

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

Desarrollo de un sensor de ultrasonidos para la valoración ambulatoria de la marcha.



Máster Universitario en
Ingeniería de Telecomunicación

Trabajo Fin de Máster

ITZIAR UZQUEDA ESTEBAN

ALICIA MARTÍNEZ REMÍREZ

Pamplona, Junio 2017

EVALUACIÓN DEL MOVIMIENTO DE LAS MANOS MEDIANTE EL USO DE FIBRAS DE BRAGG Y SENSORES INERCIALES



Autora: Miriam Rubio Lecuona

Tutora: Marisol Gómez Fernández, Alicia Martínez Ramírez

Departamento de Matemáticas
Universidad Pública de Navarra

Junio de 2019

Agradecimientos

Aquí va el párrafo de agradecimientos.

Cita

La ciencia moderna se basa en el precepto latino ignoramus "no lo sabemos". Da por sentado que no lo sabemos todo. E incluso de manera más crítica, acepta que puede demostrarse que las cosas que pensamos que sabemos son erróneas a medida que obtenemos más conocimiento. Ningún concepto, idea o teoría son sagrados ni se hallan libres de ser puestos en entredicho. "Sapiens (de animales a dioses)"(2014)

Sapiens: a brief history of humankind

Resumen

Abstract — Human gait analysis is commonly used in rehabilitation, sport training and functional diagnosis. Ambulatory systems for assessing human movements must be portable, ergonomic and economically viable.

The main aim of this work is to design an ultrasound based wireless measuring system to calculate step distances during walking.

The low-cost ultrasonic sensor developed allows us to calculate step distances. The distance has been achieved by merging data provided by our measurement system and by commercial inertial sensors. To ensure the best performance of the system, the accuracy of the ultrasonic sensor has been estimated.

Our results will be very useful in areas such as neurorehabilitation as they provide objective measurements of the rehabilitation and improvement degree in patients with stroke.

Key words — Inertial sensor, Ultrasonic sensor, Step distance measurement, Stroke.

Resumen

Resumen — El análisis de la marcha es habitual en áreas como rehabilitación, entrenamiento deportivo y diagnóstico funcional. Los sistemas de medida ambulatorios deben ser portátiles, ergonómicos y de bajo coste.

El objetivo principal de este trabajo es el diseño de un sistema de medida basado en la tecnología de ultrasonido para calcular la distancia de separación entre pasos durante la marcha.

El sensor de ultrasonido desarrollado permite calcular dicha distancia combinando los datos del sensor de ultrasonido con los proporcionados por sensores inerciales comerciales. Para asegurar el correcto funcionamiento del sistema se ha evaluado la precisión del sensor de ultrasonidos diseñado.

Los resultados serán de gran utilidad en el campo de la neuro-rehabilitación debido a que permiten obtener datos objetivos sobre el grado de mejora en pacientes que han sufrido un ictus.

Palabras clave — Sensor inercial, Sensor ultrasonido, Distancia de paso, Ictus.

Índice general

1. Introducción	3
1.1. Justificación	4
1.2. Planteamiento del problema	4
1.3. Objetivos	4
1.3.1. Objetivo principal	4
1.3.2. Objetivos específicos	4
1.4. Descripción de los apartados del trabajo	4
1.5. _____	5
1.6. Objetivo	6
1.7. Estructura del documento	7
2. Estado del Arte	9
2.1. Dolencias médicas que afectan a las manos	10
2.1.1. Enfermedades neuronales	10
2.2. Rehabilitación de las manos	10
2.2.1. Fundamentos de las manos	10
2.2.2. Dinámica de la rehabilitación	11
2.2.3. Captura del movimiento	11
2.3. Tecnologías para la medida del movimiento	11
2.3.1. Cámaras	12
2.3.2. FBG	12
2.3.3. IMU	12

ÍNDICE GENERAL

2.3.4. Sensores capacitivos	12
2.3.5. Sensores mioeléctricos	12
2.4. _____	12
2.5. _____	13
2.6. Sistemas de medida de distancia entre pasos	13
2.6.1. Observación clínica	13
2.6.2. Videocámaras	13
2.6.3. Sistemas optoelectrónicos	14
2.6.4. Tapices instrumentados	15
2.6.5. Zapatos instrumentados	16
3. Solución con sensores de fibra FBG	19
3.1. Marco conceptual	20
3.1.1. Fibra óptica	20
3.1.2. Sensores ópticos	35
3.1.3. Polidimetilsiloxano (<i>PDMS</i>)	39
3.1.4. LabVIEW (<i>Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbech</i>)	40
3.2. Desarrollo del prototipo	42
3.2.1. Materiales	42
3.2.2. Proceso de fabricación del soporte físico	44
3.2.3. Funcionamiento	46
3.3. Resultados y análisis	46
4. Solución con sensores IMU	47
4.1. Marco conceptual	47
4.1.1. asdf	48
4.2. Desarrollo del prototipo	48
4.2.1. Materiales	48
4.2.2. Proceso de fabricación del soporte físico	48
4.2.3. Funcionamiento	48

ÍNDICE GENERAL

4.3. Resultados y análisis	48
4.4.	48
4.5. Sensores inerciales	48
4.5.1. Principio de funcionamiento	48
4.5.2. Sensores inerciales propuestos	49
5. Conclusiones y líneas futuras	53
Bibliografía	55

Índice de tablas

3.1.	Tabla características fuentes de ópticas	31
3.2.	Tabla longitud de cada sensor FBG	45
3.3.	Tabla longitud de cada sensor FBG	46

Índice de figuras

2.1. Sistema de medida mediante cámaras	14
2.2. Sistema de medida optoelectrónico	15
2.3. Sistema de medida GaitRite®	16
2.4. Zapatos instrumentados	16
3.1. Espectro electromagnético en frecuencia.	20
3.2. Longitud de onda fibra óptica junto con el espectro visible. [13]	21
3.3. Atenuación(dB/Km) frente a longitud de onda λ (nm) [14]	22
3.4. Capas fibra óptica [15, 16]	22
3.5. Relación grosor fibra multimodo (MM) y monomodo (SM) [14]	23
3.6. Corte transversal fibra multimodo en transmisión de luz. [19]	24
3.7. Corte transversal fibra monomodo en transmisión de luz. [19]	24
3.8. Disposición rayos. Multimodo (indice escalonado y gradual) y monomodo. [18]	25
3.9. Relación tamaños fibras ópticas. [18]	25
3.10. Ángulo crítico y reflexión interna total. [20]	26
3.11. Transmisión punto a punto de señales a través de fibra óptica. [21]	27
3.12. Relación entre potencia y longitud de onda diodo LED frente a diodo láser. [18]	28
3.13. Corte transversal de fibra con emisión desde diodo LED frente a diodo láser. [18]	29
3.14. Diagrama de bloque receptor	32

ÍNDICE DE FIGURAS

3.15. Tipos de conectores de fibra óptica. [23]	33
3.16. Causas de pérdida óptica en las uniones. [24]	33
3.17. Tipos de conectores según su pulido. [23]	34
3.18. Tipos de empalmes. [24]	34
3.19. Proceso de empalme por fusión. [24]	35
3.20. Funcionamiento de un sensor de fibra óptica FBG [26]	36
3.21. Proceso de generación del sensor de Bragg en la fibra. [28]	36
3.22. Representación esquemática de un sistema de medición de deformaciones mediante fibras ópticas con redes de Bragg y analizador espectral óptico. [28] . .	38
3.23. FBG embebida en un material flexible. [31]	38
3.24. Composición química del PDMS. [31]	39
3.25. (a) PDMS en estado líquido [33] (b) PDMS en estado sólido, trás la curación [34]	39
3.26. (a) PDMS en estado líquido [33] (b) PDMS en estado sólido, trás la curación [34]	40
3.27. Logo LabVIEW.	40
3.28. (Ejemplo sencillo de LabVIEW: (a) Frontend; (b) Backend	41
3.29. Diagrama de conexiones de elementos del prototipo.	43
3.30. PDMS: Elastómero y agente de cura.	43
3.31. Molde	44
3.32. Colocación de la fibra en la fusionadora y proceso por pantalla. [24]	45
3.33. Interfaz del programa de labview.	46
4.1. Cálculo final de distancia de separación entre pasos	50

1

Introducción

asdf

Introducimos un poco, con algún dato relevante la capacidad de medir el movimiento de las manos. O la bondad de esta capacidad aplicándola en rehabilitación.

