

E.T.S. de Ingeniería Industrial,
Informática y de Telecomunicación

Prototipo de guante de fibra óptica para monitorización de personas con movilidad reducida



Máster en Ingeniería Biomédica

Trabajo Final de Máster

Autora: Silvia Castillo Sagasta
Tutores: Abián Benteo Socorro Leránoz
Silvia Díaz Lucas
Marisol Gómez Fernández
UPNA - Pamplona, 09/03/2018

upna
Universidad Pública de Navarra
Nafarroako Unibertsitate Publikoa

Agradecimientos

Me gustaría agradecer a Uilian Dreyer e Itziar Uzqueda sus valiosas opiniones, consejos, estímulos y buenos momentos a lo largo de los meses que ha durado el desarrollo. Vuestra colaboración, sugerencias y apoyo, han hecho posible este Trabajo de Fin de Master.

De igual forma, deseo agradecer a mis tutores sus aportaciones, conocimiento y, sobre todo, la oportunidad de trabajar en un proyecto tan interesante y con tanta proyección en el ámbito de la investigación médica y de la rehabilitación de personas.

Finalmente, gracias a mi familia y amigos por vuestro incondicional apoyo. Vuestra perseverancia, paciencia y buen ánimo, me han dado la fuerza que necesitaba en estos momentos.

Resumen

En el actual paradigma tecnológico, el sector de la investigación médica trata de colocarse en la vanguardia de los nuevos avances tecnológicos. Así, la biomedicina colabora estrechamente con la ingeniería para diseñar nuevos dispositivos capaces de transformar determinados procesos biológicos en señales y datos cuantificables. Analizando dicha información se pueden mejorar el diagnóstico de cierto tipo de enfermedades, los protocolos de rehabilitación, etc.

En este sentido, los sensores ópticos tienen un enorme potencial en aplicaciones médicas dada su alta eficiencia energética, su inmunidad electromagnética, su reducido tamaño, su buen funcionamiento frente a variaciones en humedad o temperatura y su bajo coste.

Este proyecto presenta un prototipo de sensor biomédico para: Identificar la articulación metacarpolofalángica que efectúa un movimiento y detectar el rango articular de la mano izquierda. Además, se plantea su posible uso para evaluar la rehabilitación de la mano en pacientes con movilidad reducida debida, por ejemplo, un ictus.

El elemento sensor de este proyecto es la red de Bragg sobre fibra óptica o '*Fibre Bragg Grating (FBGs)*', en inglés. A su vez, se emplea un material biocompatible y maleable para dar forma de estructura dorsal, proteger, embeber las FBG y situar el prototipo sobre la mano de forma no invasiva. El material seleccionado para este fin es el polidimetilsiloxano (PDMS).

Se incluye una fase de procesamiento de señal mediante software para tratar de eliminar el ruido causado por la vibración inherente al propio sistema, medir la deformación que provoca el movimiento del material sobre la respuesta de la FBG e identificar el sensor en el que se produce dicho movimiento.

Finalmente, se han realizado una batería de pruebas con el objetivo de caracterizar el comportamiento del guante tanto desde el punto de vista de su respuesta lineal frente a la flexión o elongación del material, como desde el angular respecto a la deformación del ángulo que forme el sensor sobre la articulación.

Palabras clave: Sensor óptico, Fibra óptica, redes Bragg en fibra óptica, FBG, Polidimetilsiloxano, PDMS, rehabilitación, movilidad, discapacidad.

Abstract

Currently, as part of the technological paradigm, the biomedical research sector tries to be at the forefront of the novel technological advances. Both branches of biomedicine and engineering collaborate closely in order to design new analytical instruments capable of transforming certain biological processes into quantifiable signals. By monitoring this information, a wide range of diagnostics, rehabilitations and other treatments can be achieved.

Optical sensors have an enormous potential to be used in medical applications due to their high-energy efficiency, electromagnetic immunity, small size, quality performance against variation in humidity or temperature, and their low cost.

This project develops a prototype of a fibre-optic-based biomedical sensor for the identification of movement in both the metacarpophalangeal joint, and the joint movement range of the left hand. In addition, it is suggested as a future technique of hand rehabilitation in patients with reduced mobility as a result of cerebral vascular accidents.

The prototype presented here consists of an optical measurement based on fibre Bragg gratings (FBGs). In this sense, a biocompatible and malleable material is used in order to shape the dorsal structure of the left hand. In addition, it protects and embeds the FBG, and places the prototype in the hand non-invasively. Polydimethylsiloxane (PDMS) has been selected as a proper material to achieve this goal.

A signal-processing software is included to try to eliminate the noise caused by the inherent vibration of the system, to measure the deformation caused by the movement of the material, and to identify if the sensor suffers some variation in its characteristics due to these changes.

Finally, a series of tests have been carried out to determine the behavior of the prototype, both from the point of view of its linear response to the flexion or elongation of the material, as well as from the angular point of view, with respect to the deformation of the angle formed by the sensor on the joint.

Keywords: Optic sensor, Fibre optics, fibre Bragg gratings, FBG, Polydimethylsiloxane, PDMS, rehabilitation, mobility, disability.

Índice de Contenidos

Capítulo 1. Introducción.....	10
1.1. Justificación	10
1.2. Planteamiento del problema	11
1.3. Objetivos.....	13
1.3.1. Objetivo principal.....	13
1.3.2. Objetivos específicos.....	13
1.4. Descripción de los apartados del trabajo	13
Capítulo 2. Estado del arte	15
2.1. El papel actual de la fibra óptica en medicina	15
2.2. Fibra sobre el cuerpo. Dispositivos llevables (‘Wearables’).....	16
2.3. Fibra en el cuerpo	17
2.4. Analíticas basadas en fibra óptica. Biosensores	18
2.5. FBGs en biomedicina	19
Capítulo 3. Marco conceptual	21
3.1. Fibra óptica	21
3.1.1. Emisores	23
3.1.2. Receptores	24
3.1.3. Conectores.....	25
3.1.4. Redes de difracción de Bragg sobre fibra óptica (FBGs).....	25
3.2. Polidimetilsiloxano (PDMS)	27
Capítulo 4. Desarrollo del proyecto.....	29
4.1. Prototipo	29
4.1.1. Materiales	31
4.1.2. Instrumental.....	34
4.1.3. Proceso de fabricación.....	36
4.2. Procesamiento de señales.....	39
4.2.1. Fuente e Interrogador	39
4.2.2. Software a medida	40
Capítulo 5. Pruebas y resultados.	44
5.1. Movimiento de articulaciones metacarpofalángicas y muñeca	44
5.1.1. Objetivo	45
5.1.2. Metodología	45

5.1.3. Resultados	47
5.2. Sensibilidad del prototipo a la elongación.....	54
5.2.1. Objetivo.....	54
5.2.2. Metodología	54
5.2.3. Resultados	56
5.3. Sensibilidad angular del prototipo	58
5.3.1. Objetivo	59
5.3.2. Metodología	59
5.3.3. Resultados	61
Capítulo 6. Conclusiones y líneas futuras	67
6.1. Conclusiones.....	67
6.2. Líneas futuras	68
Referencias Bibliográficas.....	69
Anexo 1. Manual del desarrollador de IMON.....	72

Índice de Figuras

Capítulo 2. Estado del arte

Fig. 2.1. Esquema funcional de un biosensor.

Fig. 2.2. Antecedente de guante de FBG

Capítulo 3. Marco conceptual

Fig. 3.1. Núcleo y cubierta en una fibra óptica.

Fig. 3.2. Esquema genérico de transmisión de señal óptica a través de fibra.

Fig. 3.3. Reflexión interna total en una fibra óptica.

Fig. 3.4. Reconstrucción comparativa direccionalidad de la luz en LED vs. Láser.

Fig. 3.5. Tipos de conectores ópticos.

Fig. 3.6. Esquema de algunas de los tipos de rejillas de Bragg.

Fig. 3.7. Esquema de funcionamiento de una fibra basada en red de Bragg.

Fig. 3.8. (a) PDMS en estado líquido y (b) sólido.

Capítulo 4. Desarrollo del proyecto

Fig. 4.1. (a) Articulación metacarpologalángica y (b) huesos de la mano.

Fig. 4.2. Sistema de detección.

Fig. 4.3. Multiplexor.

Fig. 4.4. PDMS: Elastómero y agente de cura.

Fig. 4.5. Molde de mano izquierda, finalizado el proceso de impresión 3D.

Fig. 4.6. Balanza.

Fig. 4.7. (a) Horno y (b) Horno de secado/vacío.

Fig. 4.8. Empalmadora de fibra.

Fig. 4.9. Microposicionador.

Fig. 4.10. Pesaje del agente de cura, una vez vertido el elastómero.

Fig. 4.11. Molde que contiene PDMS y seis FBG embebidas.

Fig. 4.12. Prototipo.

Fig. 4.13. Conectores FC y multiplexor.

Fig. 4.14. (a) Interrogador y (b) fuente.

Fig. 4.15. Interfaz gráfica del interrogador.

Fig. 4.16. Interfaz gráfica del interrogador, pestaña de configuración.

Fig. 4.17. Interfaz gráfica del desarrollo a medida.

Capítulo 5. Pruebas y resultados

Fig. 5.1. Esquema de movimiento de flexión de la articulación metacarpofalángica.

Fig. 5.2. Esquema de movimientos del rango articular de la muñeca.

Fig. 5.3. Esquema del proceso metodológico de la prueba

Fig. 5.4. Relación del movimiento del índice y su repercusión en el resto de sensores

Fig. 5.5. Relación del movimiento del corazón y su repercusión en el resto de sensores.

Fig. 5.6. Relación del movimiento del anular y su repercusión en el resto de sensores.

Fig. 5.7. Relación del movimiento del meñique y su repercusión en el resto de sensores.

Fig. 5.8. Patrón de movimiento de la muñeca.

Fig. 5.9. Patrón de movimiento de la muñeca a razón de 5 repeticiones por tipo de movimiento.

Fig. 5.10. Relación del movimiento del corazón y su repercusión en el resto de sensores.

Fig. 5.11. Muestra de FBG embebida en PDMS, situada en microposicionador.

Fig. 5.12. Ejemplo del escalón de muestras obtenidas empleando el microposicionador.

Fig. 5.13. Ejemplo selección de intervalos de la muestra para su posterior cálculo de mediana.

Fig. 5.14. Gráfica de sensibilidad lineal.

Fig. 5.15. Guante de sensores de FBG embebido en PDMS y goniómetros.

Fig. 5.16. Software de adquisición de datos de I-MON y software del goniómetro.

Fig. 5.17. Diagrama de flujo de metodología para la obtención de la sensibilidad.

Fig. 5.18. Representación de ejemplo de las muestras obtenidas con el (a) interrogador y el (b) goniómetro.

Fig. 5.19. Representación de los resultados del dedo índice.

Fig. 5.20. Representación de los resultados del dedo corazón.

Fig. 5.21. Representación de los resultados del dedo anular

Fig. 5.22. Ajuste lineal de los datos resultantes del dedo índice

Fig. 5.23. Reconstrucción de los ángulos mediante la ecuación obtenida tras el ajuste lineal

Índice de Tablas

Capítulo 4. Desarrollo del proyecto

Tabla. 4.1. Relación ámbito de medida y longitud de onda.

Capítulo 5. Pruebas y resultados

Tabla. 5.1. Relación ámbito de medida y longitud de onda.

Tabla. 5.2. Incrementos de elongación.

Tabla. 5.3. Diferencias de medianas de cada intervalo de cada prueba con respecto a su valor inicial.

Tabla. 5.4. Diferencia de medianas de cada intervalo de cada con respecto al origen.

Tabla. 5.5. Resultados obtenidos de la media de las medianas de las diferencias de ángulos y longitudes de onda.

Tabla. 5.6. Resultados obtenidos de la media de las medianas de las diferencias de ángulos y longitudes de onda.

Tabla. 5.7. Resultados obtenidos de la media de las medianas de las diferencias de ángulos y longitudes de onda

Capítulo 1. Introducción

1.1. Justificación

Un accidente cerebrovascular (ACV), también conocido como ictus, es una emergencia médica que se debe o bien a una interrupción del suministro sanguíneo en el cerebro o, bien, a una hemorragia cerebral [1]. Por tanto, se trata de un cuadro clínico que se desarrolla con suma rapidez y cuyas consecuencias dependerán del tiempo, lugar y tamaño de los tejidos afectados por la lesión.

A nivel mundial, el ACV afecta al 52,5% de los varones frente a un 47,5% de mujeres. Sin embargo, a partir de los 65 años de edad, su incidencia en ambos sexos es del 65% [2]. En España, según la información extraída de los datos analizados por el Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares de la Sociedad Española de Neurología (GEECV-SEN), el ACV es la primera causa de mortalidad para las mujeres y la segunda para los varones. En cifras, se han cifrado en 40.000 personas las que fallecen anualmente por esta causa. Además, anualmente se detectan unos nuevos 120.000 casos [3]. La Organización Mundial de la Salud (OMS) predice que para el año 2050 se contará con un 46% de población mayor de 65 años, de los cuales, el 50% sufrirá de ACV [4].

Se espera que el 44% de las personas que sobreviven a un ACV desarrollen discapacidad severa por el daño ocasionado [5]. El periodo de recuperación de dicha enfermedad es directamente proporcional a la gravedad de la situación y tamaño de los tejidos afectados. La característica predominante de los supervivientes de ACV es su dificultad para realizar con normalidad sus tareas diarias.

Por tanto, los programas de rehabilitación se orientan en tratar de optimizar el rendimiento de los pacientes en su hogar. La rehabilitación es un proceso complejo, orientado por objetivos y limitado en el tiempo, cuyo propósito general es mejorar la situación tanto física, como familiar y social del afectado. Cada paciente con ACV tiene unas circunstancias únicas y, por tanto, el trabajo que se realice para mejorar su calidad de vida, estará enmarcado dentro de un programa de rehabilitación específico e individualizado. Para ello, la terapia de rehabilitación necesita ser ajustada durante el propio proceso, en función de los progresos que realice el paciente en el transcurso de sus actividades diarias.

Para optimizar dicho proceso terapéutico, resulta imprescindible evaluar, lo más objetivamente posible, la monitorización de los movimientos realizados por el paciente durante cada sesión

de rehabilitación. Precisamente en este punto reside la complejidad de la terapia, dada la necesidad de elaborar métricas adecuadas, bien contextualizadas, que recojan los aspectos más importantes del proceso de recuperación del paciente. Dicho de otra forma, la dificultad del proceso radica en dar sentido a la inmensa cantidad de datos que se puede extraer de la monitorización diaria de un paciente, siendo extremadamente difícil consensuar un proceso único de evaluación objetiva de los mismos.

Por tanto, es necesario aplicar un tratamiento de los datos obtenidos durante el proceso de monitorización, para posteriormente, poder emplear dichos datos en las métricas que se consideren necesarias por los expertos en el campo de la fisioterapia [6]. La solución a este inconveniente es proporcionar sistemas de medida para la valoración objetiva de la evolución de los pacientes por parte del personal encargado de su rehabilitación, permitiendo adaptar y diseñar protocolos de actuación sobre las condiciones físicas de cada paciente y, por tanto, la optimización de su proceso individual de rehabilitación.

En este sentido, las nuevas tecnologías tienen gran responsabilidad dado que ofrecen la posibilidad de diseñar herramientas adecuadas para actuar en este tipo de situaciones. En los últimos años se ha detectado un crecimiento tecnológico en el ámbito médico que ha conllevado el uso de distintos tipos de sensores para la medición de señales biológicas. Por tanto, relacionando el conocimiento médico con el desarrollo tecnológico, es viable crear nuevas y eficientes aplicaciones que permitan ampliar y mejorar los tratamientos médicos para pacientes de ACV.

1.2. Planteamiento del problema

En el campo de la rehabilitación y la atención de pacientes con movilidad reducida y discapacidad neurológica existe un vacío de conocimientos técnicos aplicados. Algunas de las causas responsables de esta inconveniente situación son el elevado coste del instrumental necesario, su falta de portabilidad y, por consiguiente, distorsionado concepto de usabilidad.

Además, tampoco existen métodos o protocolos estandarizados que puedan ser aplicados o replicados en los distintos entornos socioeconómicos. Por tanto, adentrarse en este campo abre una importante oferta médica asistencial en el ámbito de la rehabilitación de pacientes de ACV.

Aunque en las últimas tres décadas ha aumentado de manera significativa el uso de los sensores ópticos en diversos sectores productivos e industriales (siendo más empleada la fibra óptica

basada en redes de Bragg por sus ventajas frente a otros sensores), no existe antecedentes en el diseño de un guante provisto de redes de difracción Bragg (FBGs) para monitorizar los movimientos de la mano y dedos con el objetivo de utilizarse como técnica complementaria de apoyo para el seguimiento y control de enfermedades de tipo ACV. Debido a ello, la combinación de estos nuevos dispositivos, junto con el software desarrollado a medida para este fin, conllevarán un avance significativo con respecto a otros sistemas de existen actualmente en el mercado.

La identificación de las anteriores carencias, ha propiciado la colaboración entre la Universidad Pública de Navarra (UPNA) y la Asociación del Daño Cerebral de Navarra (ADACEN). ADACEN cuenta con un equipo de expertos en el ámbito de la intervención del colectivo afectado por accidentes vasculares. A su vez, en el grupo de sensores de la UPNA se dispone de un amplio conocimiento en el ámbito de la investigación de sensores basados en fibra óptica.

Fruto de esta propuesta de colaboración, se obtuvo financiación para la realización de un proyecto del Departamento de Desarrollo Económico del Gobierno de Navarra, cuya referencia es SENSMOV: “Sistema TIC de evaluación de la movilidad para personas con problemas motores”. Dicho proyecto comprende diferentes líneas de trabajo divididas en la obtención de prototipos. El primero de ellos, integra un conjunto de unidades inerciales para medir y evaluar el movimiento de las extremidades tanto superiores como inferiores. Un segundo prototipo considera un sensor de ultrasonidos de bajo coste para medir, por ejemplo, la distancia entre pasos o rangos de movimiento. Este último complementaría la información y datos obtenidos por el prototipo anterior. Finalmente, un tercer prototipo y objeto de este trabajo, trata de diseñar un guante de sensores de fibra óptica basado en redes de difracción Bragg (FBG) para monitorizar los movimientos de la mano y dedos con el objetivo de utilizarse como técnica para la rehabilitación del rango articular de la mano.

En conjunto, los tres prototipos citados anteriormente, forman parte de un proyecto más amplio para apoyo al diagnóstico, usable en la mejora de la calidad, eficacia y eficiencia de la atención de pacientes de movilidad reducida. A su vez, reduciendo los costes asistenciales. Además, comprende la integración de los sistemas anteriores en un software capaz de analizar los datos obtenidos tras la monitorización del paciente. Siendo necesario generar protocolos de implementación profesional de todos los prototipos desarrollados a fin de garantizar una correcta aplicación.

Según lo expuesto, este proyecto propone un prototipo de guante basado en sensores de fibra óptica embebidos en un material flexible, para evaluar, con dicho dispositivo, el proceso de rehabilitación de ciertas condiciones físicas consecuencia de accidentes vasculares.

Se han realizado pruebas para caracterizar el comportamiento de los sensores, considerando que están embebidos en un material elástico, y teniendo presente que la finalidad es conocer la respuesta de éstos ante diferentes situaciones para su posible aplicación en el ámbito de la rehabilitación articular. Además, se ha desarrollado un software a medida que identifica la falange que registre movimiento.

La motivación inherente a este Trabajo de Fin de Master es diseñar un dispositivo de medida que ofrezca resultados mejores que otras soluciones ya existentes en el mercado y con la ventaja añadida de ser económicamente menos costoso.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo principal

El objetivo principal de este proyecto es el diseño de un prototipo técnico y funcional de un guante, con sensores de FBG embebidos en PDMS, capaz de monitorizar los movimientos de la mano y dedos evaluar la rehabilitación del rango articular de la mano en pacientes con movilidad reducida.

1.3.2. Objetivos específicos

Para alcanzar el objetivo principal se ha dividido el trabajo en los siguientes objetivos específicos:

1. Realizar pruebas de concepto con PDMS y FBG.
2. Obtener un prototipo de guante de 6 sensores FBG embebidos en PDMS.
3. Desarrollar un software a medida basado en el proporcionado por el proveedor.
4. Monitorizar movimientos y realizar pruebas para analizar las capacidades del prototipo desarrollado.

1.4. Descripción de los capítulos de la memoria

El presente Trabajo Fin de Máster se divide en seis capítulos. Dichos capítulos se estructuran de manera que en el primero de ellos realiza una breve introducción, contextualización y

objetivos, que han dado lugar al desarrollo de este proyecto. En el segundo capítulo se referencian algunos de los antecedentes de este proyecto. A continuación, se realiza una revisión del marco conceptual relacionado con los componentes ópticos y material empleados, centrando la revisión teórica en el concepto de FBG y PDMS, junto con las razones por las cuales se han seleccionado ambos elementos.

