en más de diez veces. Esto supone que podemos jugar con el FWHM según nos interese y nuestro error estará siempre por debajo de 14 $\mu\epsilon$ y 1.6 °C, lo que en la mayoría de aplicaciones resulta suficiente.
- El método es tan sencillo que solo necesita 4 operaciones de suma/resta, 2 de multiplicación y 2 de división, por lo que programarlo e implementarlo en un DSP no resultaría nada complicado.
- No necesitamos que la forma de la onda sea de una forma determinada. Nos bastará con que sea simétrica y no presente cambios de pendiente bruscos.

En definitiva, se ha demostrado que es posible diseñar un sistema de monitorización cuyos resultados sean válidos en un gran número de aplicaciones que permitan un determinado error en sus medidas. Así podremos reducir enormemente la inversión económica. No obstante, si necesitamos mejorar la precisión bastará con ir adquiriendo láseres con mayor resolución, llegando a un compromiso entre precisión y gasto.

En cuanto al segundo punto que nos incumbe en este proyecto, hemos sido capaces de construir un sensor óptico basado en FBGs que permite monitorizar el movimiento del cuerpo humano. Adherido a una prótesis, el sensor puede medir el ángulo articular del tobillo con una precisión muy alta para aplicaciones médicas. Por lo tanto, no solo presenta grandes ventajas respecto a los sensores tradicionales, sino que, además, su precisión es tan buena como en un sensor eléctrico o mecánico. Esa precisión hemos comprobado que es de 0.5 ± 0.2 °C, la cual resulta más que aceptable para medida de ángulos en recuperación de lesiones, operaciones, dolencias y demás situaciones médicas donde se necesite conocer el ángulo articular.

A lo largo del estudio hemos demostrado que el sistema es capaz de compensar los cambios térmicos, ya que se ha comprobado que la variación con la temperatura es conocida, variable, y por lo tanto, se puede calibrar. También ha quedado demostrada tanto la repetitividad en la fabricación, como en la colocación sobre el fleje y en el pegado y secado sobre la fibra, aspectos que resultan fundamentales si estamos pensando en una fabricación en serie de nuestro sensor. Hemos obtenido buenos resultados en cuanto a la repetitividad en el tiempo, con un error por debajo de 0.4 °C y hemos minimizado el error por cero (error que cometemos cuando la articulación aún no se ha movido).

Del mismo modo, nuestro estudio ha dejado clara la viabilidad del sistema para medir ángulos más complejos, en articulaciones como la espalda, gracias a la utilización de un conjunto de FBGs en una misma fibra. Se deja para futuros estudios la fabricación de dicho sensor, destacando la necesidad de usar moldes adecuados para poder comprobar que el sistema funciona correctamente.

Bibliografía

- [1] Alava Ingenieros, “Tecnología de fibra óptica y su aplicación a la monitorización de estructuras civiles”, www.alava-ing.es/.
- [2] B. Torres Górriz, “Estudio experimental de sensores ópticos tipo FBG para medir deformaciones y temperaturas en estructuras”, Trabajo de Investigación CST/MIH-06, Universidad Politécnica de Valencia (Nov 2009).
- [3] J. D. Causado-Bulevas, N. D. Gómez-Cardona, E. González-Valencia, D. Jessie, P. Torres, “Aplicaciones De Sensores Basados En Redes De Bragg En Fibra Óptica en Estructuras Civiles”, Revista Colombiana de Física, Vol. 43, No. 3 de 2011.
- [4] Cen Huang, Wencai Jing, Kun Liu, Yimo Zhang, and Gang-Ding Peng “Demodulation of Fiber Bragg Grating Sensor Using Cross-Correlation Algorithm”, IEEE photonics technology letters, vol. 19, no. 9, may 1, 2007.
- [5] Destec S.A.S. protección de sistemas, “RBGF - Redes de Bragg Grabadas en Fibra”, Investigación documental, www.destec-corp.com, Jul 2009
- [6] Dr. Francisco Ramos Pascual, “Sensores de fibra óptica”, Universidad Politécnica de Valencia, www.conectronica.com/Productos-Varios/Sensores-de-fibra-óptica.html
- [7] J. Santo Domingo Santillana, “Flexion: Deformaciones”, E.P.S. Zamora, Universidad de Salamanca, <http://ocw.usal.es/enseñanzas-tecnicas/resistencia-de-materiales-ingeniero-tecnico-en-obras-publicas/contenidos/%20Tema6-Flexion-Deformaciones.pdf>, 2008.