1.1. Justificación

1.2. Planteamiento del problema

1.3. Objetivos

Se pretende realizar...

1.3.1. Objetivo principal

1.3.2. Objetivos específicos

1.4. Descripción de los apartados del trabajo

estructura del documento...

Desarrollo del proyecto Para la realización de este trabajo se han tomado dos de las tecnologías expuestas en el capítulo 2 y se han llevado a la práctica. De esta manera se puede trabajar empíricamente con dos tecnologías diferentes planteadas como solución para un mismo problema. Una vez realizado todo el trabajo experimental se puede proceder a evaluar las características prácticas de cada tecnología y compararlas entre ellas.

En función de la tecnología en que se apoya cada uno de las soluciones, este capítulo se estructura de la siguiente manera:

- 3 .- Solución con sensores de fibra FBG
- ?? .- Solución con sensores IMU

Dentro de cada punto se detalla toda la información necesaria para la implementación de cada

uno de los sistemas. En ambos casos, la exposición de la solución tomada se divide en la explicación teórica en el *Marco conceptual* y el ensayo práctico en el *Desarrollo del prototipo*. El desarrollo del prototipo estudia los materiales empleados, el proceso de fabricación y el funcionamiento.

1.5. —————

Según datos del Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares de la Sociedad Española de Neurología, el ictus es la primera causa de mortalidad entre las mujeres españolas y la segunda en hombres [2]. jrjr

Se conoce como ictus al conjunto de enfermedades que afectan a los vasos sanguíneos encargados de suministrar la sangre al cerebro. Este grupo de patologías, conocidas popularmente como embolias, también se denominan accidentes cerebrovasculares (ACV) y se manifiestan súbitamente. Según la causa del accidente cerebrovascular, pueden clasificarse en dos tipos: los hemorrágicos (o hemorragias cerebrales) y los isquémicos (o infartos cerebrales). Los ictus hemorrágicos se producen cuando un vaso sanguíneo se rompe y los ictus isquémicos ocurren cuando una arteria se obstruye por la presencia de un coágulo de sangre que a menudo se origina en el corazón y se desplaza hasta el cerebro interrumpiendo el flujo sanguíneo. Tras un ictus, el daño cerebral adquirido puede ser irreparable y dejar secuelas graves que repercutan de forma notable en la calidad de vida de los afectados [3].

Las secuelas que sufren los pacientes tras padecer un ictus se reflejan en múltiples aspectos como [4] :

- Secuelas y complicaciones físicas: hemiplejia, hemiparesia...
- Alteraciones del humor: depresión.
- Alteraciones cognitivas: percepción, memoria y atención.

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

- Alteraciones para las actividades de la vida diaria.

Para poder lograr minimizar las discapacidades que experimentan estos pacientes al sufrir un ictus y poder así facilitar la integración social de estas personas, la rehabilitación juega un papel fundamental. Una de las funciones que se intenta recuperar con dicha rehabilitación es la marcha ya que en el 80% de los casos se ve limitada. Por ello, disponer de sistemas de medida que permitan obtener datos objetivos de parámetros relativos a la marcha permite una caracterización más detallada de la misma. Así, el personal sanitario encargado de su rehabilitación podrá implementar protocolos clínicos más efectivos y personalizados a cada paciente. Además, el poder optimizar la rehabilitación permite un ahorro en el gasto sanitario el cual supone entre un 7% y 10% en el caso de España [5].

Para determinar de la evolución de la rehabilitación de la marcha uno de los parámetros considerados relevantes es el de la distancia de separación entre pasos. Conociendo dicho dato se puede obtener una valoración objetiva de la estabilidad y ajustar la rehabilitación a las condiciones del paciente.

Dado que el traslado de pacientes con movilidad reducida a laboratorios de biomecánica es costoso y complicado [5], diseñar sistemas de medida portables y de alta precisión supone un gran reto. Estos sistemas permitirían realizar una rehabilitación más personalizada, y por tanto, más eficaz, mejorando la calidad de vida de los pacientes y también reducir la inversión que estas personas necesitan

1.6. Objetivo

Se pretende realizar el diseño de un sistema inalámbrico de medida que permita obtener datos de la distancia entre pasos en pacientes de neuro-rehabilitación que han sufrido un ictus. El objetivo final es obtener una valoración objetiva de la evolución de su recuperación.

En su diseño, se tendrá en cuenta: La ergonomía del mismo, la autonomía y el coste. Asimismo deberá cumplir con unas especificaciones de resolución óptimas para poder obtener

datos fiables.

1.7. Estructura del documento

El documento consta de los siguientes capítulos:

- CAPÍTULO 1: Introducción.
- CAPÍTULO 2: Estado del arte.
- CAPÍTULO 3: Metodología.
- CAPÍTULO 4: Resultados.
- CAPÍTULO 5: Conclusiones.

2

Estado del Arte

[Quizá convenga en este apartado comenzar enfocando el problema a la captación del movimiento en general y despues pasar, al tema de la rehabilitación de manos]

Dada la importancia de la capacidad de capturar el movimiento de las manos cada vez son más los proyectos basados en este eje central.

-esto no encaja bien aquí

Desde el estudio de la manera de estudiar el movimiento de cualquier parte del cuerpo de los humanos, hasta el estudio del movimiento de elementos creados por el ser humano.

2.1. Dolencias médicas que afectan a las manos

Aquí meto todos los datos estadísticos de la enfermedad etc.

2.1.1. Enfermedades neuronales

2.2. Rehabilitación de las manos

Puesto que este trabajo se ha realizado enfocado hacia la actividad de rehabilitación de las manos es conveniente dedicar un espacio a la explicación de las aplicaciones de este tipo de rehabilitación.

EN que casos se rehabilitan las manos? blablabla

Centrandonos en el ictus:

.El ictus es la primera causa de discapacidad grave en el adulto, la principal causa de muerte entre las mujeres y la segunda en los varones, según la Organización Mundial de la Salud (OMS) Sobrevivir a un ictus o infarto cerebral implica, en muchas ocasiones, convivir con sus secuelas. La más común es la paralización o la pérdida de movimiento en la mitad superior del cuerpo, especialmente en una de sus extremidades, lo que supone una pérdida considerable en la calidad de vida. "

2.2.1. Fundamentos de las manos

Exponer un poco como es la fisionomía de las manos etc.

2.2.2. Dinámica de la rehabilitación

En que consiste la rehabilitación de las manos y en que situaciones suele ser necesaria

2.2.3. Captura del movimiento

Importancia y aplicación de la capacidad de medir el movimiento de las manos...

2.3. Tecnologías para la medida del movimiento

Tecnologías capaces de medir el movimiento...

En la actualidad existen diferentes sistemas que permiten medir el movimiento. En este capítulo se van a explicar brevemente varios de esos sistemas existentes. En este capítulo se detalla el estudio realizado sobre estos sistemas.

Las tecnologías capaces de medir el movimiento a exponer en el capítulo son:

- Cámaras
- Fibras FBG
- IMU
- Sensores capacitivos
- Sensores mioeléctricos

En este trabajo se estudian más en profundidad las fibras FBG y los sensores IMU. Para ello se han desarrollado dos prototipos, uno basado en las fibras de Bragg y el segundo en los sensores IMU.

2.3.1. Cámaras

asdf

2.3.2. FBG

asdf

2.3.3. IMU

asdf

2.3.4. Sensores capacitivos

asdf

2.3.5. Sensores mioeléctricos

asdf

2.4. _____

Al final del trabajo se tendrán en cuenta las tecnologías expuestas en este capítulo para compararlas con las desarrolladas. [1]

2.5. —————

En la actualidad existen diferentes sistemas que permiten la medida de la separación entre pasos. En este capítulo se detalla el estudio realizado sobre estos sistemas.

2.6. Sistemas de medida de distancia entre pasos

2.6.1. Observación clínica

Este sistema consiste en la observación clínica para evaluar el estado de los pacientes. El profesional tiene que ser capaz de caracterizar la marcha del paciente. Las principales limitaciones de este método son la falta de experiencia y la subjetividad del sistema visual humano.