Tras la contextualización y definición del marco teórico, el cuarto capítulo aborda el desarrollo del experimento, la metodología desarrollada y la descripción de los elementos hardware y software. El quinto, muestra los resultados de las pruebas realizadas sobre los sensores, divididas en dos bloques, el correspondiente a la caracterización de la sensibilidad lineal y el dedicado a la sensibilidad angular. Las conclusiones alcanzadas se describen en el sexto capítulo. Además, este último incluye algunas de las posibles líneas futuras que se pueden abordar en el contexto del proyecto de investigación concedido. Por último, aparecen las referencias bibliográficas empleadas.

Capítulo 2. Estado del arte

La fibra óptica se ha convertido en un recurso extendido en el campo de la investigación médica [7]. Tal es así que se han hecho su hueco en la detección de bacterias, monitorización de la glucosa, caracterización de fármacos, etc. En el ámbito de la medicina convencional, las fibras ópticas han revolucionado el panorama del diagnóstico y terapia de diversas enfermedades.

Este capítulo recoge algunos de los usos relacionados con la fibra óptica en el ámbito de la biomedicina.

2.1. El papel actual de la fibra óptica en medicina

Las fibras ópticas son las candidatas idóneas para la actuación y tratamiento de enfermedades mediante su introducción tanto en orificios naturales del cuerpo humano como a través de pequeñas incisiones en el tejido, sin resultar una técnica agresiva o dañar tejidos sanos colindantes [7]. Dentro del cuerpo, la fibra óptica facilita el estudio de las imágenes de las vías aéreas de los pulmones, corazón, intestino, y demás cavidades de difícil acceso, en tiempo real. Sin embargo, en ocasiones también se pueden emplear como sensores que monitoricen variables fisiológicas.

El escenario de actuación de este tipo de sensores consiste en una fuente de emisión de luz, el sensor óptico y detector de la luz reflejada. Es decir, este tipo de sensores son capaces de captar la luz que se refleja cuando produce una interacción-reacción física entre el analito y la superficie de detección del sensor. Dicho fenómeno origina una variación entre las propiedades de la luz emitida y las propiedades de la luz reflejada y, por consiguiente, detectada por el sensor, dando como resultado una señal cuantificable. Algunas de las propiedades físicas de la luz que pueden emplearse para caracterizar la respuesta de estos sensores son: absorción, luminiscencia, interferometría y resonancias [8].

Algunas de las características por las que se emplea la fibra óptica en medicina son: alta sensibilidad, biocompatibilidad, posibilidad de multiplexación, inmunidad frente a interferencias electromagnéticas y bajo coste [9]. En concreto, una fibra óptica es sílice, un material que no presenta efectos secundarios en presencia de sustancias biológicas y es barato. Además, su tamaño es muy reducido, incluso llegando a diámetros de 1 mm de núcleo. Por ello, la fibra óptica puede introducirse en el cuerpo para iluminar sus cavidades internas.

Puede, además, cauterizar vasos sanguíneos que precisen ser eliminados (varices) o puede interactuar con moléculas biológicas, siempre y cuando se depositen sobre ella materiales adecuados [10]. A continuación, se muestran algunas de las aplicaciones médicas que hacen uso de la fibra óptica.

2.2. Fibra sobre el cuerpo. Dispositivos llevables (‘Wearables’)

El término "Wearables" engloba las tecnologías electrónicas o computadoras combinadas con prendas de vestir o accesorios que pueden llevarse en el cuerpo [11]. Este tipo de tecnología portátil puede emplearse en distintos sectores como la medicina, fisioterapia, educación, tiempo libre, etc.

Hay muchos ejemplos de tecnología portátil como los smartphones, portátiles, pulseras inteligentes, telas inteligentes, etc. Este tipo de dispositivos comparten diversas capacidades como de comunicación con el exterior, permitiendo la consulta de información en tiempo real, su almacenamiento local, etc.

El desarrollo de las nuevas tecnologías se relaciona con la aparición de aplicaciones móviles destinadas al cuidado de las personas. Algunas de estas recientes aplicaciones monitorizan la actividad cardíaca o las calorías quemadas durante un entrenamiento.

En este sentido, existen prendas que monitorizan variables biomédicas como el ritmo respiratorio o cardíaco. Este hecho es muy interesante durante la práctica de un deporte a nivel profesional pero también lo es para guiar a las personas a mantenerse sanas. Aún teniendo en cuenta su potencial, los textiles inteligentes que contienen sensores de fibra óptica siguen siendo una excepción.

En cuanto a los smartphones, es indudable su uso en la comunicación personal, pero también se emplea en la monitorización y diagnóstico posterior de enfermedades [11]. Es decir, el propio smartphone puede usarse como un sensor o un transductor de señales biomédicas y, al mismo tiempo, guiar al usuario para mejorar su salud personal.

Para lograr este objetivo, es posible integrar la fibra óptica en el interior del dispositivo móvil y conectarla al teléfono mediante software que se encarga de gestionar la información detectada en el sensor de fibra óptica. Además, para que el usuario tenga una grata experiencia se emplean interfaces amigables y fáciles de usar.

2.3. Fibra en el cuerpo

Cateterismos

El diseño de estos dispositivos tiene que tener en cuenta las características delicadas de su aplicación. Es necesario trabajar en posición correcta que permita introducir un tubo de determinadas dimensiones, por una cavidad, favoreciendo que la persona paciente pueda permanecer inmóvil mientras se le realiza el tratamiento médico.

Al mismo tiempo, el cateterismo es uno de los métodos más efectivos en cuanto a la introducción de sensores dentro del cuerpo para liberar medicamentos, cauterizar vasos sanguíneos o realizar algún tipo de tratamiento terapéutico sobre los tejidos dañados. Sus reducidas dimensiones permiten tanto obtener información, como tratar aspectos del organismo, sin necesidad de cirugía mayor, beneficiando el proceso de recuperación del paciente.

En este caso, sus reducidas dimensiones le convierten en un dispositivo interesante para este tipo de casuísticas. El tipo de sensores más empleados son las redes Bragg sobre fibra óptica, o fibre Bragg gratings, en inglés (FBG), puesto que son sensibles a la presión y deformación [12]. Precisamente en este trabajo se empleará este tipo de estructuras, como se verá a lo largo del mismo.

Fibroscopio - Endoscopio

Estos dispositivos permiten visualizar órganos y tejidos internos mediante la inserción de tubos de fibra óptica de reducido tamaño. Suelen emplearse tanto para el diagnóstico como para el tratamiento de diversas enfermedades.

Un fibroscopio está compuesto de dos haces de fibra óptica separados dentro de un tubo que tiene un extremo de visualización y otro extremo ocular. Su uso está más enfocado a la observación de tejidos de reducido tamaño en lugares más complicados de alcanzar.

Un haz de fibras transporta la luz desde la fuente hasta el extremo de visualización mientras que el otro haz de luz transporta la imagen desde el extremo de observación hasta el punto ocular.

Otros ejemplos, de aplicación real de fibra óptica en medicina pueden ser: la obtención de análisis rápidos de sangre [13], en ámbitos de urgencia, se pueden colocar sensores de fibra

óptica en el torrente sanguíneo; La observación de las vías respiratorias y digestivas mediante los broncoscopios y endoscopios.

2.4. Analíticas basadas en fibra óptica. Biosensores

Emplear la fibra óptica como biosensor significa modificar la superficie de la fibra óptica para obtener un bioreceptor molecular, capaz de detectar las biomoléculas para las que están específicamente diseñados.

La fibra óptica como biosensor tiene dos ámbitos de aplicación: análisis y "lab-on-fiber". En el primer caso, se modifica su superficie o su estructura para lograr la aplicación para la que está diseñada. El segundo caso, se emplea como receptor y transmisor de diversas señales.

Un **biosensor** es un dispositivo o herramienta de carácter analítico, compuesto por un material biológico inmovilizado y en contacto con un sistema transductor, capaz de convertir una respuesta biológica o química en una señal eléctrica cuantificable. [14] Se componen de dos partes principales: **bioreceptor** y **transductor**. El bioreceptor es un componente biológico que reconoce al analito objetivo y el transductor es un elemento de detección físico-químico que traduce la señal reconocida en otra medible (Fig. 2.1.).

Los biosensores pueden clasificarse en función de sus partes principales. Por un lado, teniendo en cuenta las características del bioreceptor, los sensores pueden clasificarse como enzimáticos, inmunológicos, celulares/tisulares y basados en ADN o en microorganismos. Por otro lado, según su transductor, los sensores pueden clasificarse como electroquímicos, piezoeléctricos, térmicos, mecánicos y ópticos [14].

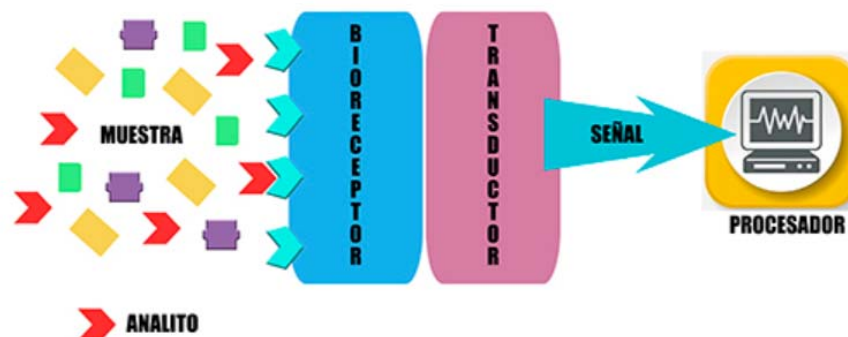


Fig. 2.1. Esquema funcional de un biosensor. Fuente: [15]

El término "lab-on-fiber" es un área multidisciplinar que abarca química, física y biología, cuyo objetivo trata de transformar la investigación desarrollada en un laboratorio a dispositivos miniaturizados capaces de desarrollar detección de diversos bioanalitos. La idea es convertir la superficie de la fibra óptica en un sustrato sobre el cual actuar, creando canales microfluídicos por los que hacer que los fluidos a testar pasen. En dichos microcanales, la fibra está funcionalizada, de manera que es posible monitorizar todo el proceso de adhesión de biorreceptores y detección de bioanalitos, todo en la misma fibra y usando tamaños mínimos.

2.5. FBGs en biomedicina

En los últimos años, las FBG se han convertido en sensores más atractivos para las aplicaciones biomédicas y en el ámbito de la rehabilitación de enfermedades. La causa de este crecimiento es debido a sus propiedades, ventajosas frente a otros sensores, como su reducido tamaño, en consecuencia, no resultan nada pesadas, son biocompatibles, pueden multiplexarse y presentan inmunidad frente a interferencias electromagnéticas.

Además, su alto rendimiento las hace idóneas en la medición de diversos parámetros físicos que precisen de alta sensibilidad. Estas características hacen que las FBG sean adecuadas para su uso en el cuerpo humano, ya que se adaptan al material del sensor para que puedan usarse para la medición in vivo y puedan dejarse para el monitoreo a largo plazo. Sin embargo, tienen poco recorrido en el ámbito de la investigación biomecánica y rehabilitación. De hecho, su incursión en este sector es tan reciente que no se ha establecido un estándar global referente a su practicidad.

Podrían ser usadas en la detección de diversas tensiones, como por ejemplo entre huesos. En mapeo de presiones articulares para posteriores diseños ortopédicos, tensiones en discos intervertebrales, deformaciones musculares, etc [16].

En este trabajo se pretende desarrollar un guante basado en redes Bragg sobre fibra óptica. En el terreno de investigación experimental de biomedicina y biomecánica, existe un antecedente donde se diseña un guante basado en FBG que detecta los gestos de la mano. Este sensor se ha conformado con una única fibra que realiza un recorrido por la estructura de guante (Fig. 2.3.). En dicho experimento se obtuvo una respuesta lineal del sensor frente a los movimientos de abrir y cerrar la mano [17]. Mediante dicha respuesta se pudo extraer la información de la deformación angular aplicada sobre el sensor. Sin embargo, las aportaciones realizadas por este prototipo se han considerado interesantes pero insuficientes, ya que no se muestran los

verdaderos resultados que el sistema puede proporcionar y no se realiza un análisis exhaustivo sobre las señales que se pueden obtener o de las relaciones que pueden existir entre ellas.



Fig. 2.2. Antecedente de guante de FBG. Fuente: [17]

La novedad de nuestro trabajo es que se mostrará el comportamiento de varias fibras, una por cada falange, para distinguir no solo cuál realiza según qué movimiento, si no también determinar la fuerza y rango de movimiento realizado. En suma, se pretende realizar una caracterización completa del sistema, obteniendo, incluso, las interrelaciones entre las señales proporcionadas por cada una de las FBGs, de manera que pueda aplicarse, en un futuro, en la monitorización en tiempo real de pacientes con movilidad reducida.

Capítulo 3. Marco conceptual

Este capítulo desarrollará los diversos conceptos teóricos imprescindibles para el diseño del prototipo de sensores de FBG, su posterior caracterización y el consiguiente procesado de su señal resultante. Así, se comenzará con una breve introducción al concepto de fibra óptica y posteriormente, se irá focalizando en la descripción de las redes Bragg sobre fibra óptica, su funcionamiento y sensibilidad. Finalmente se presenta el material seleccionado para embeber las FBG, Polidimetilsiloxano (PDMS).

3.1. Fibra óptica

La fibra óptica es un medio de transmisión de señal luminosa. Concretamente, es una guía de ondas electromagnéticas constituida de material dieléctrico, como el vidrio (sílice), capaz de propagar ondas electromagnéticas en el rango del ultravioleta-visible al visible-infrarrojo de uno a otro de sus extremos.

Un cable de fibra óptica estándar está compuesto por varias capas. De ellas, las dos primeras constituyen el medio de transmisión por el que se propaga la luz, mientras que el resto proporciona refuerzo y seguridad ante la presencia de incidencias externas. La más interna corresponde al núcleo. Típicamente fabricado a base de sílice, y que destaca por su alto índice de refracción. Rodeando al núcleo se encuentra la cubierta, de material similar, pero con un índice de refracción menor. Esta diferencia de índices de refracción es el fundamento físico que permite la propagación de la luz entre ambas capas a través del filamento de fibra óptica. Esta estructura base se refuerza con una chaqueta exterior de plástico (*Fig. 3.1.*).

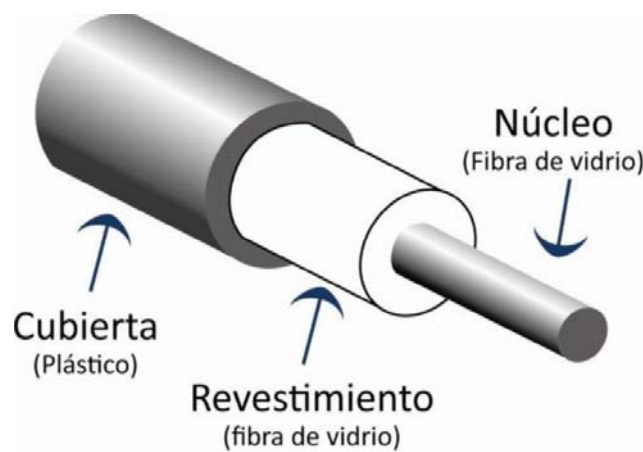


Fig. 3.1. Núcleo y cubierta en una fibra óptica. Fuente: [18]

Antes de la etapa de propagación en la fibra óptica, cualquier señal eléctrica, analógica o digital, se convierte en señal óptica en el emisor o fuente de luz situado en el extremo inicial. Una vez realizada la conversión, la señal se transmite a lo largo del cable de fibra óptica hasta llegar al extremo final donde sufre el proceso inverso, efectuado por un detector. A continuación, se presenta un esquema simplificado del sistema de comunicación mediante fibra óptica (Fig. 3.2.).



Fig. 3.2. Esquema genérico de transmisión de señal óptica a través de fibra. Fuente: [19]

La propagación de la luz desde el punto inicial hasta el extremo final se debe al fenómeno de **reflexión total interna** [20] de la luz. Este hecho tiene lugar cuando un haz de luz trata de pasar de un medio de mayor índice de refracción, n_1 , a uno de menor índice de refracción, n_2 , y con un ángulo determinado (Fig. 3.3.). El ángulo de incidencia debe superar el valor crítico. Cuando se dan estas condiciones, el rayo de luz incidente se refleja completamente, no pudiendo atravesar la frontera que separa ambos medios y volviendo nuevamente hacia el medio origen, con un ángulo de reflexión igual al ángulo de incidencia.

En una fibra óptica, para provocar el fenómeno de reflexión total interna, se asegura que la luz penetra con una determinada apertura numérica, que es el ángulo necesario para forzar a la mayoría de los rayos de luz a incidir sobre la superficie de separación entre el núcleo y la cubierta. En estas condiciones, y de acuerdo con las leyes de Snell, los rayos de luz incidentes a esta interfaz de separación superan el ángulo crítico, pudiendo así reflejarse prácticamente en su totalidad a lo largo de toda la estructura.

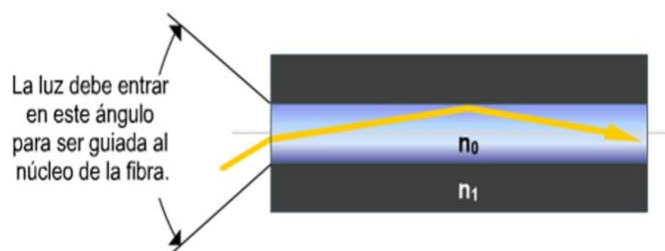


Fig. 3.3. Reflexión interna total en una fibra óptica. Fuente [21]

El sistema de propagación de la señal luminosa a través de la fibra óptica constituye un medio de transmisión de datos rápido y fiable. No obstante, para que esta forma de propagación funcione correctamente, los materiales presentes en la estructura del núcleo y de la cubierta necesitan ser extremadamente puros, es decir, no deben contener un elevado número de impurezas, pues ello origina pérdidas y atenuación de la señal transmitida.

3.1.1. Emisores

Los emisores de luz son los responsables de la conversión de la señal eléctrica en señal luminosa antes de su propagación a través de la fibra. Un emisor se puede dividir en dos partes. En primer lugar, se considera la propia fuente de luz y, en segundo lugar, el dispositivo que controla la potencia de la fuente de emisión. Según la forma de generar los fotones, las fuentes más empleadas para la emisión de luz son los diodos LED y los láseres.

LED

Los diodos emisores de luz conocidos como LED (Light Emitting Diodes), son las fuentes más simples y baratas para la emisión de luz en el interior de la fibra óptica. Son un elemento semiconductor que emite luz en un espectro reducido cuando se polariza y se le hace circular corriente eléctrica. Las longitudes de onda de emisión de un diodo LED pueden variar desde el ultravioleta hasta el infrarrojo, dependiendo del material semiconductor con el que se fabrique.

Entre sus principales ventajas destacan la baja potencia de alimentación, gran tiempo de vida y la posibilidad de fabricar un elevado número de dispositivos [22]. Estas ventajas reducen su coste y permiten configurar elementos de menor tamaño. Además, posee un espectro de emisión más amplio que los diodos láser (*Fig. 3.4.*). Sin embargo, es de gran dimensión respecto a la relación de tamaño con la fibra, por tanto, solo lo hacen adecuado para las fibras en régimen multimodo.

Láser

Los láseres (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation) son las fuentes ópticas con mayor capacidad de transmisión de la luz a lo largo de la fibra. Estos emisores concentran la luz en forma de haces muy pequeños pero potentes, de forma que su radiación es muy direccionada e intensa (*Fig. 3.4.*). Esto origina un espectro más estrecho con una gran potencia óptica de emisión [23].

Ciñéndonos al ámbito de las comunicaciones, en comparación con los LED, los láseres requieren de un proceso de fabricación más complejo y, por tanto, su costo es superior. Además, su tiempo de vida es menor que el de los LED. Sin embargo, dado su reducido tamaño, resultan ideales para trabajar con ambos tipos de fibra, multimodo y monomodo. Por tanto, facilitan su correcto funcionamiento en las tres ventanas de transmisión (850, 1310 y 1550 nm). En concreto, los láseres que permiten transmitir en la longitud de onda de 1550 nm, pueden utilizarse en sistemas de gran flujo de información.

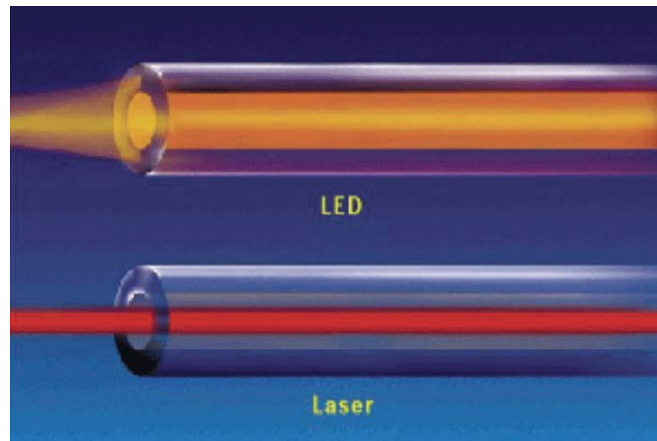


Fig. 3.4. Reconstrucción comparativa direccionalidad de la luz en LED vs. láser. Fuente: [24]

3.1.2. Receptores

Como se ha mencionado anteriormente, usando fibra óptica, el tramo final de una transmisión de señal debe disponer de un dispositivo capaz de convertir las señales luminosas en corriente eléctrica. Los detector o receptor óptico son diodos semiconductores que realizan la polarización inversa a la realizada previamente por el diodo emisor. Es decir, el detector recibe la señal luminosa, los fotones, que son absorbidos por el diodo generando pares electrostáticos y que en presencia de un campo eléctrico originan una corriente eléctrica [25]. La corriente generada es bastante baja, en el orden de los nano-amperio, y por lo tanto es necesario amplificarla para manipular adecuadamente la señal.