- [8] J. P. Jiménez Herrera, “Interrogación de sensores ópticos basados en redes de Bragg usando las propiedades foto-elásticas de una fibra Hi-Bi”, Trabajo Presentado Como Requisito Parcial Para Optar al Título de Magister en Ciencias – Física, Facultad de Ciencias – Escuela de Física, Universidad Nacional de Colombia, Medellín, 2010.
- [9] Jin Li, Ricardo Correia, Edmond Chehura, Stephen Staines, Stephen W. James* and Ralph P. Tatam, “A fibre Bragg grating based inclinometer system for ground movement measurement”, Proc. SPIE 7653, Fourth European Workshop on Optical Fibre Sensors, 765314, Sep 2010.
- [10] M. Frövel, “Sensores de fibra óptica tipo redes de bragg embebidos en material compuesto para medir deformaciones y temperaturas criogénicas”, Tesis Doctoral, Escuela Técnica superior de Ingenieros Aeronáuticos, Universidad Politécnica de Madrid, 2006.
- [11] Dr. M. Tulio Piovan, “Elementos de máquinas. Apéndice 4: materiales y sus propiedades”, UTN-FRBB Cátedra: Elementos de Máquinas, Universidad Tecnológica Nacional, Facultad Regional Bahía Blanca, 2004.
- [12] National Instruments, “Fundamentos de la Detección Óptica FBG”, www.ni.com/white-paper/11821/es/, nov 2010.
- [13] OFFSSOHO Project, “Deliverable 2: Detailed technical specifications required for the Bragg grating strain sensor array”, Project funded by the European Community under the “Information Society Technologies” Programme, Feb 2003.
- [14] Dr. Pedro Corredera, “Sensores de fibra óptica y sus aplicaciones en IO-CSIC”, Instituto de Óptica “Daza de Valdés”, CSIC Madrid, Oct 2010.
- [15] P. J. Sicco, “Cuaderno de apuntes de técnicas evaluativas funcionales”, Universidad Nacional del Nordeste, Facultad de Medicina.
- [16] Qingwen Liu, Zuyuan He, Tomochika Tokunaga, and Kazuo Hotate, “An ultra-high-resolution FBG static-strain sensor for geophysics applications”, Proc. SPIE 7653, Fourth European Workshop on Optical Fibre Sensors, 76530W, Sep 2010.
- [17] Qingwen Liu, Tomochika Tokunaga, and Zuyuan He, "Realization of nano static strain sensing with fiber Bragg gratings interrogated by narrow linewidth tunable lasers", Opt. Express 19, No. 21, 20214-20223, The University of Tokyo, Oct 2011.
- [18] Qingwen Liu, “Ultra-high Strain Resolution Optical Fiber Sensors for Geophysical Applications”, Dissertation, Department of Electrical engineering and Information System, Graduate School of Engineering, The University of Tokyo, Dec 2011.

- [19] R. García Olcina, “Sistema de fabricación de altas prestaciones de redes de difracción de Bragg en fibra y aplicaciones al campo de los sensores ópticos y a los sistemas de comunicaciones ópticas”, Tesis Doctoral, Departamento de comunicaciones, Universidad Politécnica de Valencia, 2008.
- [20] Raman Kashyap, “Fiber Bragg Gratings” & “Principles of Optical Fiber Grating Sensors: Chapter 10”, Academic Press, Optics and Photonics, 1999.
- [21] Ramón Moraga Maestre, Carlos García Molina, José Montero, Jaime M. Prat Pastor, “Tracking the human movement using optical fiber sensors”, IBV (Instituto de Biomecánica de Valencia), informe dirigido al ITEAM, Ene 2011.
- [22] S. Dharma, “Ángulos de movilidad en articulaciones”, Estudios Profesionales en Yoga, www.yogadharm.org/.
- [23] J. Witt, F. Narbonneau, M. Schukar, K. Krebber, J. De Jonckheere, M. Jeanne, D. Kinet, B. Paquet, A. Depré, L.T. D’Angelo, T. Thiel and R. Logier, “Smart medical textiles with embedded optical fibre sensor for continuous monitoring of respiratory movements during MRI”, Proc. SPIE 7653, Fourth European Workshop on Optical Fibre Sensors, 76533B, Sep 2010.