2.6.2. Videocámaras

El análisis de vídeo puede realizarse tanto empleando marcadores en el sujeto como prescindiendo de ellos [6]. Durante el estudio puede utilizarse una sola cámara dando lugar a un análisis en dos dimensiones o dos cámaras para lograr un análisis en tres dimensiones (ver Figura 2.1). [7] La desventaja de un estudio en dos dimensiones es el error que puede producirse por el movimiento en planos no captados por la imagen. Al introducir una segunda cámara se palía este efecto pero es necesario que ambas cámaras captén los puntos de estudio para la reconstrucción del movimiento [8].

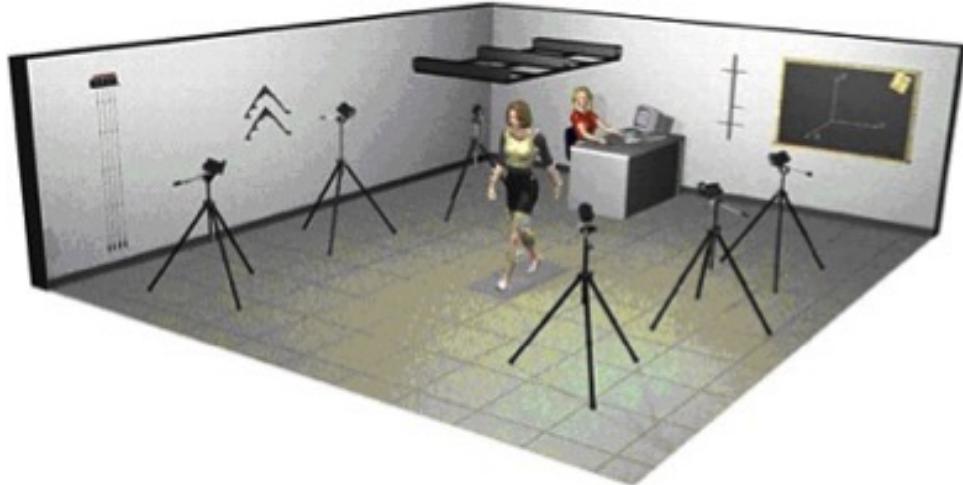


Figura 2.1: Sistema de medida mediante cámaras

2.6.3. Sistemas optoelectrónicos

Los sistemas optoelectrónicos captan señales luminosas de marcadores colocados en el cuerpo del sujeto a medir y las convierten en señales eléctricas (ver Figura 2.2). A pesar de que se trata de un completo y minucioso método de análisis de la marcha, no resulta muy práctico en el ámbito del análisis clínico. Al alto coste y complejidad del equipo hay que añadir el amplio espacio de trabajo necesario para mantener una línea de visión libre de obstáculos entre el sujeto y los sistemas de medida. Además, la complejidad y lentitud provocan que resulte tedioso el tomar varias medidas [9, 10].



Figura 2.2: Sistema de medida optoelectrónico

2.6.4. Tapices instrumentados

Existen sistemas como el GaitRite® que permiten la medida de diferentes parámetros de la marcha, entre ellos la medida de distancia entre pasos [11]. En la Figura 2.3 se observa dicho sistema el cual consiste en un tapiz instrumentado. Tiene como ventaja la portabilidad y la facilidad de manejo, así como el ahorro de tiempo debido a la automatización en el cálculo de los parámetros obtenidos. Sin embargo, existen ciertas limitaciones, dado que sólo se obtiene información de la presión ejercida sobre los sensores, sin tener en cuenta la dirección ni las componentes del vector de fuerza [9].



Figura 2.3: Sistema de medida GaitRite®

2.6.5. Zapatos instrumentados

[12] Existe un sistema de medida integrado en zapatos que combina la utilización de sensores iniciales así como sensores de fuerza que completan la medida de los parámetros de la marcha. Se trata de un diseño compacto y que puede ser utilizado en entornos diferentes. En la Figura 2.4 aparece representado el diseño del zapato utilizado.



Figura 2.4: Zapatos instrumentados

Cada uno de los zapatos tienen un peso de aproximadamente 1.1Kg por lo que pueden afectar en la marcha a los pacientes ya que existe gran probabilidad de que hayan perdido fuerza en alguno de los lados. Además, únicamente con estos zapatos no es posible el cálculo de la distancia entre pasos por lo que aparecen nuevas versiones en las que se añaden sensores de ultrasonidos y por tanto reducen la ergonomía del sistema [12] .

3

Solución con sensores de fibra FBG

Introducción breve del guante, que tecnologías implica. Resumen fibras de Bragg ¿Qué es una fibra FBG? ¿Porque se utilizan? El procesado de las señales resultantes se realiza mediante Labview.

Como primer prototipo se ha estudiado y llevado a cabo un guante cuyo funcionamiento se basa en los sensores de fibra FBG.

El prototipo consiste en una sección de PDMS con forma de huella de mano que tiene embebida una red en fibra de Bragg. Para la obtención, procesado y visualización de los resultados medidos se emplea el entorno de desarrollo LabVIEW.

3.1. Marco conceptual

Este apartado tiene por finalidad realizar una clara exposición de los conceptos teóricos fundamentales para la comprensión del diseño llevado a cabo.

3.1.1. Fibra óptica

- - *Cómo se propaga la luz en ella.*
- - *Partes de la fibra.*
- Tipos de emisores (LED Laser).*
- Receptores.*
- Conectores y soldaduras.*
- - *Fabricación.*
- - *Tipos de fibra.*

La fibra óptica es una hebra de material dieléctrico, así como el vidrio (sílice) o el polímero acrílico. Se emplea como medio de propagación de señales luminosas. Es decir, para transmitir ondas electromagnéticas del espectro óptico: regiones espectrales de infrarrojo, luz visible y ultravioleta. En la siguiente imagen (figura 3.1) se puede observar dentro del espectro electromagnético dónde se sitúa el espectro óptico.

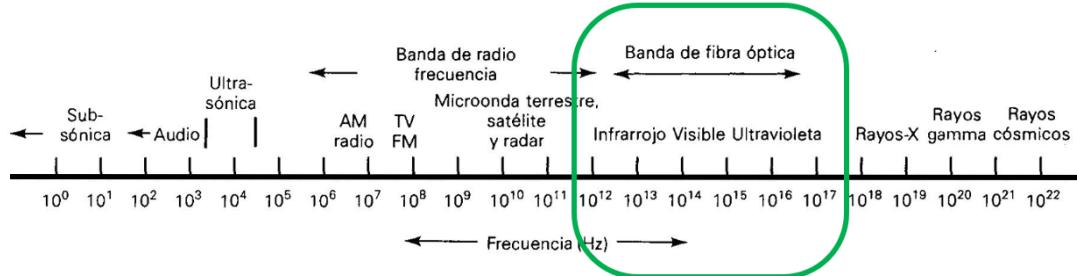


Figura 3.1: Espectro electromagnético en frecuencia.

Cabe destacar que dentro del espectro óptico las longitudes de onda habituales para comunicación en fibra óptica están entre los 700nm y 1600nm. Estas se dividen en rangos con mejores características para la transmisión, denominadas ventanas de comunicación. Como se muestra en la figura 3.2, son tres las ventanas más utilizadas,[13]:

1^a ventana 800 a 900 nm → longitud de onda utilizada = 850nm

2^a ventana 1250 a 1350 nm → longitud de onda utilizada = 1310nm

3^a ventana 1500 a 1600 nm → longitud de onda utilizada = 1550nm

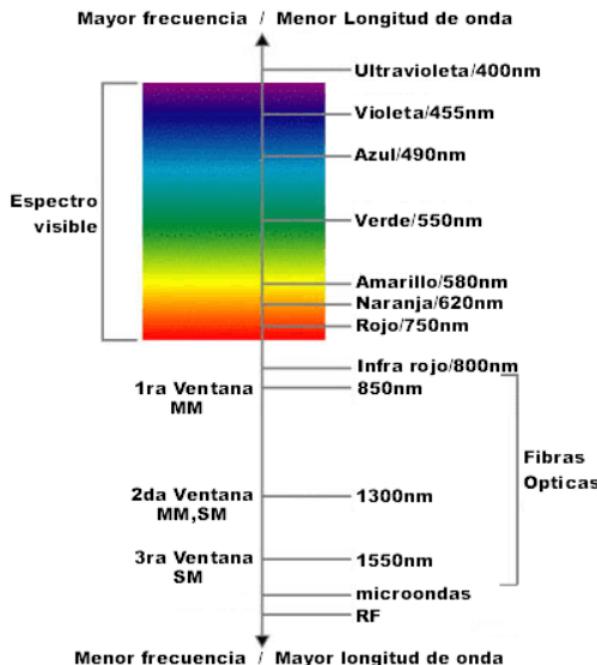


Figura 3.2: Longitud de onda fibra óptica junto con el espectro visible. [13]

La razón de que las ventanas de comunicación utilizadas se sitúen en las frecuencias indicadas reside en los diferentes comportamientos que tiene la atenuación de las señales en función de la longitud de onda (ver figura 3.3). Existen algunas zonas dónde la atenuación es mínima, coincidiendo con la segunda y la tercera ventana. En cambio, en la zona correspondiente a la primera ventana las pérdidas no son mínimas, pero sí que se mantienen constantes.