Existen una serie de características para la selección del detector óptico, algunas de éstas son su sensibilidad, la zona espectral donde opera, el ancho de banda, la rapidez de su respuesta, etc. Habitualmente, los más empleados en fibra óptica son los fotodiodos PIN, y los fotodiodos de efecto de avalancha (APD), aunque también hay dispositivos que llevan integradas células CCD y toda una óptica de precisión diseñada para detectar la potencia que la luz recibida proporciona en cada longitud de onda. Son los llamados fotospectrómetros.

3.1.3. Conectores

Generalmente, las conexiones entre emisor, detector y fibra, se realizan mediante conectores ópticos, que son elementos no permanentes. Estos conectores, deben garantizar que la unión pueda hacerse y deshacerse sin perder la calidad de transmisión. Son considerados el enlace más débil, por tanto, para proporcionar dicha calidad, los conectores deben garantizar bajas pérdidas en la conectividad durante todo el proceso, así como presentar inmunidad contra factores externos (temperatura, polvo, etc.). Además, deben ser fáciles de conectar y de bajo costo. A continuación, se muestran algunos de los conectores más empleados en fibra óptica (*Fig. 3.5.*). En el ámbito de este proyecto se emplean los FC (Ferule Connector ó **Conector Férula**).



Fig. 3.5. Tipos de conectores ópticos. Fuente [26]

3.1.4. Redes de difracción de Bragg sobre fibra óptica (FBGs)

En las últimas décadas, la popularización de la fibra óptica como método de transmisión de datos ha originado un gran desarrollo de sensores asociados. En este contexto adquiere protagonismo el sensor de fibra óptica basado en redes de difracción de Bragg o fibre Bragg gratings, en inglés (en adelante FBG).

Respecto a la fibra óptica, las FBG se destacan por sus propiedades ópticas y estructurales puesto que no son sensibles a las fluctuaciones de la amplitud de la fuente óptica, ya que el mecanismo de lectura se basa en la longitud de onda en detrimento de la intensidad de la luz.

En líneas generales, un sensor FBG consiste en una rejilla tipo Bragg (*Fig. 3.6.*) generada sobre un segmento reducido de fibra óptica monomodo, que origina un cambio periódico en el índice de refracción del núcleo de la fibra óptica [27].

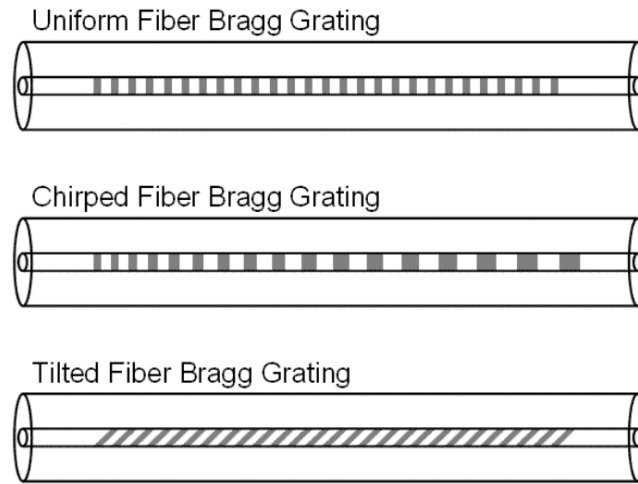


Fig. 3.6. Esquema de algunas de los tipos de rejillas de Bragg. Fuente: [28]

Este proceso tiene lugar en la parte interna de la fibra óptica y se debe a la capacidad de introducir cambios periódicos permanentes en el índice de refracción del núcleo cuando propaga una señal luminosa. Las FBG se fabrican practicando una inscripción en su núcleo mediante láser ultravioleta o infrarrojo, dependiendo de la técnica, obteniendo una variación cíclica de su índice de refracción. Como consecuencia, en las estructuras de Bragg, cuando la luz incide en la zona modificada, determinadas longitudes de onda se reflejan, mientras que el resto se siguen propagando (Fig. 3.7.). Con ello, una FBG, también puede emplearse como un filtro selectivo en longitud de onda.

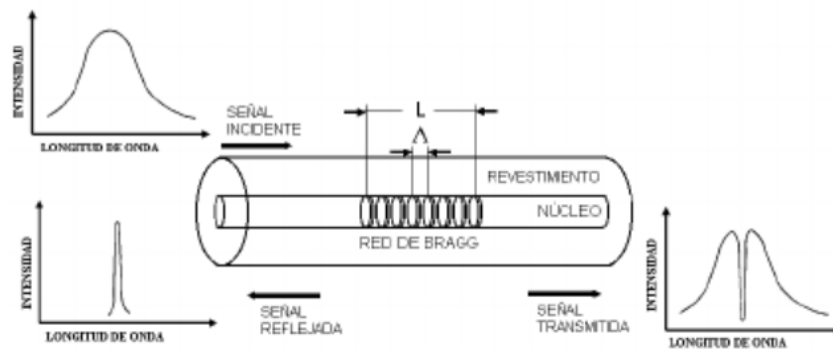


Fig. 3.7. Esquema de funcionamiento de una fibra basada en red de Bragg. Fuente: [29]

La ecuación que describe la longitud de onda reflejada en función del patrón de variación cíclica del índice en el núcleo de la fibra es:

$$\lambda_B = 2n_{eff} \Lambda$$

donde:

- λ_B Longitud de onda característica de la FBG
- n_{eff} Índice de refracción efectivo
- Λ Período de la red Bragg (distancia de repetición del patrón)

Cuando una FBG sufre una deformación (por tensión, temperatura, etc), se origina un cambio en la distancia entre los puntos de reflexión y, por consiguiente, una alteración del índice refractivo obteniéndose una λ distinta a la detectada inicialmente. Así se pueden determinar variaciones en la longitud de onda de Bragg.

Las características y funcionalidades de las FBG las han convertido en una tecnología muy importante en diversos ámbitos profesionales. Entre otras de sus ventajas, destacan sus reducidas dimensiones, bajo coste y la ya citada sensibilidad respecto a las variaciones de tensión y temperatura. Este aspecto es de gran utilidad para su monitorización mediante los dispositivos interrogadores.

Habitualmente, estos sensores se encapsulan en materiales como policloruro de vinilo (PVC), polidimetilsiloxano (PDMS), etc, para garantizarles cierta protección. Precisamente, en este trabajo, se ha elegido el material PDMS como material protector.

3.2. Polidimetilsiloxano (PDMS)

En este proyecto, se consideró el PDMS como el material más adecuado para el desarrollo del sensor de fibras ópticas debido a que se adapta flexiblemente al comportamiento de la mano, es elástico, maleable, se puede desmoldar fácilmente y se puede regular su rigidez empleando distintas proporciones.

El polidimetilsiloxano, es un polímero orgánico basado en silicio, perteneciente al grupo de compuestos orgánicos que comúnmente se referencian siliconas. También se le conoce como dimeticona, un tipo de aceite de silicona.

Su fórmula química es: $(H_3C)_3SiO[Si(CH_3)_2O]_nSi(CH_3)_3$, donde n es el número de unidades repetitivas del monómero $[SiO(CH_3)_2]$ [30]. Es decir, n es el índice que indica el tamaño de su cadena principal. La consistencia del PDMS varía en función de n (tamaño de la cadena). Por

tanto, si n es un valor bajo, el PDMS puede ser prácticamente líquido. En cambio, cuando n adopta un valor elevado, el material es sólido.

Habitualmente, el PDMS se adquiere en estado líquido, siendo necesario un agente de cura para endurecerlo. Dicho agente de cura también se adquiere en estado líquido. La mezcla de este elemento junto con el polímero es lo que confiere la cualidad sólida al PDMS resultante. En este trabajo se ha empleado una proporción para la mezcla de 10:1, es decir, una proporción de agente de curado y diez del polímero, ratio sugerido por el proveedor. Posteriormente es común exponer esta mezcla a un tratamiento térmico con el fin de disminuir el tiempo de solidificación. En la figura 3.8. se muestra el PDMS en su estado líquido y sólido.

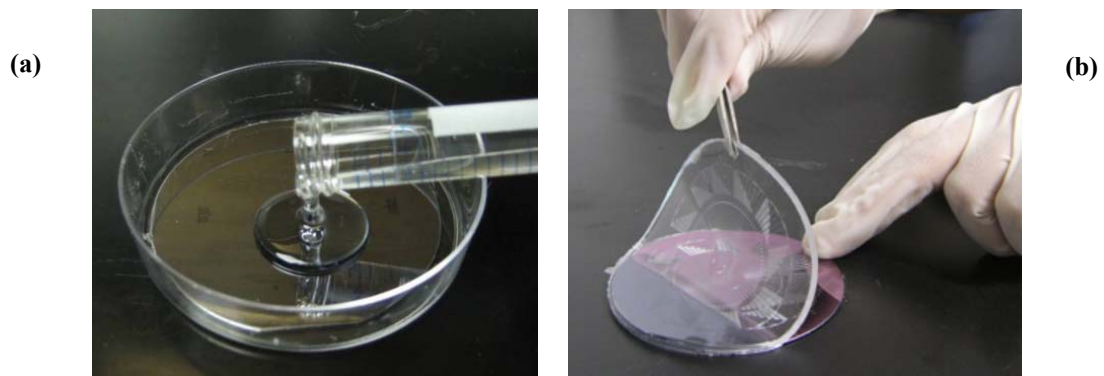


Fig. 3.8. (a) PDMS en estado líquido y (b) sólido. Fuente: [31,32]

El PDMS tiene una serie de propiedades que lo caracterizan. Por ejemplo, es visualmente transparente, no resulta tóxico, no es inflamable y es inerte. En el ámbito de este trabajo con FBG, este material destaca por sus cualidades respecto a su elevada elasticidad y flexibilidad, alta tolerancia al calor, bajo coste y simplicidad en su preparación.

Capítulo 4. Desarrollo del proyecto

En este apartado se describe tanto el proceso de obtención del prototipo de guante basado en sensores FBG embebidos en PDMS, como el desarrollo del software encargado de la identificación de los sensores del guante. El capítulo comienza con la descripción de los materiales e instrumental involucrados en el desarrollo del prototipo, continúa con el proceso de fabricación del mismo, y finaliza con el software implementado para la evaluación de los sensores situados en las falanges y muñeca.

4.1. Prototipo

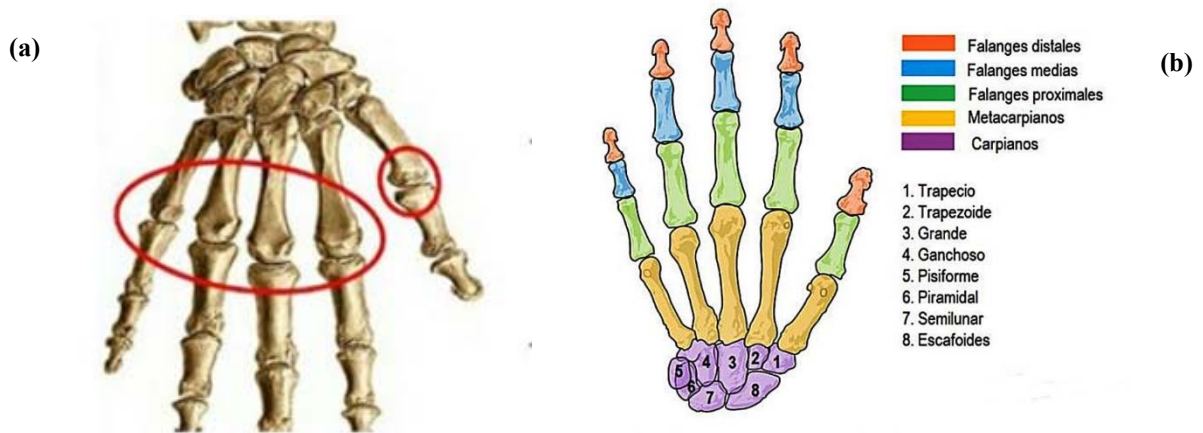
Para diseñar del prototipo se comienza evaluando la viabilidad de los sensores ópticos ante la necesidad, traslada desde ADACEN, de obtener un elemento capaz de facilitar la rehabilitación del rango articular de la mano izquierda de pacientes que hayan sufrido accidentes vasculares.

Para dar respuesta a estas necesidades, el proceso de creación del prototipo se divide en dos líneas paralelas de trabajo. Por un lado, se considera necesario realizar pruebas de concepto funcionales con muestras de sensores FBG embebidos en PDMS y, por otro lado, se investigan posibles soportes físicos para la materialización de un guante que cubra las necesidades demandadas.

Para la primera de las líneas de trabajo, se realizaron múltiples experimentos con PDMS, mezclando el polímero con su agente de cura en distintas proporciones y tiempos de curación. Una vez se obtuvo una muestra de comportamiento estable y con la maleabilidad deseada, se prepararon más muestras de ese tipo, pero con FBG embebida. Respecto a la segunda línea de trabajo, correspondiente a la obtención de un elemento físico, se ideó un molde con la forma de una mano izquierda impreso en 3D (*Fig. 4.5.*).

Como resultado, se diseña un procedimiento para la obtención de un guante de PDMS con seis FBG embebidas en el mismo. Cada una de las FBG se sitúa aproximadamente en la posición que adopta cada articulación metacarpofalángica (*Fig. 4.1.*) al superponer el guante de FBG sobre el dorso de la mano. Es decir, se trata de evaluar el movimiento entre cada uno de los metacarpianos de cada dedo y sus correspondientes falanges proximales (*Fig. 4.1.*). Para

evaluar el movimiento de la muñeca se coloca una sexta FBG entre los carpianos grande, semilunar y escafoides.



La siguiente figura muestra el sistema ideado para la detección del sensor que muestra variación de su longitud de onda en tiempo.

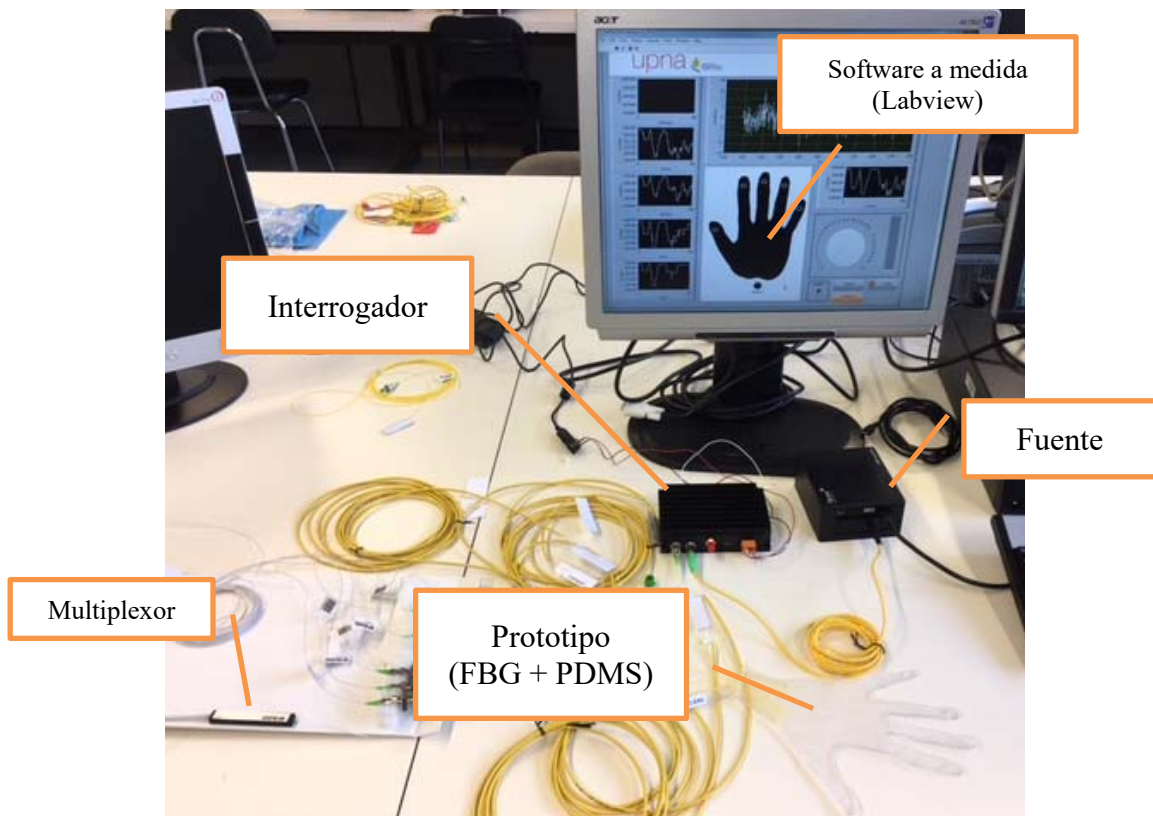


Fig. 4.2. Sistema de detección.

A continuación, se describen los elementos que componen el sistema de detección (*Fig. 4.2.*) comenzando por los materiales, instrumental, proceso de fabricación que han intervenido en el desarrollo del prototipo y finalmente, el software a medida desarrollado.

4.1.1. Materiales

Las FBG normalmente se recubren de materiales para protegerlas y manipularlas sin riesgo de fracturas, dado que su estructura interna está fabricada mayoritariamente a base de vidrio. Si se empleasen desnudas, podrían romperse o dañarse fácilmente, por ejemplo, en el caso de someterlas a tracción o curvatura con ángulos acentuados. Precisamente, en el caso concreto de este trabajo, un reto añadido es la necesidad de emplear las FBG como sensores de movimiento en sentido angular. Por tanto, para emplearlas sobre la mano, resulta imprescindible seleccionar un material que sea capaz de proteger los sensores frente flexión angular y estiramiento, sin provocar interferencias ni degradar la propia sensibilidad de la FBG.

FBG

Para cada articulación se emplea una FBG con longitud de onda propia y diferente. A continuación, se presenta una tabla (*Tabla 4.1.*) con la información de la asociación longitud de onda y dedo.

Dedo/Articulación	Longitud de onda (nm)
Pulgar	1514.98
Índice	1523.06
Corazón	1530.45
Anular	1544.04
Meñique	1552.68
Muñeca	1540.55

Tabla. 4.1. Relación ámbito de medida y longitud de onda.

Multiplexor

Es un dispositivo que permite combinar estáticamente varios canales ópticos. En este caso, se ha optado por un multiplexor de hasta 8 canales, a fin de poder visualizar los hasta 6 canales necesarios para la realización de este proyecto.



Fig. 4.3. Multiplexor.

PDMS

Actualmente existe un amplio abanico de materiales con características idóneas para combinarse en el proceso de detección de las FBG. Sin embargo, destacan polímeros como el PVC (Polyvinyl chloride), PMMA (Polymethyl Methacrylate) y el PVAc (Polyvinyl acetate). En este proyecto se decide emplear PDMS por varios motivos: principalmente por sus características físicas, flexibilidad, maleabilidad, su rigidez puede ser ajustada según la proporción de la mezcla del elastómero y el agente de cura, además es un material no tóxico. En definitiva, este material parece tener un comportamiento que le permite adaptarse perfectamente a la piel y al mismo tiempo, proteger las FBG.

Como ya se ha descrito en el capítulo 2 (correspondiente al marco conceptual), el PDMS es un polímero orgánico perteneciente a la familia de las siliconas. Dependiendo de la proporción de elastómero y agente de cura que intervenga en la mezcla, el PDMS resultante puede ser más líquido o de consistencia más sólida. En el caso del presente proyecto, se emplea una porción de agente de cura y diez del polímero. Posteriormente, se le aplica un tratamiento térmico para disminuir el tiempo de curación, obteniéndose un elemento sólido. Los detalles de este proceso se describen en este mismo capítulo en el apartado de proceso de fabricación.

El elastómero y agente de cura empleados es SYLGARD® 184 de Dow Corning, que se muestra en la siguiente figura (*Fig. 4.4.*).

Para el proceso de embeber la FBG en PDMS se requiere la utilización de una estructura de soporte. Aunque existen diferentes configuraciones posibles, se optó por crear un molde con forma de mano izquierda. Las características, diseño y fabricación del prototipo, así como el proceso final del sensor se explican en los siguientes subapartados.

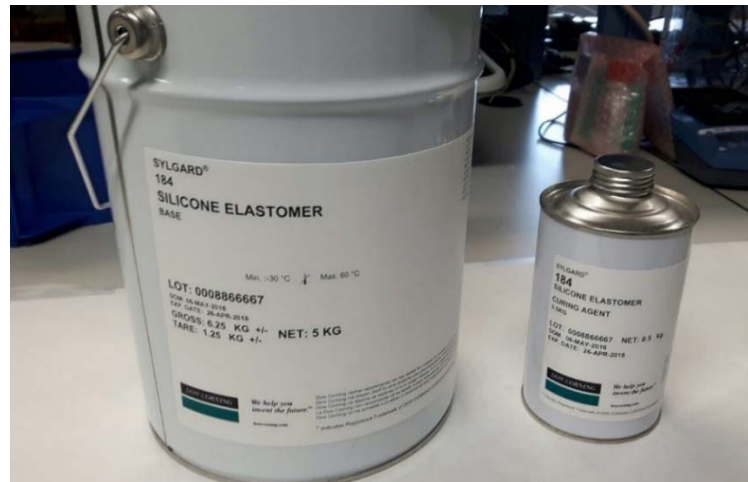


Fig. 4.4. PDMS: Elastómero y agente de cura.

Molde

Ante la necesidad de crear un prototipo con una estructura capaz de colocarse en la mano izquierda de un sujeto cualquiera, se considera la posibilidad de diseñar un elemento de constitución similar a la de un guante, pero sin cavidad hueca. Esto implicó la creación de un soporte capaz de albergar y modelar el PDMS durante su proceso de curación. En consecuencia, el resultado final es un molde de impresión 3D (*Fig. 4.5.*) creado a partir de un patrón de una mano izquierda.



Fig. 4.5. Molde de mano izquierda, finalizado el proceso de impresión 3D.

La cavidad resultante se rellena de PDMS en estado líquido y se le depositan las FBG hasta su posterior solidificación. Las FBG se colocan centradas en los canales creados como negativos de los dedos y a éstos se les han añadido unas elevaciones de aproximadamente 1 mm de altura para soportar la FBG y mantenerla centrada. En la extremidad del molde próxima a la muñeca, se le han practicado unas ranuras para introducir las FBG y apoyarlas en un segundo punto.

4.1.2. Instrumental

Balanza

Sirve para medir la masa del material que se deposite sobre su superficie de medida (*Fig. 4.6.*). Posee una precisión de miligramos.



Fig. 4.6. Balanza.

Hornos

Intervienen en la fase térmica de este proyecto. En el caso del horno de secado/vacío, se emplea para realizar el vacío del material.

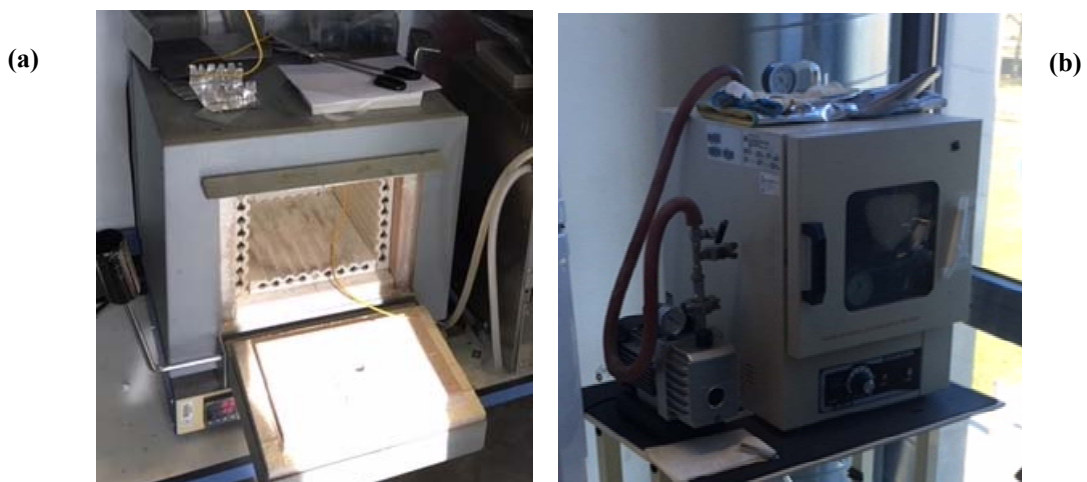


Fig. 4.7. (a) Horno y (b) Horno de secado/vacío.

Empalmadora de fibra

Se emplea para empalmar la FBG con los conectores. Este dispositivo permite visualizar los cortes realizados en los extremos de ambas fibras y fusionarlas.



Fig. 4.8. Empalmadora de fibra.

Microposicionador

Se emplea el modelo M-UMR8.51 (*Fig. 4.9.*) del proveedor Newport Corporation. Se emplea para provocar estiramientos en la fibra y poder monitorear los espectros de transmisión resultantes.

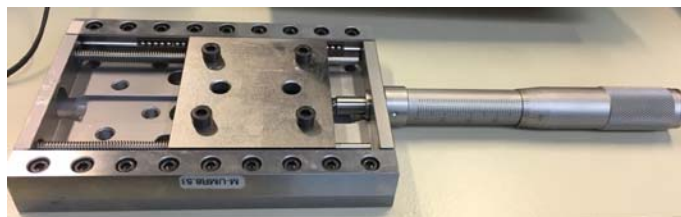


Fig. 4.9. Microposicionador.

Las etapas lineales de este microposicionador permiten un desplazamiento de traslación de 0,2 pulg. (5 mm) hasta 3,15 pulg. (80 mm), con sensibilidad de 0,1 μm .

4.1.3. Proceso de fabricación

A continuación, se describen los pasos necesarios para obtener un prototipo de guante de fibras ópticas embebido en PDMS.

El primer hito del proceso de fabricación es el de situar las FBG dentro del molde de la mano izquierda al que se le vierte el material protector escogido, PDMS SYLGARD® 184 de Dow Corning. Esto requiere, en primer lugar, la preparación la mezcla del PDMS. La cantidad de material y su proporción, dependen de la consistencia que se desee conseguir. En este proyecto, se han empleado 35 g de polímero en estado líquido y 3.5 g de agente de cura, es decir, la mezcla emplea la proporción 10:1 citada en anteriores apartados. Las cantidades de cada elemento se depositan en una placa de petri y se pesan en la balanza (*Fig. 4.6.*) citada en el apartado de instrumental, de tal manera que primero se deposita el elastómero y posteriormente el agente de cura (*Fig. 4.10.*).



Fig. 4.10. Pesaje del agente de cura, una vez vertido el elastómero.

Posteriormente, se revuelve la mezcla en la misma placa de Petri durante, al menos, cuatro minutos, para tratar de ligar lo máximo posible ambos materiales. Como resultado de este proceso, se generan burbujas de aire que deben ser eliminadas en el proceso siguiente, sino pueden causar daños severos en el diseño del guante resultante.

A continuación, se deposita el PDMS líquido sobre el molde de la mano izquierda y se reparte regularmente por toda su superficie. Finalmente, se colocan las FBG sobre las elevaciones y las ranuras. El resultado se puede apreciar en la siguiente figura.



Fig. 4.11. Molde que contiene PDMS y seis FBG embebidas.

Para eliminar las burbujas que resultan del proceso anterior (*Fig. 4.11.*), se introduce el molde con el PDMS y las FBG en un horno de vacío durante veinte minutos, sin aplicar temperatura. Una vez realizado el vacío, las burbujas se reducen rápidamente. No obstante, desaparecen por completo durante la fase térmica posterior.

A temperatura ambiente, el PDMS puede tardar hasta 48 horas para pasar de estado líquido a sólido. Para acelerar este tránsito, se somete al molde, PDMS y FBG a una fase térmica de cuatro horas y media de duración a 55°C. Transcurrido este periodo de tiempo, el prototipo está listo para ser desmoldado (*Fig. 4.12.*).



Fig. 4.12. Prototipo.

La *figura 4.12.* muestra el prototipo de la estructura de medida, con las FBG totalmente embebidas en el material, garantizando así una mayor protección y facilidad de manejo. De esta forma, su integración con el sistema interrogador, ya solo depende de los empalmes con los conectores FC y el multiplexor (*Fig. 4.13.*).

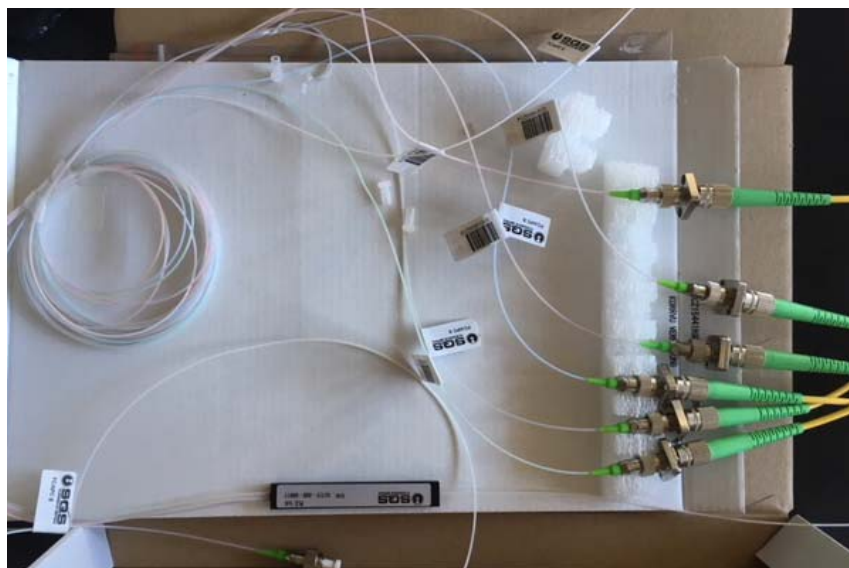


Fig. 4.13. Conectores FC y multiplexor.

4.2. Procesamiento de señales

La fase del proyecto correspondiente al procesado software de la señal resultante de los sensores, está estrechamente relacionada con el interrogador que se emplea para la emisión de señal luminosa y su posterior recepción. En el siguiente apartado se detalla el instrumental hardware y software proporcionado por el proveedor Ibsen Photonics.

4.2.1. Fuente e Interrogador

El principio de funcionamiento del sistema interrogador se basa en enviar luz a una fibra y detectar el reflejo producido en la FBG. Cuando se somete a la FBG a algún tipo de fuerza o variación de su posición inicial, por ejemplo, estirar o comprimir la fibra, se origina un cambio en el periodo de la FBG y, en consecuencia, varía su longitud de onda. La determinación de la longitud de onda de reflexión máxima y de su desplazamiento son señal de identidad del sistema de detección de FBG, dado que estos parámetros representan la tensión, presión, temperatura, etc, a la que se somete el sensor. A su vez, cada fibra puede contener una multitud de sensores FBG que tienen diferentes longitudes de onda de reflexión máxima.

Por tanto, un sistema de estas características está formado por una fuente y un interrogador. En primer lugar, la fuente consiste en un emisor de luz de banda ancha, proveniente de un diodo superluminiscente (SLED) o una fuente de emisión espontánea amplificada (ASE) (dependiendo de los requisitos), que se emplea para enviar la señal luminosa al sensor FBG. Posteriormente, los picos reflejados se detectan y monitorizan con el interrogador, encargado de obtener las medidas de las longitudes de onda de la FBG.

En este proyecto se trabaja con la fuente DL-BP1-1501A (*Fig. 4.14.*) del proveedor Ibsen Photonics [35]. Se trata de una fuente de diodo superluminiscente (SLED) para sistemas de detección FBG, cuyo ancho de banda es de 70 nm en el rango de 1550 nm. Consta de un módulo compacto “plug-n-play” y puede regularse su potencia mediante una interfaz implementada en Labview.

Como elemento interrogador, se emplea la serie USB I-MON 256/512 del mismo proveedor (*Fig. 4.14.*). Además del hardware del interrogador, I-MON incluye un software con interfaz (*Fig. 4.15.*) propia, implementada en Labview, capaz de monitorizar los espectros de reflexión de los sensores en tiempo real, mediante la comunicación con el puerto USB del PC.

(a)



(b)



Fig. 4.14. (a) Interrogador y (b) fuente. Fuente: [35]

La interfaz gráfica del interrogador permite observar el espectro de la señal reflejada, la variación de la longitud de onda (Fig. 4.15.).

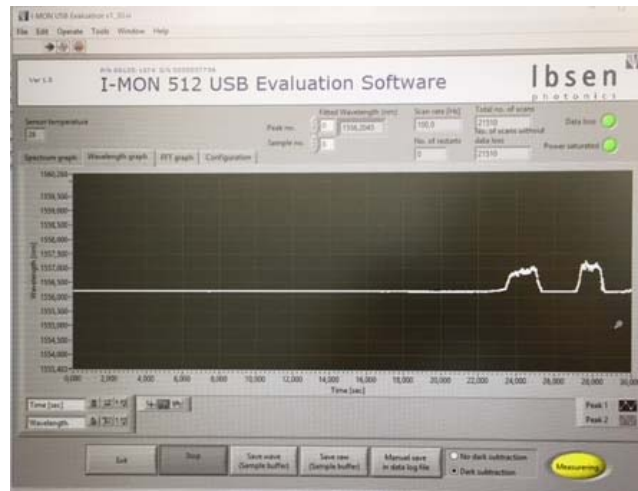


Fig. 4.15. Interfaz gráfica del interrogador.

El proveedor incluye las librerías fuente de su software para desarrollar una aplicación a medida a partir de él.

4.2.2. Software a medida

El software desarrollado está enfocado a la correcta manejabilidad de los **usuarios finales** (principalmente se trata de fisioterapeutas). Por este motivo, durante esta primera fase de desarrollo de software, uno de los hitos principales ha consistido en simplificar la cantidad de parámetros configurables que ofrece el software del interrogador (Fig. 4.16.). El usuario final se entiende que comprende y necesita datos específicos relativos al movimiento ejercido sobre la articulación objeto de medida y no tecnicismos propios de la herramienta. De esta manera, se ocultaron los parámetros de configuración y establecieron valores por defecto para aquellos más significativos como, por ejemplo, la frecuencia de muestro a 10000 (Hz) o el tiempo de exposición a 80 (ms).

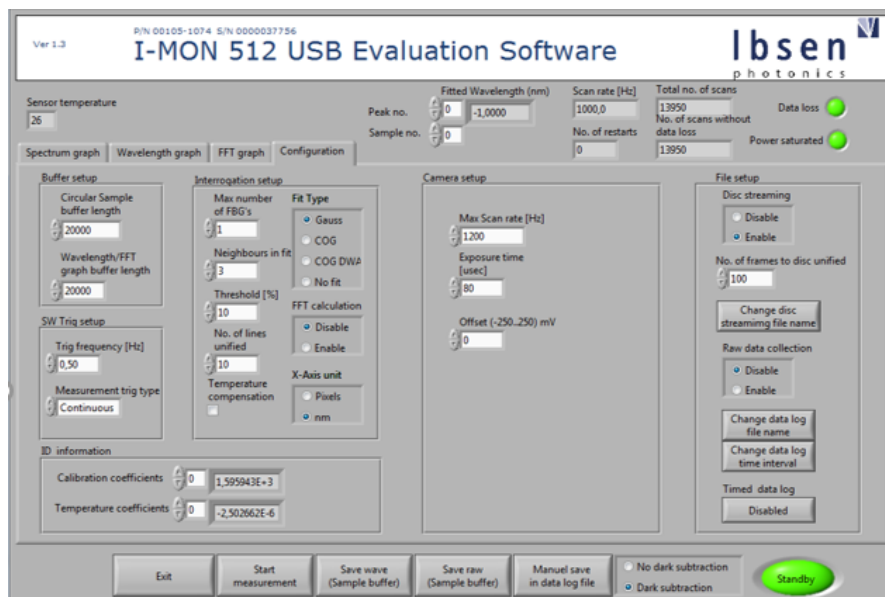


Fig. 4.16. Interfaz gráfica del interrogador, pestaña de configuración.

El segundo hito del desarrollo consiste en el *procesado de la señal* y la obtención de *resultados* visibles. Como procesado de señal se entienden desde la fase de adquisición de datos (mediante el interrogador y fuente) hasta el filtrado de la señal obtenida. Los resultados comprenden las gráficas que monitorizan variación de la longitud de onda en el transcurso del tiempo de cada sensor FBG, junto con la identificación del sensor que está captando el movimiento y la cantidad del mismo.

Entrando más en detalle, en el bloque de configuración inicial del software, se carga la imagen de la mano izquierda (Fig. 4.17). Se emplean las propiedades *DrawAreaSize* y *ZoomFactor* para escalar la imagen a su elemento contenedor. Además, se controla la extensión de la imagen mediante una sentencia de tipo case.

La aplicación procesa los datos de los 6 sensores conectados al multiplexor. En primer lugar, establece una ventana de muestreo, configurable, de 30000 muestras. Estos datos son almacenados y encolados en el buffer hasta que son procesados. Cuando se liberan las ventanas de datos, el flujo del desarrollo conforma un cluster con los arrays correspondientes a las longitudes de onda de cada sensor.

Posteriormente, el siguiente bloque de la aplicación, descompone dicho cluster en los arrays de cada sensor y mediante un bucle for, se le aplica un filtrado. Es decir, a cada array de muestras de variación de la longitud de onda en tiempo, de cada FBG se le realiza un filtrado

de tipo promediado, con el objetivo de eliminar el ruido de mayor frecuencia de la señal. Para ello, se emplea una ventana rectangular de 25 muestras. El filtro toma esa venta de muestras para promediarlos y crear una nueva muestra en su lugar. Lo hace para cada dato del array y como resultado se obtiene una señal más suavizada. No obstante, dada la naturaleza ruidosa del propio sistema, de los sensores de FBG, luz, etc, la señal resultante sigue presentando ruido. Cada señal filtrada se muestra en su correspondiente gráfica.

Para tratar de solventar la detección errónea de movimiento debida al ruido de cada sensor, se ha ideado un sistema por el cual se realiza una umbralización de valores máximos y mínimos, tras un periodo variable de tiempo donde se estabiliza la señal. Es decir, en el momento de inicio de la aplicación, se observa la señal y en el punto en el que resulta estable, se realiza una copia del cluster de muestras de variaciones de longitud de onda en el tiempo y por cada array de datos, se calculan los máximos y mínimos de cada FBG. De esta manera, se considera situación de reposo a cualquier variación de señal dentro de ese margen y movimiento a toda variación superior a dichos valores.

Establecido dicho umbral y obtenido el gradiente en reposo de cada sensor, la aplicación compara cada ventana de muestras con dichos valores y ordena cada diferencia entre máximos y mínimos de cada sensor de cada una de sus variaciones de longitud de onda, en tiempo real. La ordenación es ascendente, por tanto, el último elemento será el que presente mayor variación y por tanto, el valor del booleano que represente a dicho sensor se pondrá a “TRUE” en color verde (Fig. 4.17.)

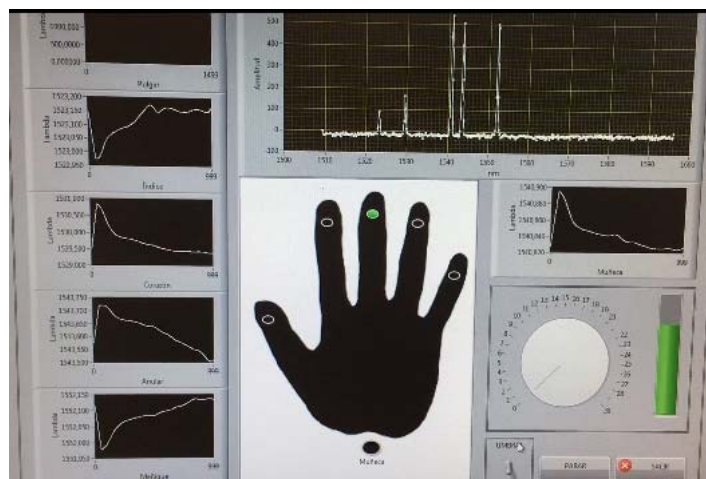


Fig. 4.17. Interfaz gráfica del desarrollo a medida.

La fase final consiste en traducir la variación de longitud de onda en tiempo, detectada por el sensor FBG a cantidad de movimiento, lineal y/o angular, de la articulación que se esté monitorizando. Para ello, se han realizado pruebas que caracterizan el comportamiento del prototipo (ver el *Capítulo 5. Pruebas y resultados*).

Capítulo 5. Pruebas y resultados.

Las pruebas experimentales realizadas en este capítulo están alineadas con los objetivos para este trabajo. En primer lugar, se presentan las gráficas relacionadas con una serie de movimientos preparados para entender el comportamiento de los sensores y su relación entre ellos. Posteriormente, se incluyen la prueba realizada para obtener la sensibilidad lineal del prototipo y las pruebas de flexión articular para caracterizar el comportamiento del sensor cuando se dobla el material que lo protege.

Todas las pruebas se han realizado con el interrogador, fuente y software de I-MON especificados en el capítulo correspondiente al marco conceptual, apartado 4.2.1. *Fuente e Interrogador*.