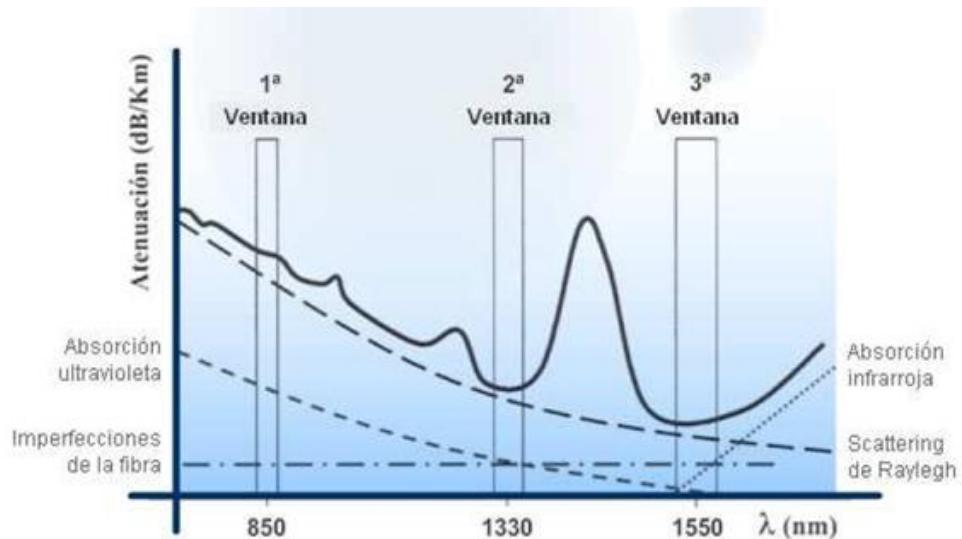


Figura 3.3: Atenuación(dB/Km) frente a longitud de onda λ (nm) [14]

En cuanto a las propiedades físicas de la fibra óptica, son bastante delicadas ya que su grosor no supera por mucho al diámetro del cabello humano y se obtiene de la extrusión del sílice, SiO_2 , es decir, se trata de un filamento de vidrio muy fino. Es por ello que es la fibra óptica estándar está rodeada de una cubierta protectora.

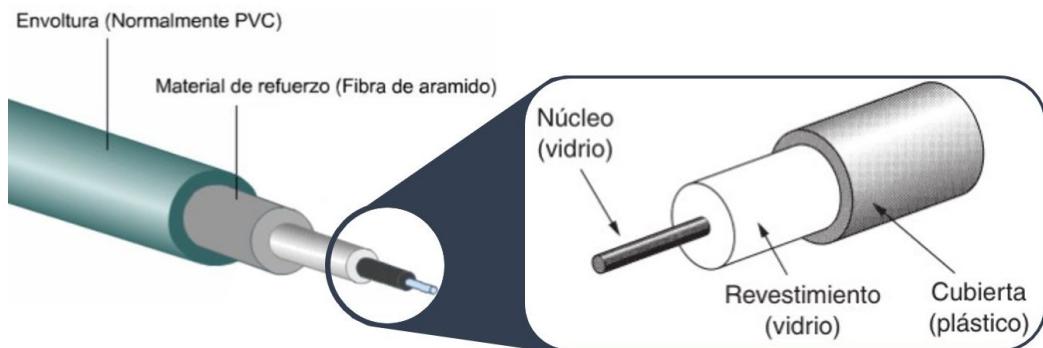


Figura 3.4: Capas fibra óptica [15, 16]

La fibra óptica estándar cuenta varias capas (figura 3.4): núcleo, revestimiento y cubierta (o buffer). Si la aplicación lo permite, conviene proteger la fibra con más capas externas. En la imagen anterior la fibra está además protegida por un material de refuerzo (fibra de aramido) y una envoltura (PVC).

Tanto el núcleo como el revestimiento forman el medio por el cual se propaga la luz. Estas dos capas son tan finas que forman un filamento flexible, pero muy delicado, puesto que es muy propenso a romperse ante dobleces u otras manipulaciones externas. Por ello el resto de las capas son tambien importantes por proporcionar a la fibra protección y haciendo posible su utilización en escenarios de despliegue.

La fabricación de la fibra óptica es un proceso de alta tecnología. Es importante mantener la pureza y la regularidad del núcleo. Esto es complejo, puesto que estamos hablando en algunos casos de núcleos de un grosor entorno a las 8 micras (en fibras monomodo). El grosor estándar de la fibra es de 125 micras (una micra equivale a una millonésima parte de un metro). Para conseguir este resultado el proceso de fabricación consiste en reproducir a escala macroscópica la estructura de la fibra que se quiere obtener. Esta reproducción a gran escala de la fibra deseada se le denomina preforma. Una vez se tiene la preforma, esta se va fundiendo y estirando hasta alcanzar el filamento del diámetro deseado. De una preforma se pueden sacar kilómetros de fibra. Para fabricar la preforma se parte de una barra de vidrio hueca (el vidrio que formará el recubrimiento) y se baña en un gas que contiene unas partículas (lo que formará el núcleo). Al calentar a mil grados, las partículas comienzan a fundirse hasta que el tubo colapsa y forma una vara maciza, que es la preforma. Para fundirla y estirarla esta se coloca verticalmente y se calienta. La complejidad de esta fase reside en mantener constante el flujo y el diámetro del hilo resultante. Además durante esta fase se aprovecha para crear una capa protectora sobre el vidrio (cubierta en la figura 3.4). Finalmente los kilómetros de fibra óptica se enrollan en grandes bobinas. [17]

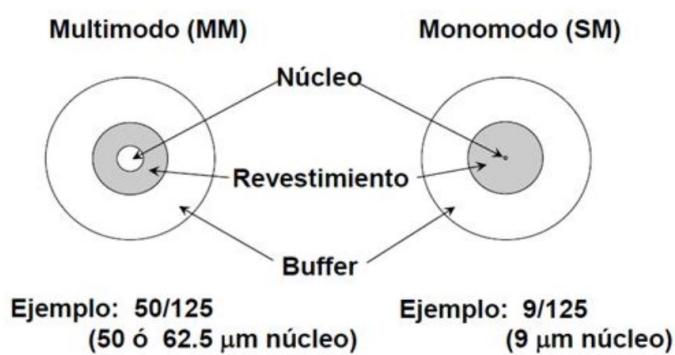


Figura 3.5: Relación grosor fibra multimodo (MM) y monomodo (SM) [14]

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENSORES DE FIBRA FBG

Dependiendo de la relación de diámetro entre el núcleo y el revestimiento, la fibra fibra será monomodo o multimodo (figura 3.5). Esta diferencia afecta a la propagación de la luz dentro de la guía de onda (figuras 3.6, 3.7, 3.8). Ya se ha comentado que el diámetro de la fibra es de aproximadamente 125 micras. En el caso de las fibras monomodo, el núcleo de estas tiene un diámetro tan pequeño (en torno a 8 micras) que la luz solo puede propagarse en un sólo modo (rayo). Sin embargo, en el caso de las fibras multimodo, al poseer un núcleo mayor (entre 50 o 62.5 micras) soportan la transmisión el múltiples modos, es decir, los rayos de luz viajan en muchas direcciones a través de este. [18]