5.1. Movimiento de articulaciones metacarpofalángicas y muñeca

Los resultados de este apartado se obtuvieron a partir del primer prototipo de guante válido, fabricado siguiendo la metodología explicada en el capítulo 4. Sintetizando, consistió en obtener 35 g de PDMS en proporción 10:1, correspondiente al elastómero y al agente de cura. Se sumergieron en el material las 6 FBG necesarias para las mediciones (*Tabla 5.1.*). A dicho guante se le practicó un vacío de 20 minutos y se le aplicó un proceso térmico para acelerar su curación de 4 horas y 30 minutos a una temperatura de 55°C. Durante el desmoldado del guante se quebró la FBG correspondiente al pulgar, por lo tanto, las pruebas se han realizado excluyendo la contribución de este último.

Para este caso, se han empleado las siguientes longitudes de onda de FBG (*Tabla 5.1.*):

Dedo/Articulación	Longitud de onda (nm)
Índice	1524
Corazón	1532
Anular	1543
Meñique	1553
Muñeca	1541

Tabla. 5.1. Relación ámbito de medida y longitud de onda.

A continuación, se presentan la información recogida tanto del objetivo como metodología como los resultados de dicha prueba.

5.1.1. Objetivo

El propósito principal de esta prueba es únicamente observar el comportamiento general del prototipo, es decir, de cada sensor de manera individual y la repercusión del movimiento de un dedo o muñeca respecto al resto de sensores. Por tanto, no se han considerado ángulos ni desplazamientos absolutos, etc.

5.1.2. Metodología

Para el desarrollo de la prueba se ha superpuesto el prototipo sobre un guante de látex en el dorso de la mano izquierda del sujeto de prueba y se ha fijado a dicho guante de látex mediante cinta adhesiva.

Una vez situado y fijado, se ha realizado una batería de movimientos de un amplio rango. En primer lugar, para cada dedo, concretamente para cada articulación metacarpofalángica, se han practicado cinco repeticiones de movimientos de flexión y extensión (*Fig. 5.1.*), volviendo al punto de reposo entre un tipo de movimiento y el otro. Además, se han adquirido los datos de su consiguiente impacto en el resto de sensores.

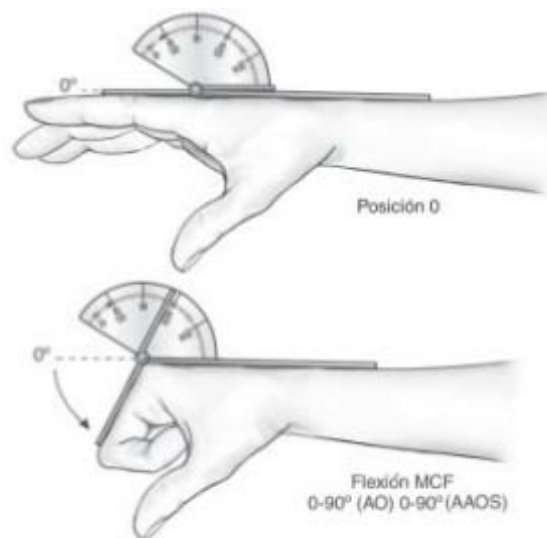


Fig. 5.1. Esquema de movimiento de flexión de la articulación metacarpofalángica. Fuente [36]

En cuanto a la muñeca, se han medido tres tipos de movimientos, comenzando por los que se realizan sobre el eje vertical, de flexión y extensión, volviendo al reposo. El segundo tipo de movimiento es el realizado sobre el eje horizontal, siempre volviendo al punto de reposo. Se trata de los movimientos de desviación radial y cubital, correspondientes al movimiento lineal de la muñeca hacia la derecha e izquierda respectivamente. A continuación, se realiza la misma operación para los movimientos de supinación y pronación (Fig. 5.2.).

Ambos movimientos se efectúan desde la posición inicial en reposo, donde la persona que realiza la prueba se encuentra sentada, con el codo flexionado a 90° aproximadamente, y apoyando el antebrazo, la muñeca y los dedos en su posición anatómica.

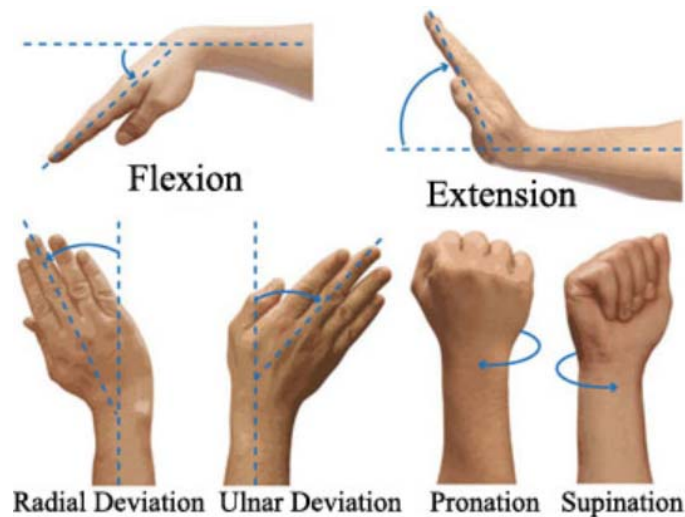


Fig. 5.2. Esquema de movimientos del rango articular de la muñeca. Fuente: [37]

Para la adquisición de los datos se han ajustado los parámetros del software citado en el capítulo 4. Entre otros, los parámetros modificados son la frecuencia de muestreo a 500 Hz y el tiempo de exposición a 10 s.

Una vez capturados los datos, se han volcado al software Origin® para extraer la información correspondiente a la diferencia entre las longitudes de onda de los sensores en el transcurso temporal de la prueba. En cada intervalo de movimiento, se ha identificado la longitud de onda de cada señal, se ha obtenido su media y se ha calculado la diferencia entre la variación máxima adquirida y el valor de referencia de longitud de onda inicial (situación de reposo). Las gráficas que se presentan en el apartado de resultados muestran dichas variaciones a lo largo del desarrollo temporal de la prueba.

El siguiente diagrama de flujo (*Fig. 5.3.*) esquematiza el procesamiento de los datos con la metodología descrita.

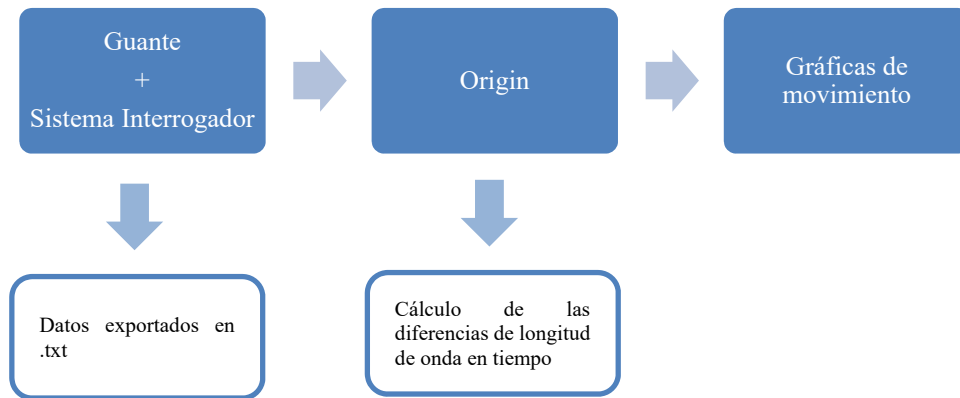


Fig. 5.3. Esquema del proceso metodológico de la prueba.

5.1.3. Resultados

Los resultados observados se agrupan por dedo, muñeca y combinación de ambas. A continuación, se presentan los más destacables.

Índice

Como se puede observar en la siguiente gráfica (*Fig. 5.4.*), el movimiento del dedo índice repercute, principalmente, en el dedo corazón.

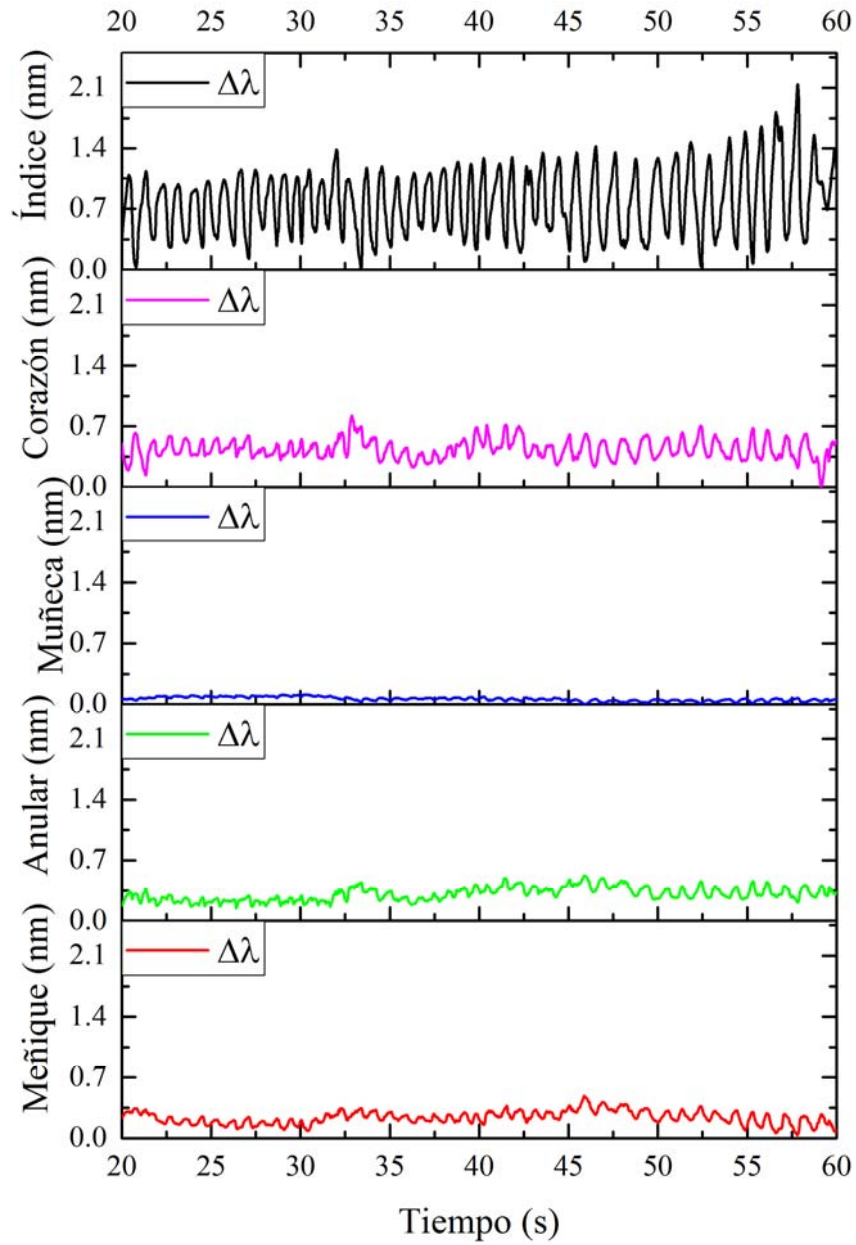


Fig. 5.4. Relación del movimiento del índice y su repercusión en el resto de sensores.

La variación de longitud de onda para el dedo índice oscila aproximadamente 2 nm. El sensor situado en el dedo corazón se ve afectado llegando a variar 0.5 nm su longitud de onda. El resto de sensores puede considerarse mínimamente alterados.

Corazón

De igual manera que en el caso anterior, en este ejemplo, los movimientos del dedo corazón afectan en mayor medida, al dedo índice (Fig. 5.5.). Además, en este caso, el dedo meñique muestra mayor dependencia que en el caso anterior.

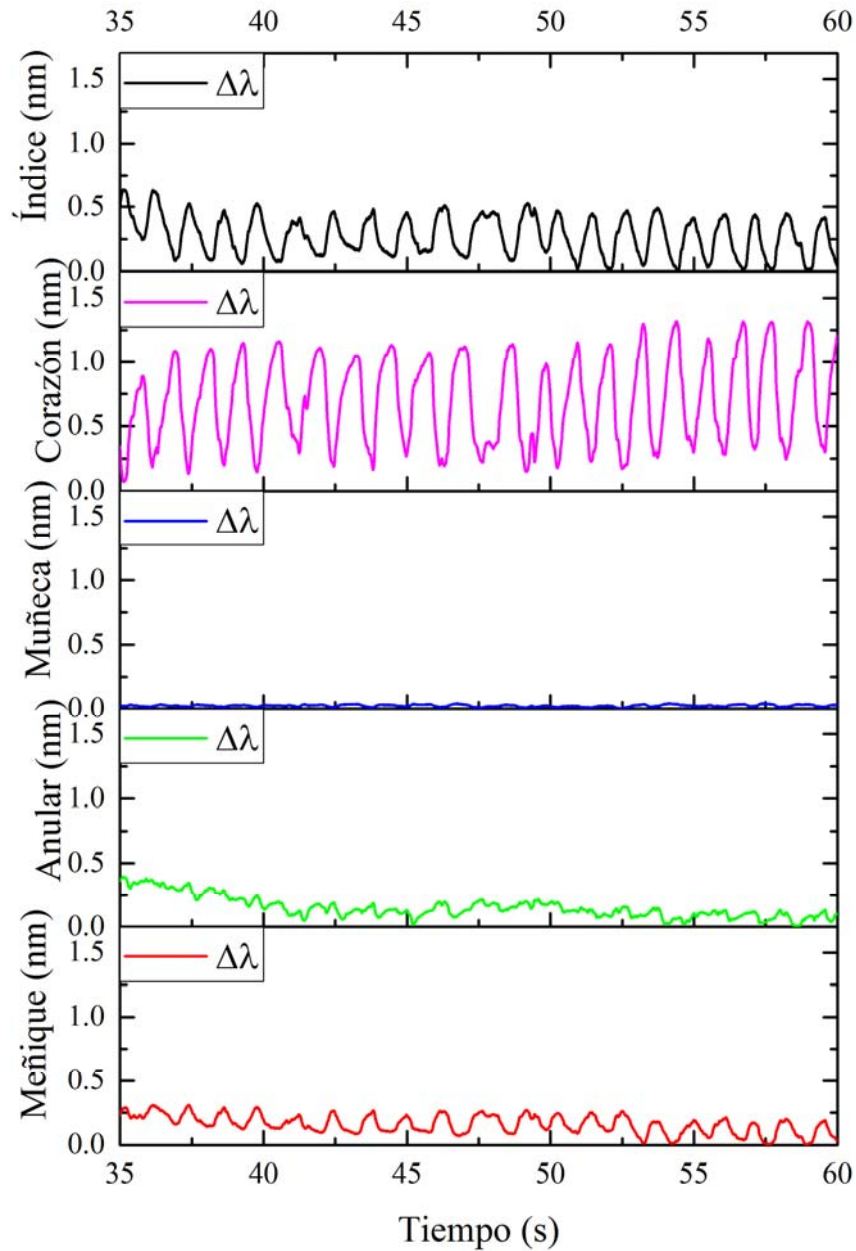


Fig. 5.5. Relación del movimiento del corazón y su repercusión en el resto de sensores.

La variación de longitud de onda para el dedo corazón alcanza aproximadamente un valor máximo de 1.5 nm. El sensor situado en el dedo índice refleja una oscilación de 0.5 nm en su longitud de onda.

Anular

Los movimientos del dedo angular afectan tanto al dedo corazón, como al índice y en menor medida, al dedo meñique (Fig. 5.6.).

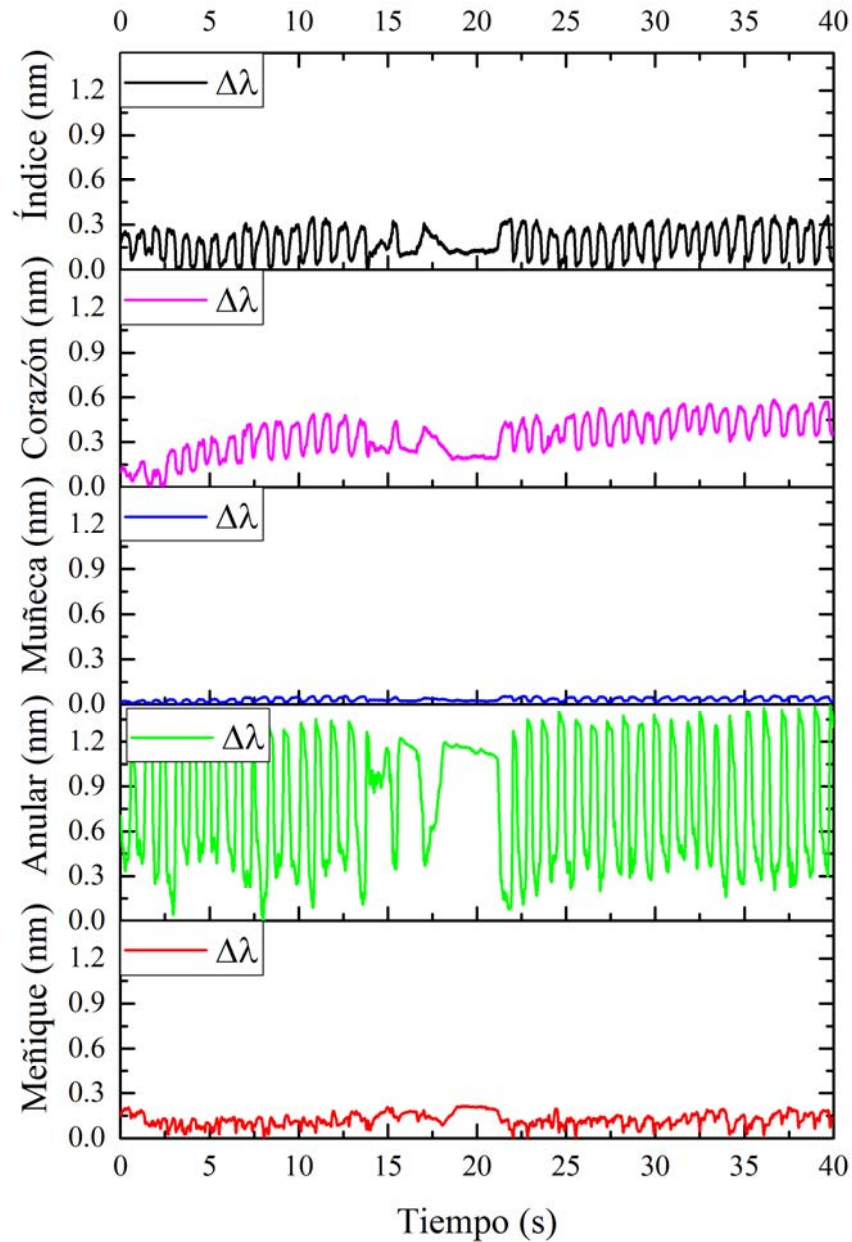


Fig. 5.6. Relación del movimiento del anular y su repercusión en el resto de sensores.

El sensor del dedo anular refleja una variación de longitud de onda de en torno a 1.3 nm. Tanto el sensor del dedo corazón como el del dedo índice, se ven afectados por el movimiento del dedo anular, llegando a obtener una variación en sus respectivas longitudes de onda de aproximadamente 0.5 nm.

Meñique

En base a estos resultados, se puede observar la estrecha relación entre el movimiento del dedo meñique y su repercusión en el más afectado, el dedo corazón (Fig. 5.7.).

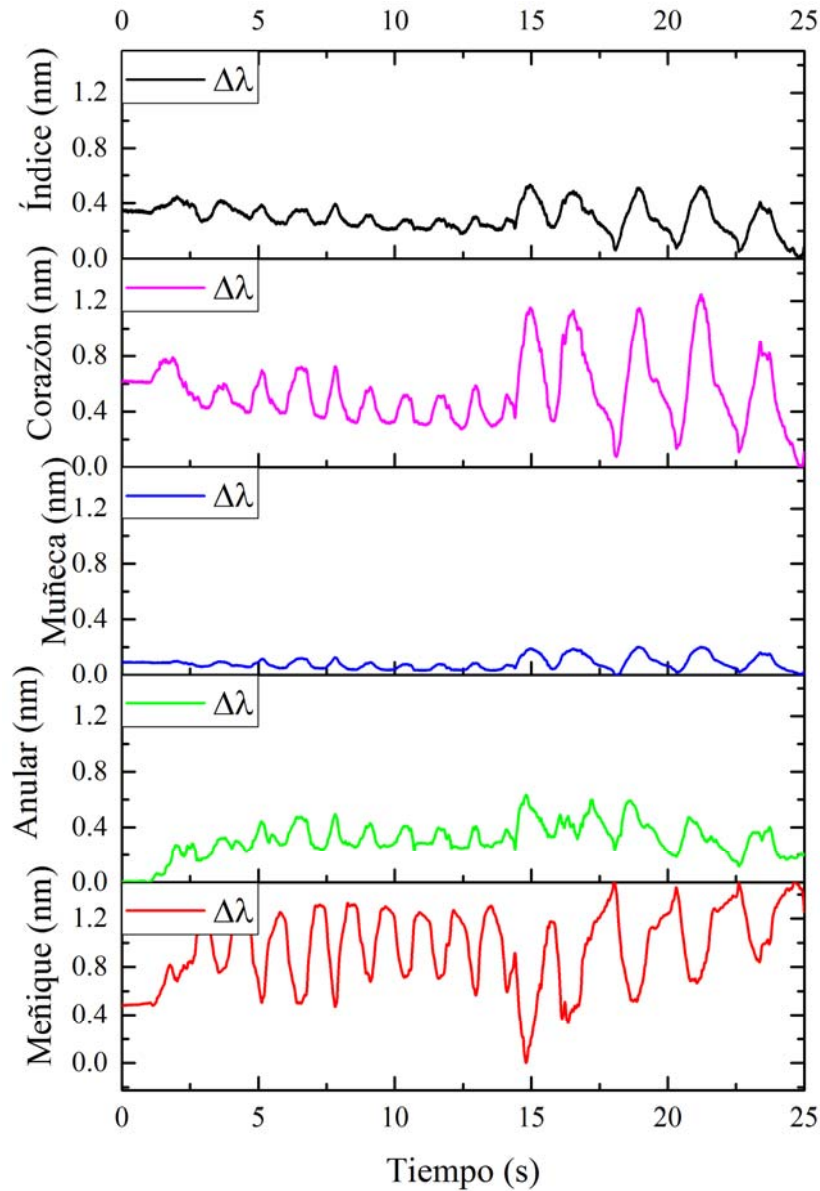


Fig. 5.7. Relación del movimiento del meñique y su repercusión en el resto de sensores.

El dedo meñique recoge una variación de 1.2 nm y su movimiento afecta en mayor medida al sensor del dedo corazón, observando variaciones de hasta 1 nm.

Muñeca

Como se ha comentado en el apartado de metodología, para el caso de la muñeca se decide realizar una rutina de movimientos comenzando con desplazamientos lineales en el eje vertical de flexión y extensión, a continuación, se realiza la misma operación en el eje horizontal con desplazamiento lineal hacia la derecha y posteriormente a la izquierda (desviación radial y cubital respectivamente). Para finalizar, se intenta realizar movimientos de supinación y pronación (Fig. 5.8.).

En la siguiente figura se puede observar el patrón de comportamiento del movimiento de la muñeca, de manera aislada y tras una sola repetición.

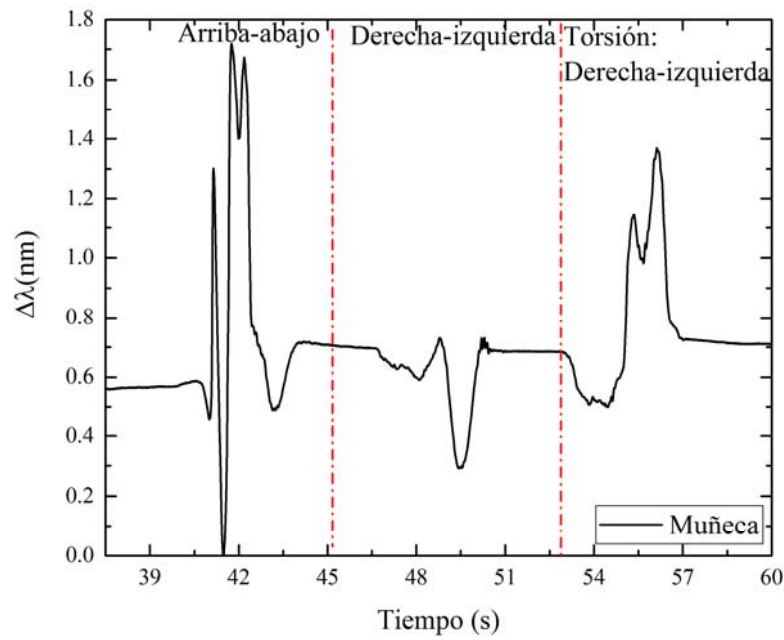


Fig. 5.8. Patrón de movimiento de la muñeca.

En la Fig. 5.9. se muestra que se repiten el comportamiento y el patrón encontrados. En este caso, se realizan cinco repeticiones de cada movimiento.

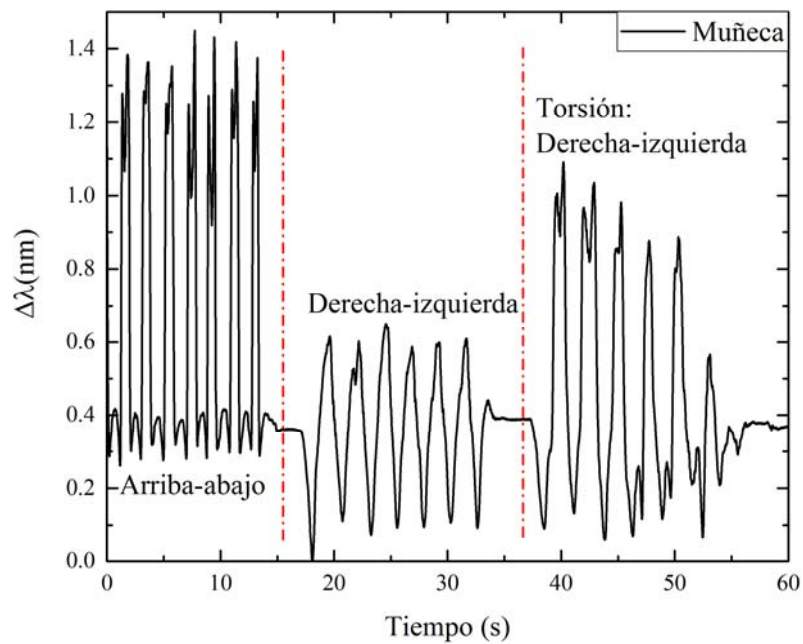


Fig. 5.9. Patrón de movimiento de la muñeca a razón de 5 repeticiones por tipo de movimiento.

Movimiento de la muñeca y repercusión en los dedos

Se realizan los mismos movimientos que en el punto anterior para observar la respuesta del resto de los sensores situados en los dedos (*Fig. 5.10.*).

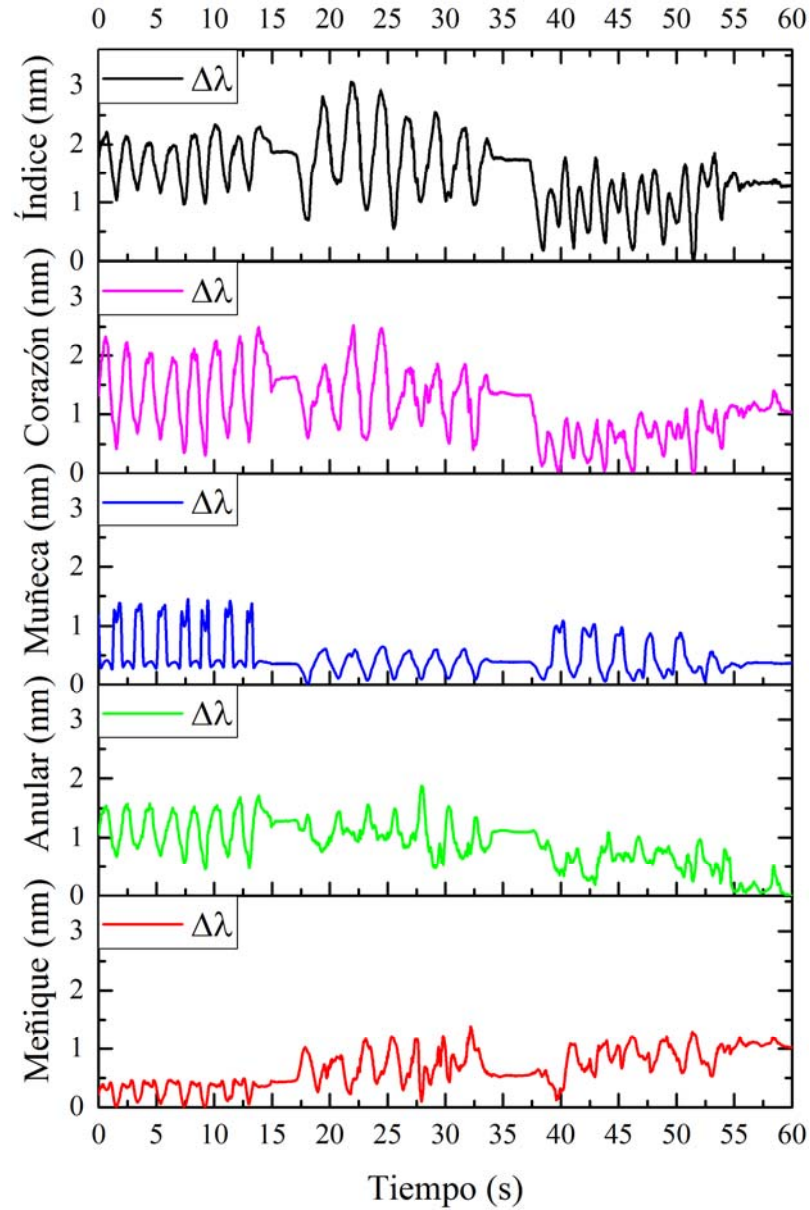


Fig. 5.10. Relación del movimiento del corazón y su repercusión en el resto de sensores.

En este caso, se observa la completa alteración de la longitud de onda de todos los sensores situados en los dedos. Los movimientos de flexión, extensión, desviación radial y cubital, son los que más provocan la variación de las longitudes de onda de los sensores, llegando a recogerse valores de 1 nm.

5.2. Sensibilidad del prototipo a la elongación

Modificando parámetros externos físicos sobre el sensor FBG se pueden modificar sus características, pudiendo así estudiar su respuesta frente a dichas variaciones. En este primer caso, esta primera prueba experimental caracteriza estáticamente el comportamiento del sensor FBG embebido dentro del PDMS frente al estiramiento de este último.

5.2.1. Objetivo

El propósito de esta prueba es conocer la respuesta del sensor FBG frente a las deformaciones de longitud del material PDMS, aplicando una fuerza que provoca un estiramiento del material.

5.2.2. Metodología

Para esta prueba se ha creado una muestra de 15 g de PDMS con una FBG embebida de longitud de onda 1531 nm. Como se ha indicado en varias ocasiones, el PDMS se ha mezclado en proporción 10:1, correspondiente al elastómero y agente de cura, respectivamente. Tras la mezcla de ambos elementos, se ha aplicado un proceso térmico de 4 horas. Finalizado el proceso de curación, se ha desmoldado la muestra de la placa de petri que la contenía y se ha empalmado a un conector FC. Una vez soldada la muestra al conector, se ha montado sobre el microposicionador del capítulo 4 y se ha pegado a las superficies de sujeción (*Fig. 5.11.*).



Fig. 5.11. Muestra de FBG embebida en PDMS, situada en microposicionador.

Empleando dicho microposicionador, se provoca un estiramiento del material el cuál, provoca una variación de la longitud de onda del sensor FBG. La prueba realizada ha consistido en la variación del desplazamiento del material desde su posición inicial hasta la posición inicial más 300 μm (4 cm en total), en intervalos de 50 μm , manteniendo la variación durante 5 s en cada intervalo (Fig. 5.12). Este proceso se ha repetido 10 veces

Para monitorizar las variaciones del sensor y capturar los datos se ha empleado el software comentado en el capítulo 4, para el cual se han fijado los parámetros de frecuencia de muestreo a 1200 Hz, y el tiempo de exposición a 80 s.

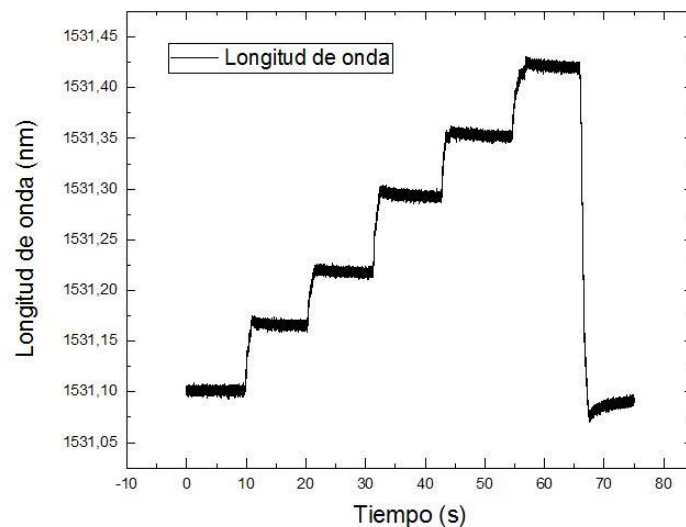


Fig. 5.12. Ejemplo del escalón de muestras obtenidas empleando el microposicionador.

Estudiando los datos resultantes de la monitorización de este proceso, se calcula la sensibilidad de la FBG embebida en PDMS respecto a la unidad relativa del movimiento del material. Para ello, los datos de las 10 pruebas se han importado a Origin® y prueba a prueba se han determinado los intervalos donde la señal mostraba un comportamiento estable (Fig. 5.13.) para obtener su mediana y calcular las diferencias de cada mediana de cada escalón con respecto a la referencia en la posición de origen. Se le eligió tomar la mediana de cada escalón por ser el dato considerado más significativo, ya que se emplea como sesgo entre la mitad de datos que puedan considerarse inestables (y presentar más variación) y la mitad inferior de los datos, donde la señal tiende a estabilizarse.

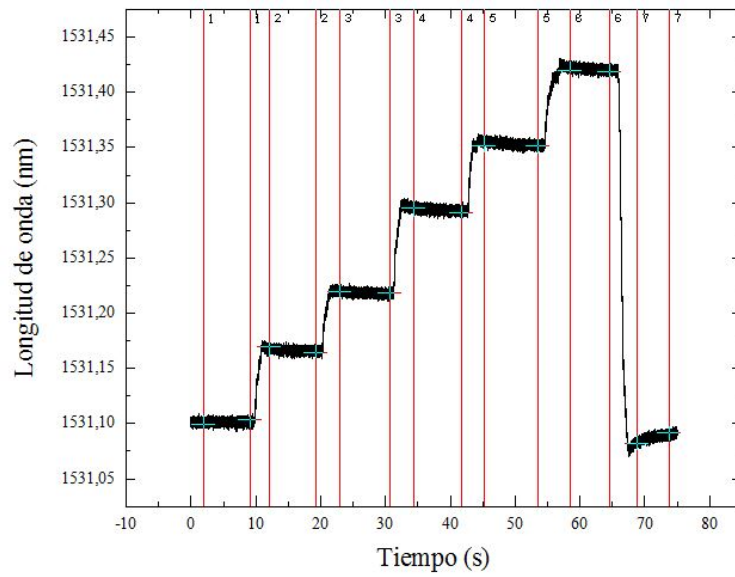


Fig. 5.13. Ejemplo selección de intervalos de la muestra para su posterior cálculo de mediana.

Una vez calculadas todas las medianas de los intervalos del escalón de todas las pruebas (Tabla 5.2), se ha calculado la media y la desviación estándar de cada mediana por intervalo de todas las pruebas (Tabla 5.3). Posteriormente, se han representado los resultados y se ha realizado un ajuste lineal (Fig. 5.14.).

5.2.3. Resultados

Como se ha comentado en el apartado de metodología, los escalones de elongación empleados se muestran en la siguiente tabla (Tabla 5.2):

Intervalo	$\Delta\epsilon$ ($\mu\epsilon$)
Δ_1	50
Δ_2	100
Δ_3	150
Δ_4	200
Δ_5	250
Δ_6	300

Tabla. 5.2. Incrementos de elongación.

Para cada prueba, las diferencias de cada mediana de la longitud de onda alcanzada para cada intervalo del escalón, en relación con la longitud de onda origen, son:

Mediana P1 (nm)	Mediana P2 (nm)	Mediana P3 (nm)	Mediana P4 (nm)	Mediana P5 (nm)	Mediana P6 (nm)	Mediana P7 (nm)	Mediana P8 (nm)	Mediana P9 (nm)	Mediana P10 (nm)
0	0	0,00367	0,00691	0,00469	0	0	0	0,00149	0,00158
0,07114	0,06882	0,06709	0,07193	0,07014	0,07311	0,06254	0,06024	0,06686	0,06723
0,12835	0,12592	0,12752	0,12402	0,13208	0,12803	0,13506	0,12693	0,13795	0,12608
0,18485	0,19026	0,18943	0,19922	0,19387	0,19313	0,21998	0,18749	0,1941	0,19127
0,25136	0,24996	0,26407	0,25876	0,26519	0,26066	0,2675	0,25766	0,26522	0,26301
0,3121	0,31862	0,32368	0,3268	0,32653	0,32199	0,32463	0,32611	0,33493	0,32799

Tabla. 5.3. Diferencias de medianas de cada intervalo de cada prueba con respecto a su valor inicial.

Posteriormente se han calculado las medias de las medianas de cada intervalo de cada prueba, junto con la desviación estándar. Los resultados se muestran en la siguiente tabla (*Tabla 5.4.*):

Elongación	Media de medianas (nm)	Desviación estándar (nm)
Δ_1	0,00167	0,00261
Δ_2	0,06791	0,00407
Δ_3	0,12919	0,00443
Δ_4	0,19436	0,00983
Δ_5	0,26034	0,00594
Δ_6	0,32434	0,00604

Tabla. 5.4. Diferencia de medianas de cada intervalo de cada con respecto al origen.

Los resultados se representan en el siguiente gráfico (Fig. 5.14.).

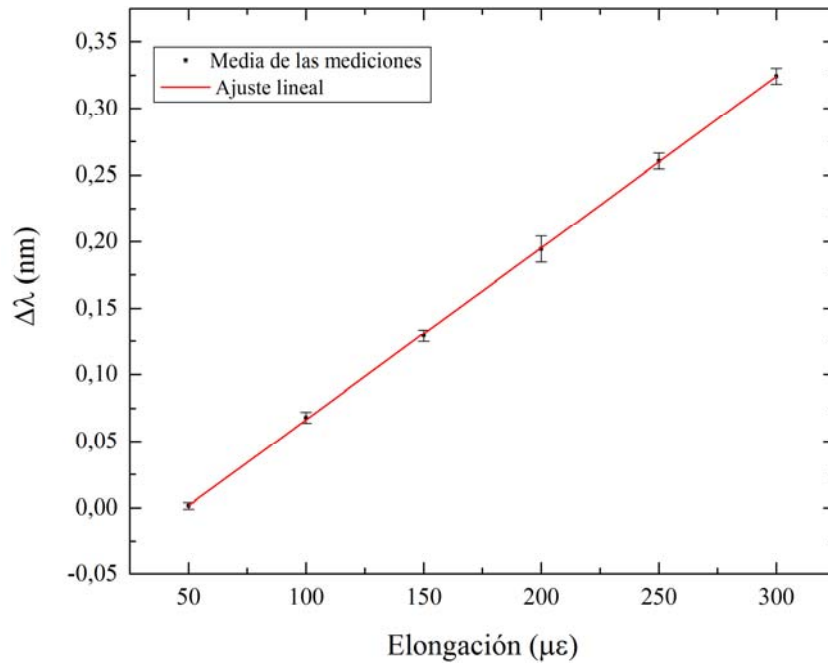


Fig. 5.14. Gráfica de sensibilidad lineal.

A dichos resultados se les aplica un ajuste lineal cuya ecuación resultante es una recta:

$$\Delta\lambda = 1,29 \cdot 10^{-3}x - 0,0626$$

El coeficiente de Pearson obtenido tras el ajuste y que indica la relación lineal entre dos variables, es de **0.99996**. Este dato indica una alta correlación entre ambos factores, la diferencia de longitud de onda y el intervalo de variación de la elongación del material.

Por último, la sensibilidad es la relación entre (pm/μϵ), por tanto, para los resultados de las máximas variaciones, se obtiene una **sensibilidad de 1.08 pm/μϵ**.

5.3. Sensibilidad angular del prototipo

La articulación metacarpofalángica fuerza al sensor FBG embebido en PDMS a variaciones angulares, dadas las características de sus movimientos de flexión y extensión. Por tanto, esta segunda prueba experimental intenta obtener la respuesta angular de cada sensor para ángulos de movimiento.

5.3.1. Objetivo

El propósito de esta prueba es conocer la respuesta del sensor FBG frente a las deformaciones de longitud del material PDMS, aplicando una fuerza que provoca un estiramiento del material.

5.3.2. Metodología

Para esta prueba se ha empleado el último prototipo de guante de sensores FBG, cuyas longitudes de onda se determinan en la *Tabla 4.1.* del capítulo 4. El prototipo se ha superpuesto sobre un guante de látex, al que se ha adherido mediante cinta y encima se han colocado los sensores de medición de ángulos (*Fig. 5.15.*).



Fig. 5.15. Guante de sensores de FBG embebido en PDMS y goniómetros.