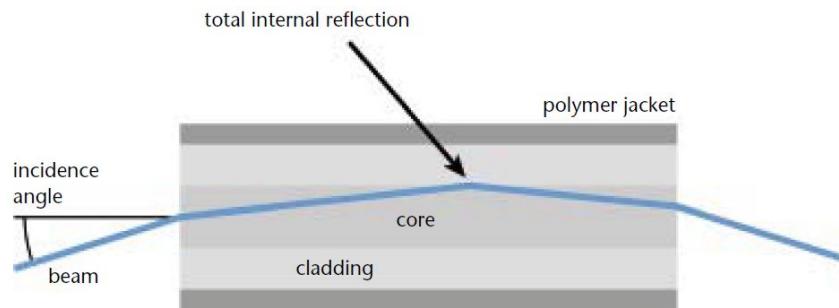


Figura 3.6: Corte transversal fibra multimodo en transmisión de luz. [19]

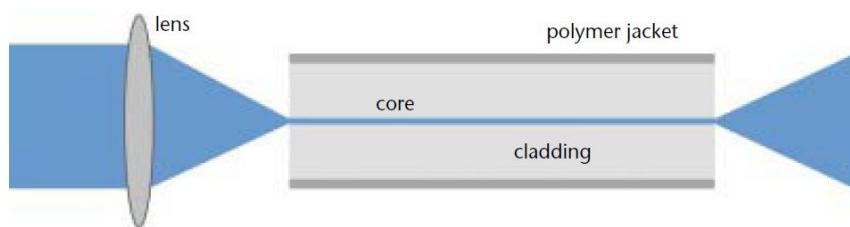


Figura 3.7: Corte transversal fibra monomodo en transmisión de luz. [19]

Relacionando los tipos de fibras ópticas con las ventanas en las que trabajan, las fibras multimodo suelen trabajar en primera y segunda ventana, mientras que las fibras monomodo en segunda y tercera.

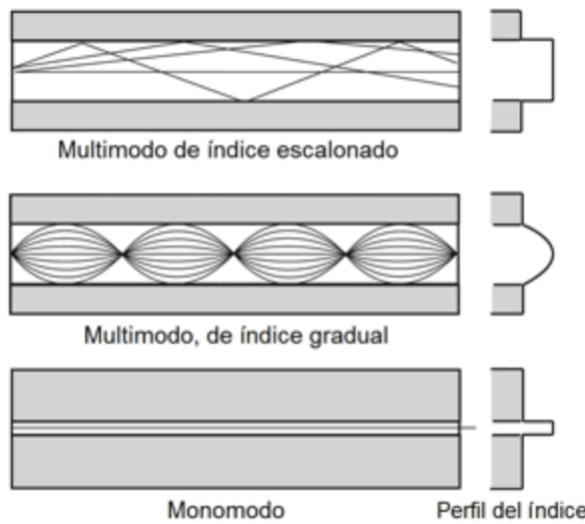


Figura 3.8: Disposición rayos. Multimodo (índice escalonado y gradual) y monomodo. [18]

Además existen otros tipos de fibras menos comunes: la fibra de plástico (POF) y la fibra de sílice con revestimiento de plástico (HCS/PCS). La primera tiene un núcleo de gran diámetro ($1mm$ aproximadamente), puede utilizarse para redes de distancia corta y de baja velocidad. Las fibras de sílice con revestimiento de plástico tienen un núcleo más pequeño ($200\mu m$ aproximadamente) que las fibras de plástico. Estos dos últimos tipos de fibra multimodo generalmente son de índice escalonado, mientras que el resto de fibras multimodo suelen ser de índice gradual. En la figura 3.8 se observa como es la diferencia en la distribución de los rayos en un caso y en el otro. En cuanto al tamaño de las fibras, la figura 3.9 se representan las diferentes relaciones de tamaños entre los cinco tipos de fibra vistos. [18]

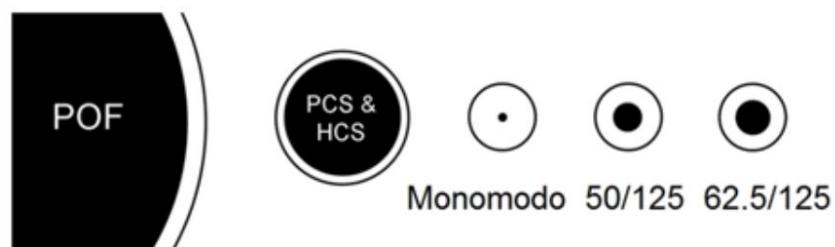


Figura 3.9: Relación tamaños fibras ópticas. [18]

La diferencia de índices de refracción entre las capas centrales de la fibra son las que

permiten la propagación de la luz a través de esta. El núcleo tiene un mayor índice de refracción que el revestimiento, lo que genera que los rayos de luz se curven a medida que pasan del núcleo al revestimiento, generando una reflexión interna total.^{en} la fibra. La siguiente imagen (figura 3.10) sirve para explicar claramente este concepto:

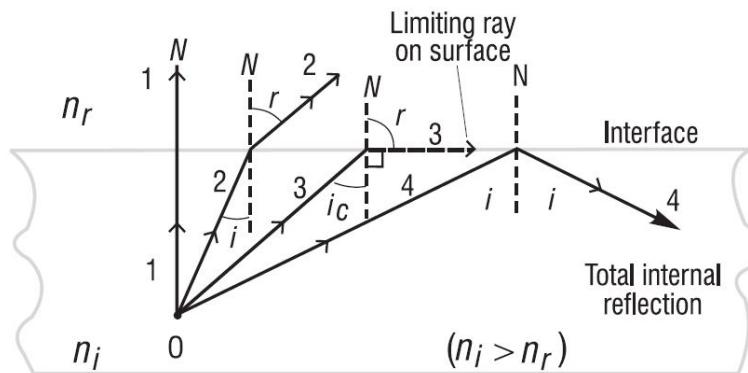


Figura 3.10: Ángulo crítico y reflexión interna total. [20]

En la figura 3.10 se ilustran cuatro rayos que se originan en el punto 0, lo que sería el núcleo de la fibra óptica (dónde el índice de refracción n_i es mayor). Entre los cuatro rayos varía el ángulo con el que estos inciden sobre el revestimiento (de menor índice de refracción n_r). Se observa cómo en el rayo número 1 incide con 90° (incidencia normal), no habiendo reflexión y siguiendo el rayo en la misma dirección. En el rayo número 2 incide con un ángulo i , y se refracta con r . El rayo número 3 incide con el ángulo crítico i_c , suficientemente grande para que el rayo reflejado se propague a lo largo de la interfaz entre los dos medios, quedando atrapado. Por último, el rayo número 4 incide con un ángulo i superior al ángulo crítico (ecuación 3.1), i_c , consiguiendo que se refleje totalmente en el mismo medio del que incide. Este rayo obedece a la ley de reflexión, siendo su ángulo de reflexión exactamente igual a su ángulo de incidencia. Este fenómeno se denomina *Reflexión interna total*", necesario para que suceda la transmisión de señales lumínicas en la fibra óptica.

$$\hat{i}_c = \sin^{-1} \left(\frac{n_r}{n_i} \right) \quad (3.1)$$

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENsoRES DE FIBRA FBG

La reflexión interna total atrapa la luz hasta cierto ángulo en el núcleo, definiendo la apertura numérica a la que hay que asegurarse de penetrar la luz para que se dé el fenómeno de reflexión interna total. Así se fuerza a que la mayoría de los rayos de luz incidan sobre el interfaz y se reflejen, permitiendo la transmisión de la señal lumínica.

//

(

Puesto que en la solución llevada a cabo en este trabajo se utilizan fibras monomodo no se va a extender el texto en explicar más conceptos sobre la transmisión en fibras multimodo.