Para cada prueba de cada dedo y muñeca, se parte desde la situación inicial en reposo, donde el sujeto de prueba se encuentra sentado, con el codo flexionado a 90° aproximadamente, y apoyando el antebrazo, la muñeca y los dedos en su posición anatómica. Posteriormente, el dedo objeto de la prueba, se flexiona a intervalos crecientes de 5°, partiendo y retornando a la situación inicial de reposo en 0°. Cada intervalo tiene una duración de entre 5-10 s, según muestra. El intervalo de medición de ángulos comprende desde el reposo en 0° hasta los 35°. Por cada dedo se realizan 10 repeticiones.

Para medir los ángulos de movimiento, se ha empleado el goniómetro de la empresa Movalsys, junto con su software de medición. La monitorización de la variación de las longitudes de onda de los sensores FBG se realiza con el software de I-MON (*Fig. 5.16.*). Se han ajustado los datos del software de frecuencia de muestreo a 1200 Hz y el tiempo de exposición a 80 s.

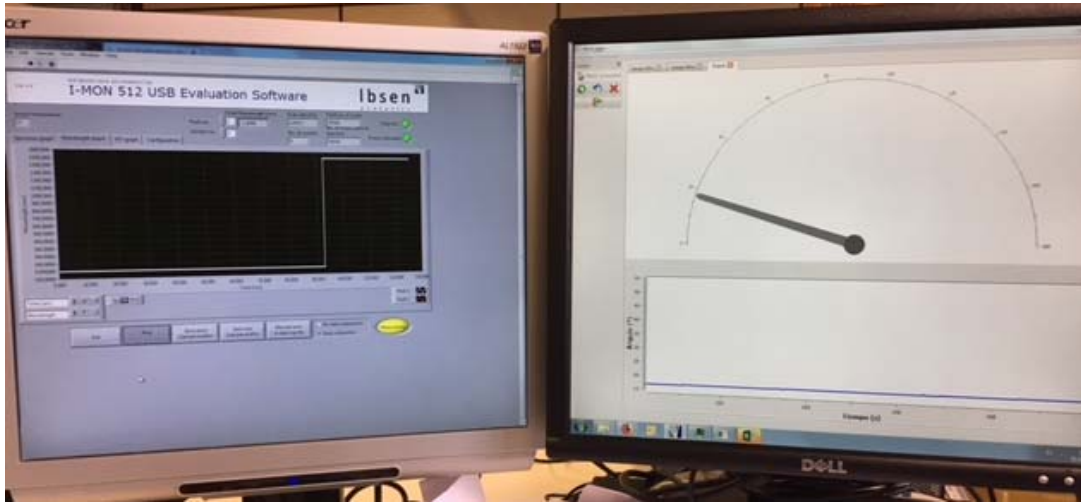


Fig. 5.16. Software de adquisición de datos de I-MON y software del goniómetro.

Los datos recogidos se han importado al software de tratamiento de datos Origin[®], desde ahí, se seleccionan los intervalos de señal, tanto goniométrica como de variación de longitud de onda, de todas las pruebas realizadas a todos los dedos. Posteriormente, se obtienen las medianas de todos los intervalos y se calculan las diferencias de cada mediana de cada escalón con respecto a la referencia en el origen. A continuación, se muestra un esquema del diagrama de flujo (Fig. 5.17.).

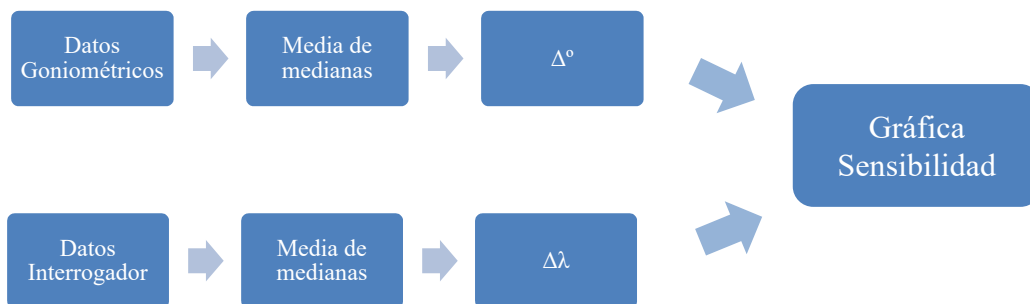


Fig. 5.17. Diagrama de flujo de metodología para la obtención de la sensibilidad.

A continuación, con los resultados de las medianas obtenidas de cada prueba, se calcula su media y desviación estándar de cada intervalo. Posteriormente, se han representado los resultados y se han probado diferentes ajustes para reconstruir los ángulos generados a partir de la variación de longitud de onda.

5.3.3. Resultados

Se han procesado todas las muestras extraídas del software del interrogador y del goniómetro (Fig. 5.18.) para cada prueba de cada dedo.

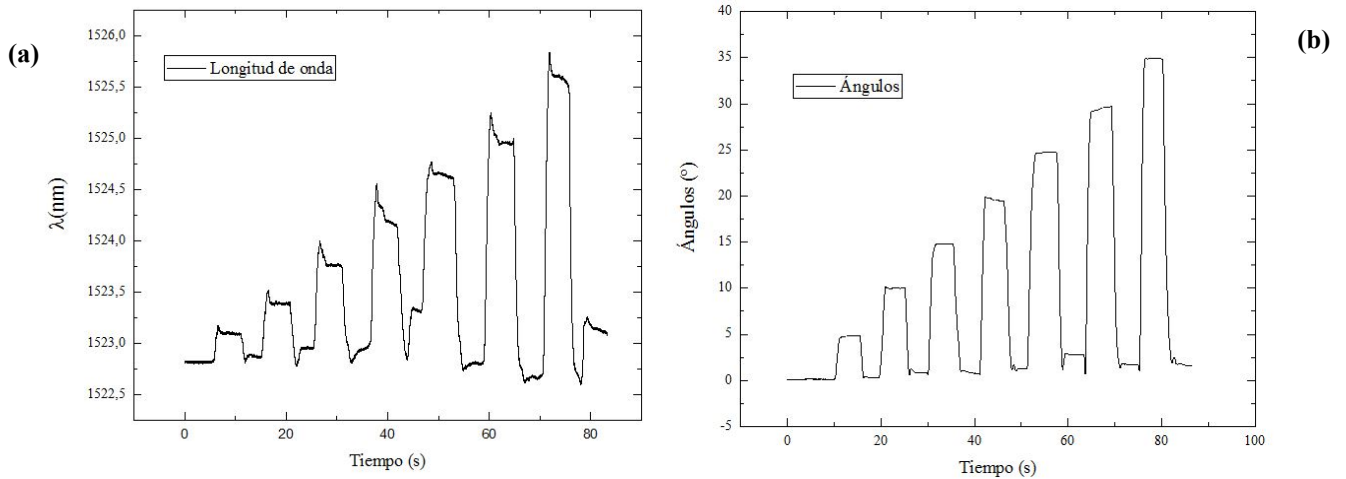


Fig. 5.18. Representación de ejemplo de las muestras obtenidas con el (a) interrogador y el (b) goniómetro.

A continuación, se muestran los resultados más significativos obtenidos correspondientes a la media de las medianas de cada intervalo, tanto para los valores angulares como las variaciones de longitud de onda correspondientes para cada dedo.

Índice

Tras realizar las medianas de cada intervalo registrado por el interrogador y el goniómetro, calcular sus correspondientes diferencias respecto del valor origen, y obtener las medias y las desviaciones estándar de dichos resultados de cada una de las pruebas realizadas, los valores resultantes son:

Media de medianas de las diferencias de ángulos (°)	Desviación estándar (°)	Media de medianas de las diferencias de λ (nm)	Desviación estándar (nm)
4,96429	0,40814	0,32268	0,10966
9,4882	0,38767	0,51759	0,15606
14,37126	0,53654	0,82919	0,21999

19,26378	0,57181	1,11496	0,22131
24,33818	0,76751	1,37218	0,31216
28,82926	1,13108	1,84079	0,22765
33,66005	1,1252	2,35019	0,33235

Tabla. 5.5. Resultados obtenidos de la media de las medianas de las diferencias de ángulos y longitudes de onda.

Estos resultados (Tabla 5.5.) se representan en la siguiente gráfica (Fig. 5.19.).

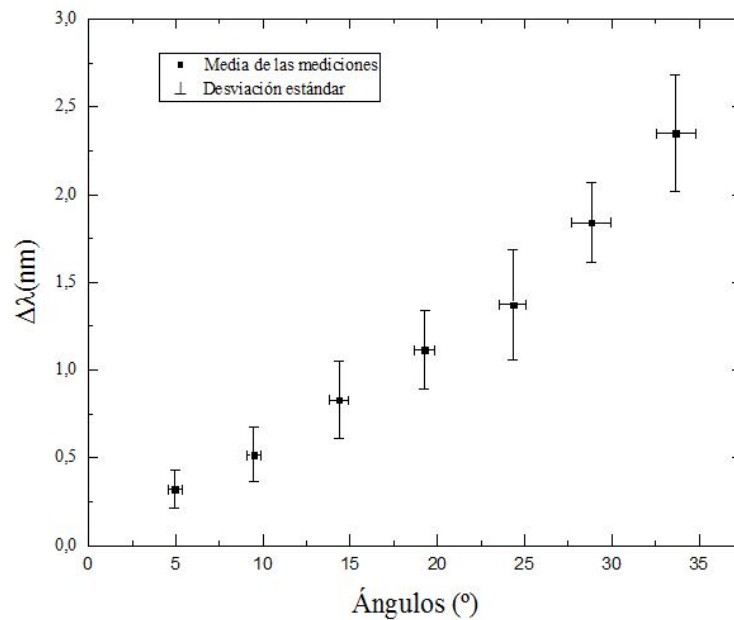


Fig. 5.19. Representación de los resultados del dedo índice.

Corazón

Siguiendo la misma metodología que el dedo índice, los valores resultantes de las medias de las medianas de cada intervalo, junto con la desviación estándar calculada son:

Media de medianas de las diferencias de ángulos (°)	Desviación estándar (°)	Media de medianas de las diferencias de λ (nm)	Desviación estándar (nm)
4,96429	0,40814	0,32268	0,10966

9,4882	0,38767	0,51759	0,15606
14,37126	0,53654	0,82919	0,21999
19,26378	0,57181	1,11496	0,22131
24,33818	0,76751	1,37218	0,31216
28,82926	1,13108	1,84079	0,22765
33,66005	1,1252	2,35019	0,33235

Tabla. 5.6. Resultados obtenidos de la media de las medianas de las diferencias de ángulos y longitudes de onda.

Cuya representación gráfica es (Fig. 5.20.):

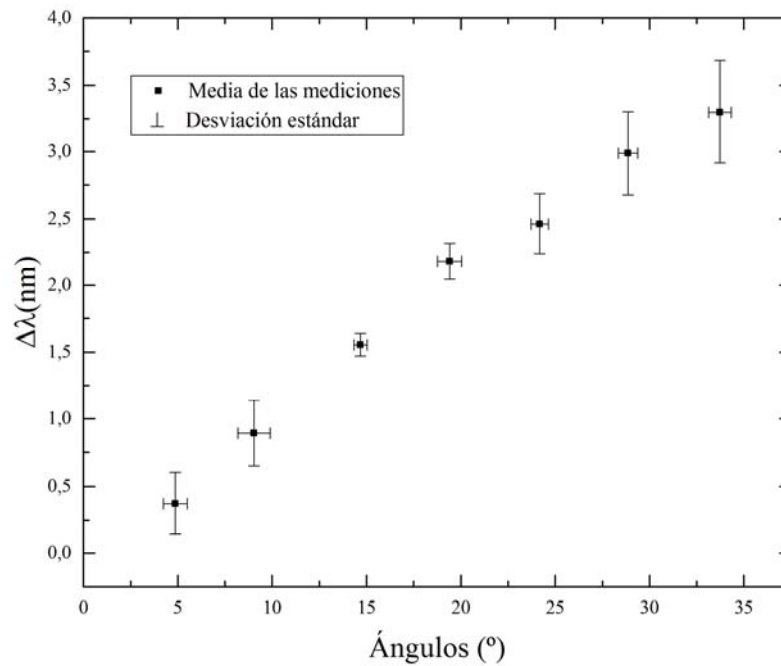


Fig. 5.20. Representación de los resultados del dedo corazón.

Anular

Los valores resultantes de las medias de las medianas de cada intervalo, junto con la desviación estándar calculada son:

Media de medianas de las diferencias de ángulos (°)	Desviación estándar (°)	Media de medianas de las diferencias de λ (nm)	Desviación estándar (nm)
4,37765	0,41321	0,27465	0,06316
9,11422	0,23885	0,65705	0,16263
13,77606	0,56637	1,14892	0,16278
18,51758	0,36427	1,51225	0,22703
23,54481	0,53698	1,8901	0,23431
28,95746	0,7988	2,10959	0,31313
33,34414	0,69846	2,42839	0,40965

Tabla. 5.7. Resultados obtenidos de la media de las medianas de las diferencias de ángulos y longitudes de onda.

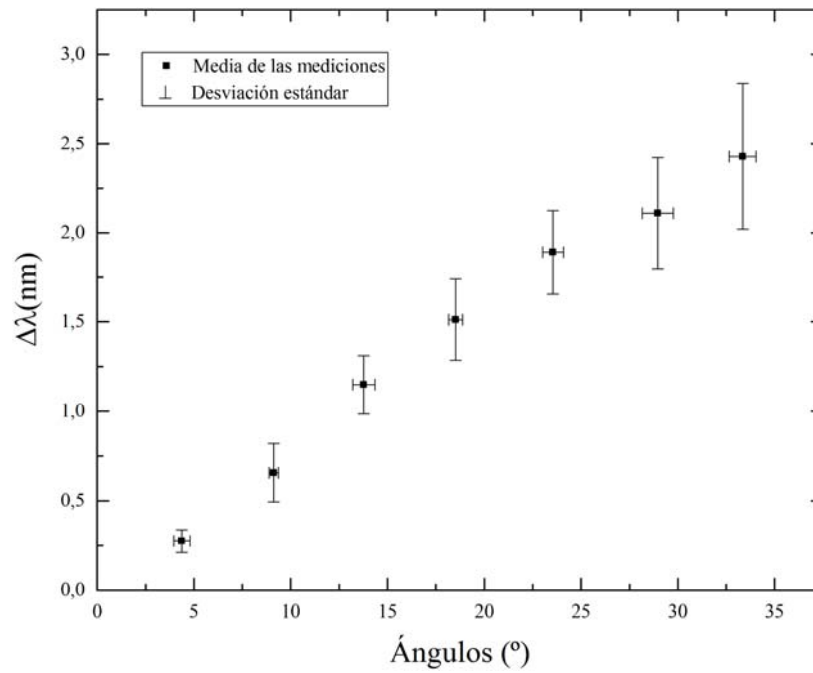


Fig. 5.21. Representación de los resultados del dedo anular.

Reconstrucción angular

A partir de los resultados anteriores, se ha probado a realizar un ajuste lineal (*Fig. 5.22.*), con el fin de obtener una ecuación a partir de la cual relacionar la variación de longitud de onda con ángulos de flexión.

El siguiente ejemplo corresponde a la ecuación resultante del ajuste lineal de las pruebas del dedo índice. La ecuación resultante:

$$\Delta(\text{°}) = 0,06423x - 004104$$

El ajuste lineal resultante se presenta en la siguiente figura (*Fig. 5.22.*)

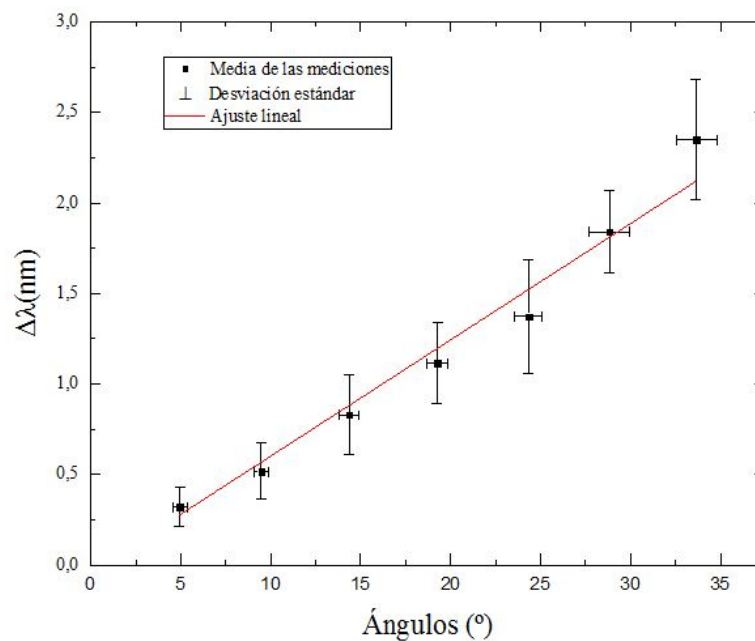


Fig. 5.22. Ajuste lineal de los datos resultantes del dedo índice.

El coeficiente de Pearson obtenido tras este ajuste es de **0.99148**. Aunque este dato indica una alta correlación entre variación de longitud de onda y variación angular, lo cierto es que, al tratar de reconstruir los ángulos a partir de la ecuación obtenida, se detecta un comportamiento **poco lineal** (*Fig. 5.23.*).

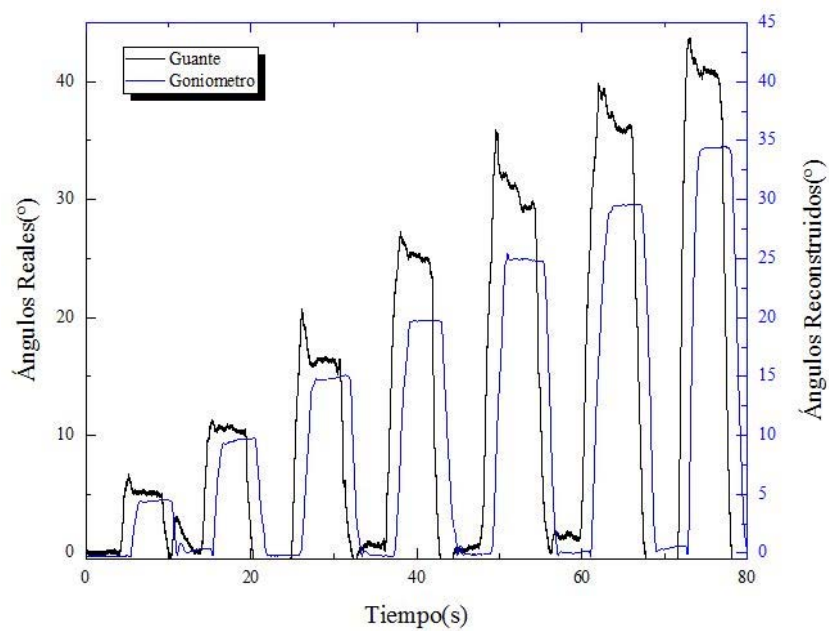


Fig. 5.23. Reconstrucción de los ángulos mediante la ecuación obtenida tras el ajuste lineal.

Capítulo 6. Conclusiones y líneas futuras

6.1. Conclusiones

Las conclusiones de este trabajo están alineadas con los objetivos marcados inicialmente. En relación a dichos objetivos, a continuación, se presenta la relación entre los mismos y los resultados obtenidos para cada uno de ellos.

En primer lugar, se marcó como objetivo principal el diseño de un prototipo técnico y funcional de un guante basado en sensores de FBG embebidos en PDMS, capaz de monitorizar los movimientos de la mano y dedos. Para alcanzar dicho objetivo se establecieron varios objetivos específicos muy relacionados entre sí.

El *primero, segundo y cuarto* de ellos, trataban de realizar pruebas de concepto con PDMS y FBG para obtener un prototipo de guante de 6 sensores FBG embebidos en PDMS y monitorizar sus movimientos para realizar pruebas que analizaran el comportamiento del sensor resultante.

La *conclusión* extraída del trabajo realizado para cumplir con dichos objetivos es que es necesario continuar estudiando qué proporciones de material son más convenientes para obtener la flexibilidad idónea, del mismo modo que es necesario experimentar con distintos intervalos temporales para el proceso térmico de curación del PDMS.

En cuanto al *tercer objetivo* específico que trataba de desarrollar un software a medida basado en el proporcionado por el proveedor.

La *conclusión* alcanzada es que para monitorizar este tipo de pruebas es necesario un equipo capaz de procesar los datos con mayor rapidez. Además, el software proporcionado limita el desarrollo de una aplicación eficiente para sistemas operativos superiores a Windows7 además de los errores derivados del uso de librerías externas.

Por último, la *conclusión final* en base al objetivo fijado como principal, es que se trata de un proyecto muy interesante en el que es necesario seguir trabajando. Los sensores de FBG combinados con materiales tipo PDMS están comenzando a ser explorados, lo que conlleva un déficit de información, de protocolos de trabajo, etc, que se traducen en un interesante reto para el futuro de la biomedicina.

6.2. Líneas futuras

Respecto a las **líneas futuras**, este trabajo abre una amplia línea de investigación respecto a la caracterización angular de los sensores FBG embebidos en un material elástico, como el PDMS.