)

//

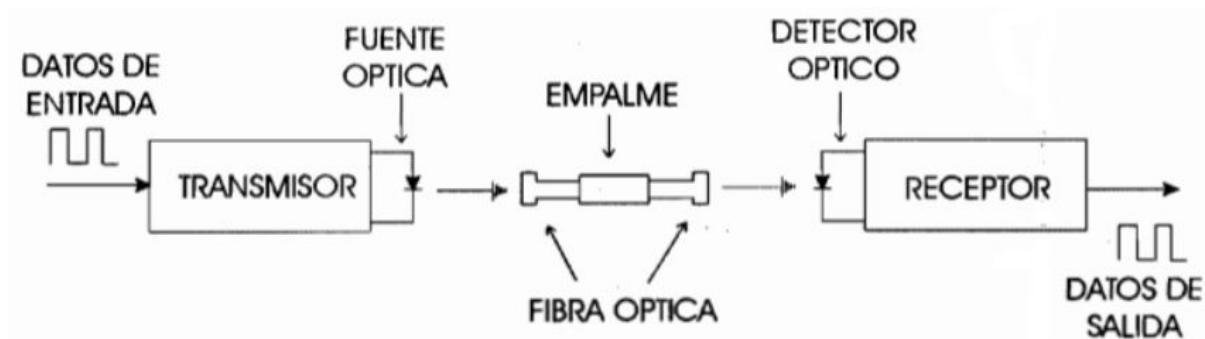


Figura 3.11: Transmisión punto a punto de señales a través de fibra óptica. [21]

Los sistemas de propagación de señales luminosas a través de la fibra óptica componen un medio de transmisión de datos rápido y fiable. En la figura 3.11 se plasma el procedimiento que sigue la transmisión de datos en un sistema óptico y los elementos que lo componen. Previa a la propagación a través de un medio óptico de una señal eléctrica (analógica o digital) es necesario realizar una conversión de esta a señal óptica. Esto genera una señal óptica a partir de una señal eléctrica en el emisor o fuente de luz situado en el extremo inicial de la comunicación. Realizada la conversión, la señal es transmitida a lo largo de la fibra óptica. Según las características del escenario puede haber una o varias uniones entre fibras a lo largo del canal. Estas pueden realizarse empalmando o utilizando conectores. Una vez la señal óptica

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENSORES DE FIBRA FBG

atraviesa todo el canal, llega al detector, dónde sucede el proceso inverso al ocurrido en el emisor y a la salida del sistema completo se tiene la señal eléctrica. Esta corresponde a la señal introducida al sistema con una pequeña posibilidad de haber sufrido pérdidas o atenuación debido a la impureza de la fibra, la distancia, las conexiones entre elementos del sistema o cualquier otro evento ajeno al este. Estas modificaciones de la señal de entrada pueden ser contrarrestadas o solventadas en recepción sin suponer un impedimento a una comunicación exitosa.

Veamos por separado los elementos dibujados en la figura 3.11:

- **Emisores (Transmisión)** Los emisores de luz forman un papel imprescindible en la transmisión de señales a través de la fibra óptica. Se encargan de convertir la señal eléctrica a señal luminosa, para que esta se pueda propagar por el canal óptico según lo esperado. Principalmente hay dos tipos de fuentes de luz: diodos LED o diodos láser. Dentro de los de tipo láser se distinguen otros tres tipos: láser fabry-perot (*FP*), láser de retroalimentación distribuida (*(DFB)*) y láser de cavidad vertical y emisión superficial (*VCSEL*). Unas de las condiciones más importantes que deben cumplir las fuentes de luz son que operen en la longitud de onda adecuada, se puedan modular lo suficientemente rápido para transmitir datos y poder acoplarse de forma eficiente a la fibra. [22]

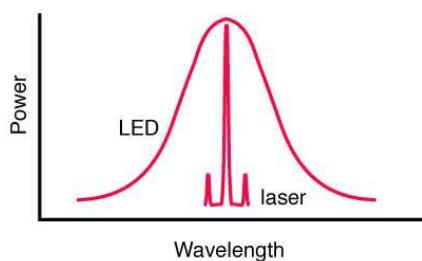


Figura 3.12: Relación entre potencia y longitud de onda diodo LED frente a diodo láser. [18]

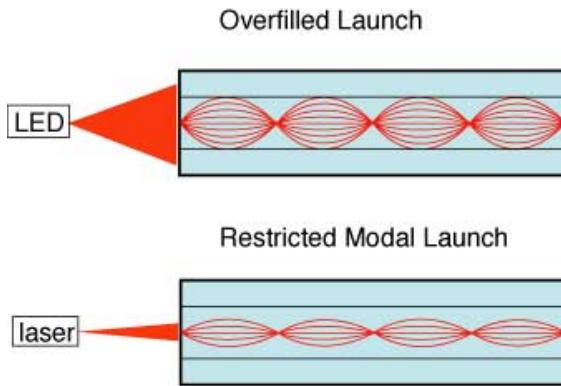


Figura 3.13: Corte transversal de fibra con emisión desde diodo LED frente a diodo láser. [18]

- **LED - Light Emitting Diodes**

Consiste en una fuente de luz incoherente. Es una fuente de luz de mayor ancho de banda de operación que en el caso de los diodos láser (véase figura 3.12 y 3.13). Tiene un espectro de emisión entre los 30-100 nm. En función del material semiconductor con el que se fabrique se pueden emitir desde luz ultravioleta hasta infrarrojos. Para conseguir emitir en un espectro reducido, es necesario polarizarlo y hacerle circular corriente eléctrica. Pueden ser modulados sin dificultad hasta velocidades de 100-200 Mb/s y en algunos casos hasta velocidades de 1 Gb/s.

Además, tienen un comportamiento simple, de fácil fabricación y tienen un coste bajo en comparación a otras fuentes. Su circuitería de alimentación y control es muy sencilla, debido a los bajos niveles de corriente que son necesarios para que funcione el dispositivo y a su relativa inmunidad frente a variaciones de la temperatura. Necesitan baja potencia de alimentación. Su geometría y patrón de radiación es de alta divergencia, el acople de luz a la fibra óptica monomodo es difícil, especialmente en los LED de emisión superficial. Son dispositivos fiables, ya que no sufren la degradación de tipo catastrófico y son menos sensibles que los diodos láser a la degradación por envejecimiento.

//-Resumen: Los LED se basan en emisión espontánea. Por sus características (baja coherencia, divergencia alta, baja potencia óptica de salida, circuitos electrónicos sencillos,...) se emplean habitualmente en combinación con fibras multimodo para enlaces de distancias cortas y velocidades bajas.

- **Láser - *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation***

Consiste en un tipo de fuente de luz coherente. Tienen mayor capacidad de transmisión de luz, concentran la luz en forma de haces estrechos pero potentes, es decir, emiten de manera direccional e intensa. Es por ello que se suele advertir que mirar con los ojos directamente a este tipo de emisiones es peligroso para la vista. (Véanse figuras 3.12 y 3.13). Pueden ser modulados en frecuencia y a gran velocidad. Su geometría y patrón de radiación es de relativamente baja divergencia, el acoplamiento de luz a la fibra óptica monomodo es bastante eficiente. Su composición es más compleja que la del diodo LED. Para conseguir dicha directividad y potencia, internamente la fuente tiene cavidades que combinan medio activo y espejos. Por ejemplo, necesita tener un circuito de realimentación para su control, debido a que se ve afectado por las variaciones de temperatura y a las reflexiones que pueda provocar la potencia óptica incidente en su salida. Debido a ello, son complejos y costosos de fabricar.

//- Resumen Los láseres se basan en emisión estimulada, conseguida formando cavidades que combinan medio activo y espejos para la realimentación. Son de mayores prestaciones que los LED (mayor coherencia, más directivos, mayor potencia de salida,...), pero más complejos y caros. Se pueden usar en fibras monomodo. Los hay de dos tipos, básicamente:

- Láseres multimodo (Fabry-Perot) que se usan en enlaces de velocidades medias/-bajas para distancias medias/cortas
- Láseres monomodo (DFB,DBR) que se usan en enlaces de alta capacidad –alta velocidad, distancias largas- y en sistemas WDM

La tabla 3.1 compara las características de las diferentes fuentes mencionadas, permitiendo ver también las diferencias entre los diferentes tipos de diodos láser citados.

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENSORES DE FIBRA FBG

	LED	LD_F-P	LD_DFB	VCSEL
Espectro emisión	Ancho	Medio	Estrecho	
Directividad	Muy divergente		Directivo	
Potencia	Baja		Alta	
Velocidad / BW modulación	Varios cientos de MHz		Varias decenas de GHz	
Acople a la fibra	MMF	SMF	MMF	
Curva I-P	Sin I_{umbral} ; baja pendiente	Con I_{umbral} ; alta pendiente		
Dependencia con temperatura	Baja		Alta	
Circuitos electrónicos asociados	Sencillos		Complejos	
Seguridad para la vista	No peligroso		Potencialmente dañino	
Tiempo vida útil	Alto		Medio (suficiente)	
Coste	Bajo	Medio	Alto	Bajo
Ventana operación	1 ^a , 2 ^a	2 ^a , 3 ^a		1 ^a , 2 ^a

Tabla 3.1: Tabla características fuentes de ópticas

■ **Detectores (Recepción)**

En cuanto al proceso de recepción, consiste en que la señal llega al final del canal y se tiene que dar el proceso inverso que en transmisión. Los detectores tienen la función de convertir las señales ópticas a señales eléctricas para recuperar la información. Son diodos semiconductores encargados de polarizar inversamente la polarización realizada en el diodo emisor. Al igual que pasaba en la transmisión, existe detección coherente o incoherente(detección directa). El componente del receptor que realiza la conversión óptico-eléctrica es el fotodetector. Se distinguen varios tipos, los más comunes son: los fotodiodos PIN y los fotodiodos de efecto de avalancha (APD). Aunque merece la pena mencionar los fotoespectrómetros, formados por células CCD integradas y una estructura óptica tan precisa que es capaz de detectar la potencia que la luz recibida proporciona en cada longitud de onda. Volviendo a los receptores PIN y APD, además del fotodetector, el detector puede estar compuesto por un pre-amplificador óptico, pero casi siempre tendrá un pre-amplificador eléctrico para amplificar la señal eléctrica obtenida del fotodiode, de muy baja corriente. El receptor lo podrá formar también (figura 3.14) un filtro óptico, para tomar solo en cuenta las frecuencias de interés. Posterior a la pre-amplificación eléctrica, los elementos de procesado de la señal que se incluyan dependerán del si las señales empleadas por el sistema eléctrico son analógicas o digitales.

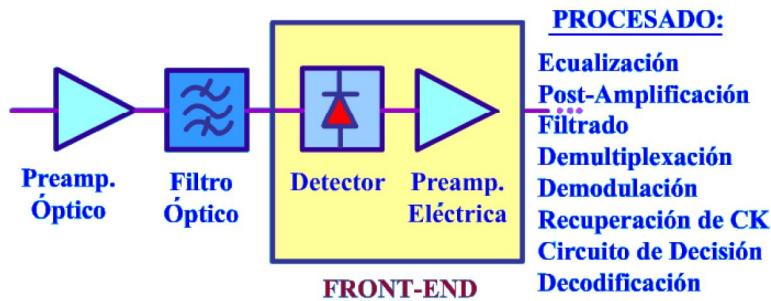


Figura 3.14: Diagrama de bloque receptor

Idealmente los fotodetectores deberían ser altamente sensibles, con alta velocidad de respuesta, poco ruidosos, compactos, robustos y de respuesta lineal. En la práctica es complicado conseguir todos estos atributos en conjunto. Por ejemplo, los APD requieren menor potencia óptica para funcionar que los diodos PIN, pero cuatro veces mayor voltaje de alimentación.

// Puedo añadir si eso lo que pone en el siguiente link: <http://www.thefoa.org/tech/ref/apln/transceiver.html>

■ *Conectores y empalmes*

Cabe hablar también de los conectores ópticos y empalmes utilizados para unir fibra óptica a fibra óptica u otros elementos del sistema. Teniendo una fibra óptica terminada en algún tipo de conector esta se puede unir a elementos como emisores, receptores, multiplexores y otros elementos, incluso se puede unir a otra fibra terminada en conector con un adaptador macho a macho. Además, para unir dos trozos de fibra es posible realizar una fusión que empalme ambas terminaciones de la fibra. La principal diferencia entre estos dos tipos de uniones es que los conectores unen de manera no permanente, mientras que los empalmes son uniones permanentes.

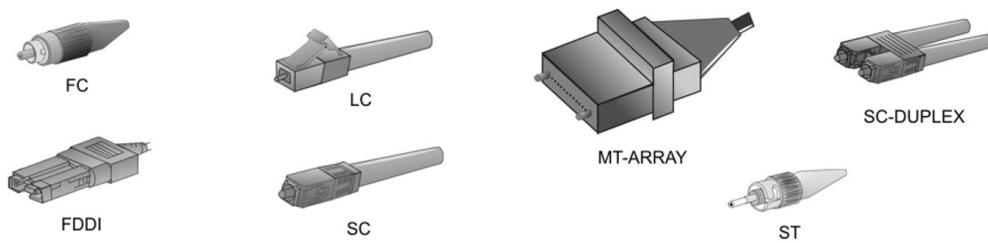


Figura 3.15: Tipos de conectores de fibra óptica. [23]

Es importante que las uniones no afecten a la calidad de la transmisión, es decir, deben garantizar bajas pérdidas de conectividad. En la figura 3.15 se muestra algunos de los conectores más empleados, cada uno de ellos suelen utilizarse en diferentes aplicaciones según sus características. Por ejemplo los utilizados en este trabajo, los conectores FC (*Ferule Connector*) se suelen utilizar tanto en montaje de laboratorio como de campo y sirven en fibras monomodo y multimodo. Además tienen unas pérdidas de inserción IL <0.34 dB en fibras multimodo y IL <0.15 dB en fibras monomodo. [23]

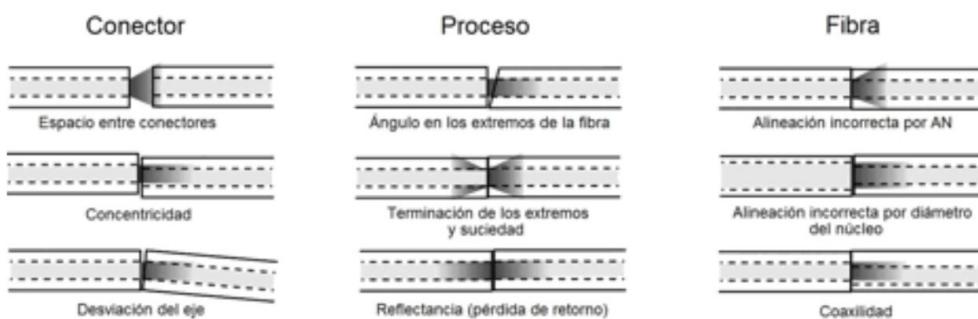


Figura 3.16: Causas de pérdida óptica en las uniones. [24]

Las pérdidas se pueden reducir cuando los núcleos de las dos fibras son idénticos, están alineados de manera perfecta y se tocan entre sí, los conectores y los empalmes se realizaron adecuadamente y no hay suciedad en la unión. En la figura 3.16 se pueden observar diferentes causas de pérdidas en las conexiones de fibra óptica. Además, los conectores pueden tener diferentes formas de férulas (o terminaciones), diferentes tipos de pulidos en el extremo de la fibra donde se realiza la unión (figura 3.17), lo que afecta

también a las pérdidas resultantes. El exterior de la fibra tiene que estar debidamente limpio y pulido para reducir al máximo las pérdidas, ya que una superficie aspera puede dispersar o absorber luz.



Figura 3.17: Tipos de conectores según su pulido. [23]

En cuanto a los empalmes, que crean una unión permanente entre dos fibras, hay dos tipos: por fusión y mecánicos. En la figura 3.18 se observa en primer lugar un empalme por fusión y los demás son mecánicos. Los más realizados son los empalmes por fusión por la fiabilidad y la robustez de la unión, así como por brindar pérdidas y reflectancias menores.



Figura 3.18: Tipos de empalmes. [24]

El proceso de fusión (Figura 3.19) consiste en primero pelar, limpiar y cortar los extremos de las fibras que se deseé unir. Una vez se dispone en los extremos de la fibra desnuda, cortada con la cortadora de precisión y limpia con un paño adecuado y alcohol, se deben colocar cada una en las guías de la fusionadora. Después se ejecuta el programa de fusión adecuado, según sea la fibra. Por último, se le coloca a la fusión un manguito protector termocontraible o una protección tipo mordaza para que la fusión no se desprenda ante alguna adversidad.