Resulta imprescindible entender el comportamiento del sensor, embebido en un material elástico, para poder extraer toda la información que pueda demandar el colectivo médico. Es decir, es necesario aprender a traducir la variación de la longitud de onda en fuerza, movimiento, ángulo de movimiento, etc.

Por otro lado, sería muy interesante experimentar con otro tipo de materiales o formatos que protejan los sensores de la misma manera y que permitan obtener una sensibilidad lineal.

Respecto al desarrollo del software, queda pendiente trasladar a la aplicación el resultado de los futuros estudios respecto a la relación entre variación de longitud de onda y movimiento angular.

Es indudable que la fibra óptica tiene un gran potencial para emplearse en procesos de rehabilitación de personas. Sin embargo, es necesario optimizar muchas de las actuales características. Por ejemplo, es necesario diseñar sistemas de interrogación más usables y portables.

Una vez revisados todos los parámetros anteriores, quedará aplicar la tecnología desarrollada a personas sanas y a personas afectadas de movilidad reducida para evaluar, tanto desde el punto de vista tecnológico, como clínico, si realmente

Referencias Bibliográficas

- [1] Moyano, Á., 2010. "El accidente cerebrovascular desde la mirada del rehabilitador". *Rev Hosp Clín Univ Chile*, 21, pp.348-55.
- [2] Arrospe A, Begiristain J, Larrañaga I, Elosegui E, Oliva-Moreno J. 2011. "The impact of acquired brain damage in terms of epidemiology, economics and loss in quality of life".
- [3] <http://www.sen.es/profesional/guias-y-protocolos/9-sin-categoria/1203-guia-oficialpara-el-diagnostico-y-tratamiento-del-ictus-2006>. "Sociedad Española de Neurología. Guía oficial para el diagnóstico y tratamiento del Ictus".
- [4] Redón J., Cea-Calvo L., Lozano J.V, Martí-Canales J.C, Llisterri J.L, Aznar J., González-Esteban. 2017 "Behalf of the investigators of the PREV-ICTUS Study Hypertension.
- [5] <https://fedace.org/dano-cerebral-adquirido.html>. Federación Española de Daño Cerebral.
- [6] Van Meulen F.B, Klaasen B, Held J, Reenalda J, Buurke J.H, van Beijnum, B.J., Luft A, Veltink P.H, 2016. "Objective Evaluation of the Quality of Movement in Daily Life after Stroke".
- [7] Deisingh, A.K. ,Thompson, M., 2004. "Biosensors for the detection of bacteria. *Canadian journal of microbiology*", 50(2), pp.69-77.
- [8] Abián B Socorro-Lerános, I Del Villar, C Elosúa, C, Zubiate, P, Corres, J.M, Bariáin, S Goicoechea, J, Díaz, C.R Zamarreño, M Hernáez, N Rivero, P.J, Urrutia, A, Sánchez-Zabal, P, De Acha, J Ascorbe, D López, L Ozcáriz, A, Ruete, F.J Arregui, I.R Matías. "Biosensores basados en tecnologías de fibra óptica recubierta con materiales nanoestructurados", Conferencia: XXXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica (CASEIB) 2017, pp. 594
- [9] Othonos A., Kalli K., 1999. "Fibre Bragg Gratings: Fundamentals and Applications in Telecommunications and Sensing",
- [10] Rosenthal A., Kellnberger S., Bozhko ., Chekkoury A., Omar M., Razansky D., 2014 "Sensitive interferometric detection of ultrasound for minimally invasive clinical imaging applications, *Laser & Photonics Reviews*". 8, pp.450–457.
- [11] Socorro A. B., Díaz S. "Trends in fiber-optic uses for personal healthcare and clinical diagnostics"
- [12] Shi C., Giannarou s., Lee ., Yang G., 2014 "Simultaneous Catheter and Environment Modeling for Trans-catheter Aortic Valve Implantation," *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*.
- [13] L Conforti, Michael & Connor, Nadine & M Heisey, Dennis & Phd, Ray & Kunz, David & K Hartig, Gregory. 2002. "Development of a mechanical device to replace medicinal leech (*Hirudo medicinalis*) for treatment of venous congestion. *Journal of rehabilitation research and development*". 39. 497-504.
- [14] Darsanaki R., Azizzadeh A., Nourbakhsh M., Raeisi G., Azizollahi A., Morteza. 2013. "Biosensors: Functions and Applications". *Journal of Biology and today's world*. 2. pp.53-61.

- [15] Torres S. 2016. <http://www.elhospital.com/blogs/Biosensores-y-su-utilizacion-en-la-deteccion-de-moleculas-infectocontagiosas+110896>. "Biosensores y su utilización en la detección de moléculas infectocontagiosas".
- [16] Ebrahim Al-Fakih 1, Noor Azuan Abu Osman 1,* and Faisal Rafiq Mahamd Adikan. "The Use of Fiber Bragg Grating Sensors in Biomechanics and Rehabilitation Applications: The State-of-the-Art and Ongoing Research Topics".
- [17] A. Ferreira da Silva, A. F. Gonçalves, P. M. Mendea, J. H. Correia, 2012. "Sensing Glove for Monitoring Hand Posture", IEEE
- [18] Castro S. 2014. "Fibra óptica y las voces de la region". Extraído de: <http://www.elvigia.net/c-t/2014/5/17/fibra-optica-voces-region-158481.html>,
- [19] González Valencia E. 2013 "Redes de bragg en fibras ópticas microestructuradas".
- [20] Paschotta R, 2008. "Optical FibreFibre Technology - Physical Principles and Applications of Different Types of Optical FibreFibres", Optik & Photonik, pp. 52-55.
- [21] Vásques J., 2016, <http://slideplayer.es/slide/3916538/>
- [22] Riva, A. Ormachea, O., 2015. "Transmisión inalámbrica de señales mediante el espectro de luz visible". Investigación & Desarrollo, 1(15), pp.5-12.
- [23] Martín Pereda, J.A., 1989. "Comunicaciones ópticas: Situación y perspectivas. Mundo Electrónico", 195, pp.63-72.
- [24] <https://www.conelectronica.com/fibra-optica/cables-de-fibra-optica/los-caminos-de-la-luz-tecnica-de-la-fibra-multimodal-optimizada-para-laser>. "Los caminos de la luz-Técnica de la fibra multimodal optimizada para láser".
- [25] Yin, S.S., Ruffin, P., 2002. "Fiber optic sensors".
- [26] <https://sites.google.com/site/stigestionydesarrollo/recuperacion/desarrollo-1/tema11/8---propiedades-y-tipos-de-conectores-de-fibra-optica>. "Propiedadesyconectores de fibra óptica."
- [27] Kersey, A.D., Davis, M.A., Patrick, H.J., LeBlanc, M., Koo, K.P., Askins, C.G., Putnam, M.A. and Friebele, E.J., 1997. "Fibre grating sensors. Journal of lightwave technology," 15(8), pp.1442-1463.
- [28] Iadicicco, A., Cusano, A., Cutolo, A., Bernini, R., Giordano, M., "Thinned Fiber Bragg Gratings as High Sensitivity Refractive Index Sensor", IEEE PHOTONICS TECHNOLOGY LETTERS, VOL. 16, NO. 4, pp. 1149 – 1151, 2004.
- [29] Causado. J, Gómez-Cardona N., Gonzalez, E., Jessie, D., Torres, P. 2011. "Aplicaciones De Sensores Basados En Redes De Bragg En Fibra Óptica En Estructuras Civiles".
- [30] Santiago-Alvarado, A. y Vázquez-Montiel, S., 2009. "Propiedades fisico-químicas de membranas PDMS empleadas en lentes líquidas". 22 (3), pp.61-66.
- [31] Laffrata C.N. 2010. "Degas PDMS in two minutes"

Recuperado de: http://blogs.rsc.org/chipsandtips/2010/08/17/degas-pdms-in-two-minutes/?doing_wp_cron=1520125055.0960030555725097656250.

[32] Gang Li. 2009. "A simple and economical holder for casting PDMS chips". Recuperado de: <http://blogs.rsc.org/chipsandtips/2009/11/20/a-simple-and-economical-holder-for-casting-pdms-chips/>.

[33] <http://www.pictame.com/tag/estudioarticularde laextremidadsuperior>

[34] <https://okdiario.com/curiosidades/2017/01/30/cuantos-huesos-hay-mano-706756>

[35] <https://ibsen.com/products/interrogation-monitors/i-mon-usb/i-mon-256-512-usb/>

[36] Martinez A.K. 2013. "Sistemas clínicos de evaluación. Práctica goniométrica". Recuperado de: <https://es.slideshare.net/lindachick/goniometria-miembro-superior>

[37] Sosa T. 2014. "Articulaciones y músculos agonistas". Recuperado de: <https://es.slideshare.net/CarlosPerezBarahona/trabajo-de-biomecanica-articulaciones-2>

Anexo 1. Manual del desarrollador de IMON



IMON USB

Make your Own Software



Ibsen Photonics A/S, Ryttersmarken 15-21, DK-3520 Farum, Denmark / Tel.: (+45) 44 34 70 00

Validation date: 02-Oct-2014
No.: 54-100-652
Revision: 3.0

Page 1 of 10

Table of Contents

1	Introduction.....	3
2	Programming guidance.....	4
2.1	Configuration in Flash memory.....	4
2.2	Basic spectrum acquisition	5
3	Document links.....	6
4	Revision History	6
5	Appendix	7

1 Introduction

The I-MON USB has a USB interface to control the operation and data acquisition. Two different software protocols facilitate this communication:

- Command based protocol with ASCII commands for controlling the I-MON operation from a 3rd party software program on a host PC. All the firmware commands are described in the document "Firmware commands RU80", which is a part of the Evaluation Package.
- Streaming protocol where acquired I-MON data (raw pixel data) are broadcasted to a host PC. During streaming it is not possible to send commands. The streaming must be stopped (see Appendix 4, Figure 4) before the I-MON is able to accept new commands. The format of streaming pixel data is described in the document "Firmware commands RU80"

The USB controller in the I-MON electronics is based on a FTDI chip and FTDI has provided drivers for most platforms. Ibsen has only developed and tested application software for the I-MON USB based on Win XP and Win 7 and therefore Ibsen Photonics mainly supports these platforms.

FTDI provides two alternative software interfaces for its range of USB-UART and USB-FIFO ICs. One interface provides a Virtual COM Port (VCP) which appears to the system as a legacy COM port. The second interface, D2XX, is provided via a proprietary DLL (FTD2XX.DLL). The D2XX interface provides special functions that are not available in standard operating system COM port APIs, such as setting the device into a different mode or writing data into the device EEPROM.

In the case of the FTDI drivers for Windows, the D2XX driver and VCP driver are distributed in the same driver package, called the Combined Driver Model (CDM) package. Figure 1 illustrates the architecture of the Windows CDM driver.

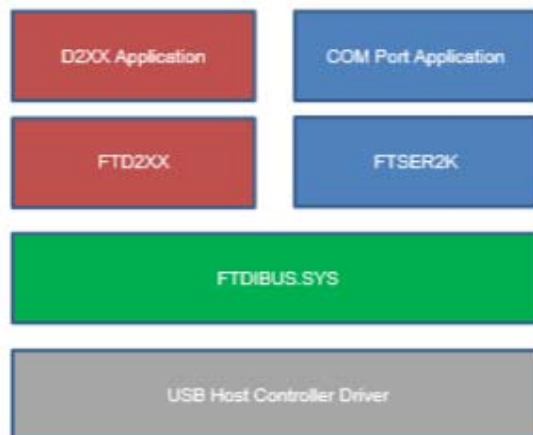


Figure 1: Windows CDM Driver Architecture.

For Linux, Mac OS X (10.4 and later) and Windows CE (4.2 and later) the D2XX driver and VCP driver are mutually exclusive options as only one driver type may be installed at a given time for a given device ID. In the case of a Windows system running the CDM driver, applications may use either the D2XX or VCP interface without installing a different driver but may not use both interfaces at the same time.

I-MON USB**Make your own software**

As the VCP driver interface is designed to emulate a legacy COM port, FTDI does not provide documentation on how to communicate with the VCP driver from an application; the developer is referred to the large amount of material available on the internet regarding serial communication.

The D2XX interface is a proprietary interface specifically for FTDI devices. A document (D2XX_Programmer's_Guide(FT_000071.pdf) providing an explanation of the functions available to application developers via the FTD2XX library (FTD2XX.DLL) is a part of the Evaluation Package. The D2XX interface must be used in order to acquire data at maximum scan rate.

Ibsen Photonics only supports Evaluation and Sample software based on the D2XX interface, but it is very convenient to use the VCP driver interface via a common terminal program like Hyper Terminal during test and development.

2 Programming guidance

2.1 Configuration in Flash memory

In the document "Firmware commands RU80" a number of commands are dedicated for configuration of the electronics. These configurations can be saved in a Flash memory so that they are remembered after a restart.

With the two commands, **RDU SR2 blk** and **WRU SR2 blk**, it is possible to save free user parameters in blocks of 1K and in the I-MON USB the flash memory hold calibration values and ID data.

The wavelength calibration coefficients (see "I-MON USB – User Manual") stored in the flash memory are using the following format:

Data representation: ASCII characters
 Width: 16 characters
 Precision: 9 digits
 Notation: Scientific
 Example: -2.123456789E-05

The memory location in 1024 byte user field block 0 (blk=0) is shown in **Table 1**

Table 1: Memory location of wavelength coefficients

Address	Coefficients
0-15	A
16-31	B1
32-47	B2
48-63	B3
64-79	B4
80-95	B5
96-1023	FF hex
1024	Check sum (low byte)
1025	Check sum (High byte)

Use the ***RDU SR2 0** command to read the correction coefficients.

The Temperature calibration coefficients stored in the flash memory are using the following format:

Data representation: ASCII characters
 Width: 16 characters
 Precision: 9 digits
 Notation: Scientific
 Example: -2.123456789E-05

Ibsen Photonics A/S, Ryttersmarken 15-21, DK-3520 Farum, Denmark / Tel.: (+45) 44 34 70 00

Validation date: 02-Oct-2014
 No.: 54-100-652
 Revision:3.0

Page 4 of 10

The memory location in 1024 byte user field block 1 (blk=1) is shown in Table 2

Table 2: Memory location of temperature coefficients

Address	Coefficients
0-15	α
16-31	α_0
32-47	β
48-63	β_0
64-1023	FF hex
1024	Check sum (low byte)
1025	Check sum (High byte)

Use the *RDUSR2 1 command to read the correction coefficients.

The ID data stored in the flash memory are using the following format:

Data representation: ASCII characters
 Width: 10 characters
 Example: 0123456789

The memory location in 1024 byte user field block 2 (blk=2) is shown in Table 3

Table 3: Memory location ID data

Address	ID
0-9	Part no.
10-11	<CR> <LF>
12-21	Serial no.
22-23	<CR> <LF>
24-1023	FF hex
1024	Check sum (low byte)
1025	Check sum (High byte)

Use the *RDUSR2 2 command to read the correction coefficients.

2.2 Basic spectrum acquisition

Two LabVIEW 2012 source code sample programs based on the D2XX.dll driver are located in the Evaluation package (available for download on Ibsen Photonics' website - contact your sales representative for more information). The names of the programs are "Basic block operation V1.vi" and "Basic continuous operation V2.vi" and they demonstrate the basic steps necessary to acquire spectrum from the I-MON USB in block mode and in continuous mode. Each step in the programs is carefully described in plain text so that the user easily should be able to understand the principal of operation. The LabVIEW diagram is illustrated in Chapter 5 Appendix in the case the user do not have access to LabVIEW.

3 Document links

Table 4: Document links

Subject	Document type	Document Number
Firmware commands RU80	User Manual	54-101-237
D2XX_Programmer's_Guide(FT_000071)	User Manual	54-101-226
I-MON USB – User Manual	User Manual	54-100-841

4 Revision History

Table 5: Revision history.

Revision no.	Revision
1.0	First version valid for Software Version 1.0
2.0	Firmware in I-MON PCB changed to ver 2.6.2. Only one ESC character is needed to stop streaming. Valid for Evaluation SW ver 1.1
3.0	Documents available online

5 Appendix

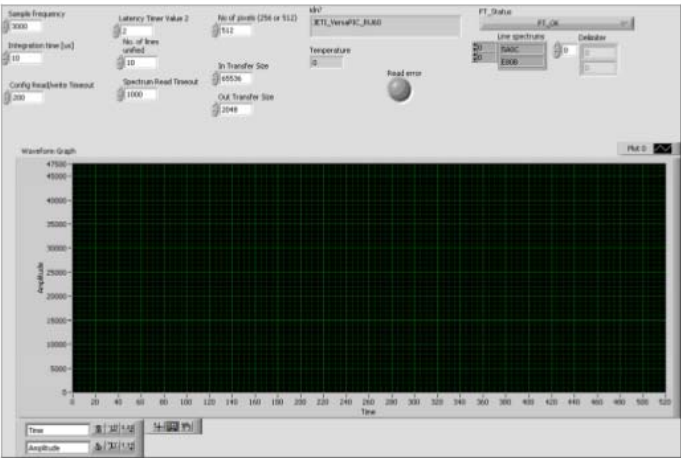


Figure 2: Panel of 'Basic block operation V1.vi'

Ibsen Photonics A/S, Ryttersmarken 15-21, DK-3520 Farum, Denmark / Tel.: (+45) 44 34 70 00

Validation date: 02-Oct-2014
No.: 54-100-652
Revision: 3.0

Page 7 of 10

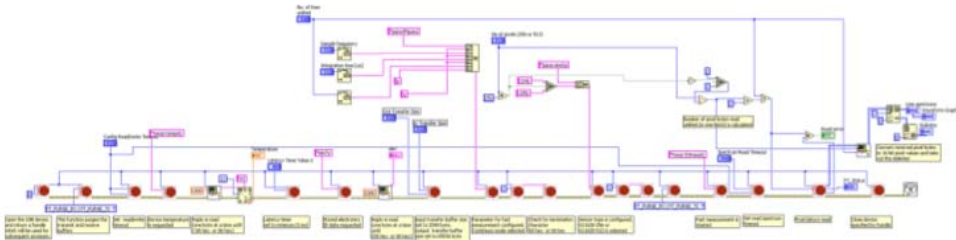


Figure 3: Diagram of 'Basic block operation V1.vi'

Ibsen Photonics A/S, Ryttersmarken 15-21, DK-3520 Farum, Denmark / Tel.: (+45) 44 34 70 00

Validation date: 02-Oct-2014
No.: 54-100-652
Revision: 3.0

Page 8 of 10

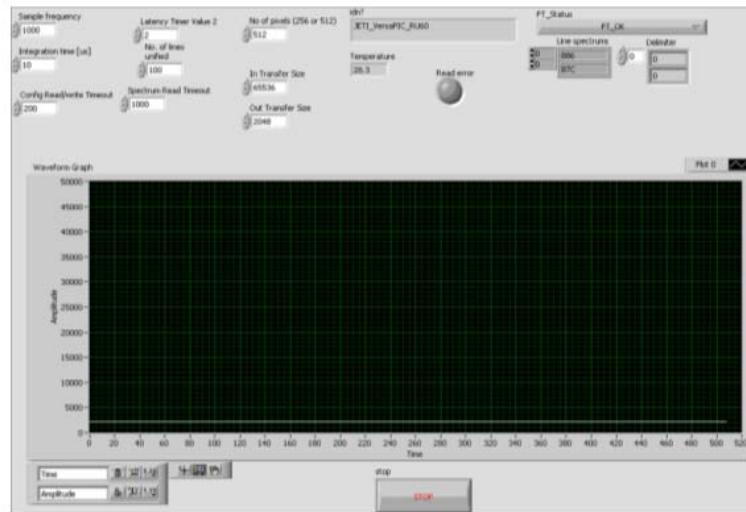


Figure 4: Panel of 'Basic continuous operation V2.vi'

Ibsen Photonics A/S, Rytmemarken 15-21, DK-3520 Farum, Denmark / Tel.: (+45) 44 34 70 00

Validation date: 02-Oct-2014
No.: 54-100-652
Revision: 3.0

Page 9 of 10

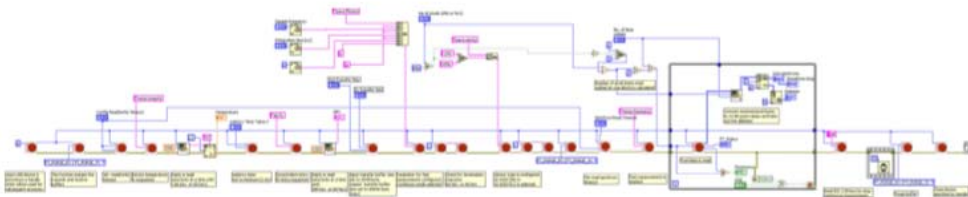


Figure 5: Diagram of 'Basic continuous operation V1.vi'

Ibsen Photonics A/S, Rytmemarken 15-21, DK-3520 Farum, Denmark / Tel.: (+45) 44 34 70 00

Validation date: 02-Oct-2014
No.: 54-100-652
Revision: 3.0

Page 10 of 10