Figura 3.19: Proceso de empalme por fusión. [24]

3.1.2. Sensores ópticos

Existen en el mercado diversos tipos de sensores ópticos. Estos se pueden clasificar atendiendo a diversos aspectos. A continuación se exponen dos clasificaciones básicas[25]:

· En función de la naturaleza del parámetro a cuantificar

- Sensores químicos: Sirven para detectar variación de cantidad de ciertos componentes químicos. Además en este grupo se incluyen los biosensores.
- Sensores físicos: Utilizados para medir parámetros físicos (temperatura, presión, espesor, etc.)

· En función de la naturaleza de la propiedad óptica medida

- Sensores de absorbancia
- Sensores de reflectancia
- Sensores de luminiscencia (fluorescencia, quimioluminiscencia y bioluminiscencia)
- Sensores de dispersión Raman
- Sensores de índice de refracción
- etc.

En este trabajo se van a utilizar sensores de difracción de Bragg, que son sensores que cuantifican parámetros físicos a través de mediciones ópticas del índice de refracción.

■ **Redes de difracción de Bragg (FBG - Fiber Bragg Grating)**

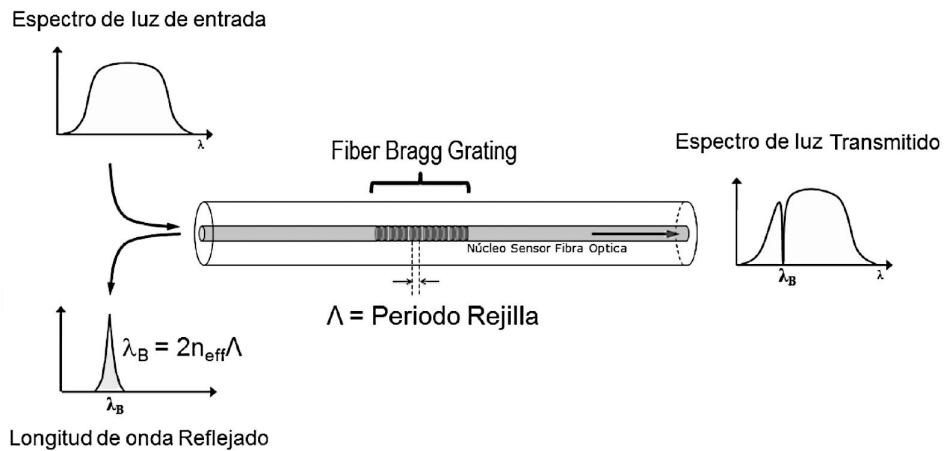


Figura 3.20: Funcionamiento de un sensor de fibra óptica FBG [26]

Los sensores de fibra óptica basados en redes de difracción de Bragg (*Fibre Bragg Gratings*), también denominadas FBGs, están diseñados para reflejar longitudes de onda determinadas (según el diseño) de la luz y transmitir el resto (Figura 3.20). Para ello se crea en el núcleo de la fibra una variación periódica del índice de refracción, conocido como rejilla tipo Bragg. Esta variación sólo afecta a la transmisión de cierta longitud de onda, la que refleja. Este tipo de fenómeno se puede utilizar como filtro bloqueador de una longitud de onda, además de para medir parámetros físicos como la deformación o la temperatura. Por ejemplo, es muy común su uso para la monitorización de estructuras como puentes [27].

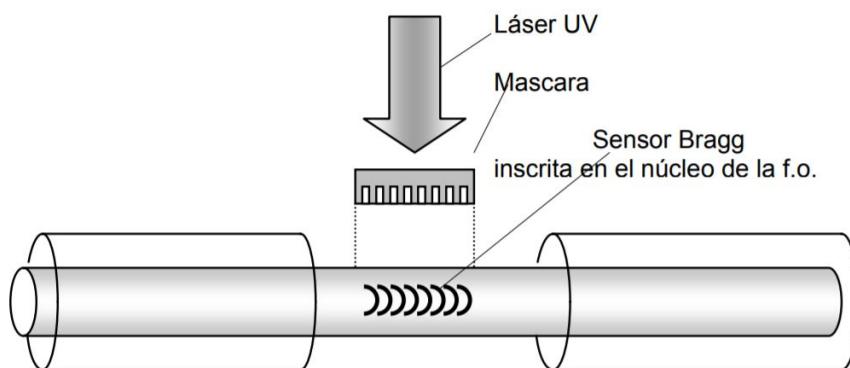


Figura 3.21: Proceso de generación del sensor de Bragg en la fibra. [28]

Para conseguir en el núcleo la variación permanente del índice de refracción se utiliza una fuente de luz ultravioleta (UV). De esta manera se inscribe una rejilla tipo Bragg en una fibra monomodo (figura 3.21). Comúnmente se utiliza fibra de sílice dopada con germanio, por su fotosensibilidad (capacidad de cambio del índice de refracción del núcleo con la exposición a la luz UV). En función de la intensidad y la duración de la exposición y de la fotosensibilidad de la fibra se consigue una variación del índice de refracción mayor o menor.

En resumen, los sensores de fibra de Bragg consisten en una fibra óptica monomodo, donde, en un segmento reducido de esta, se encuentra una rejilla tipo Bragg. Siendo esta la que genera en el núcleo de la fibra el cambio periódico de índice de refracción [29].

Existe una relación matemática entre la longitud característica de la FBG o longitud de la onda reflejada (λ_B), el índice de refracción efectivo (η_{eff}) y el periodo de la red de Bragg (Λ), como se puede ver en la ecuación 3.2, donde se define la longittud de la onda reflejada, λ_B :

$$\lambda = \lambda_B = 2\eta_{eff}\Lambda \quad (3.2)$$

A partir de estos conocimientos se deduce cómo funciona la medición de deformaciones. Cuando se genera una deformación de la fibra y cambia la distancia entre las rejillas de Bragg, se genera una variación del índice de refracción al variar el periodo de la red de Bragg. Es decir, al deformarse la FBG se tiene una Λ diferente respecto a la de reposo, cuando no se genera ninguna deformación. En el caso de las variaciones de temperatura generan un cambio de índice de refracción del silicio, debido al efecto termoóptico [30].

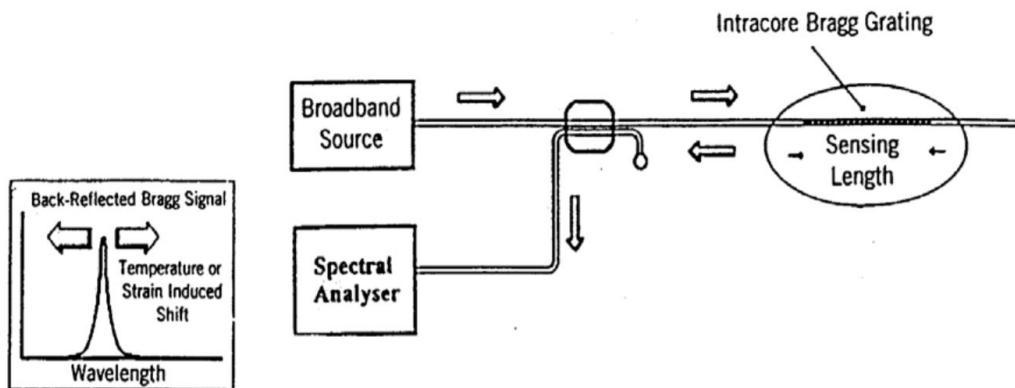


Figura 3.22: Representación esquemática de un sistema de medición de deformaciones mediante fibras ópticas con redes de Bragg y analizador spectral óptico. [28]

Para utilizar las FBGs como sensores se puede construir una distribución como la de la figura 3.22. En primer lugar, se manda un pulso a través de la fibra, y se pone un analizador de espectros para anotar las variaciones en la longitud de onda de Bragg (λ_B). Según sea el escenario a sensar pueden ser necesarias más de una FBG. Para ello se puede realizar una configuración en serie (empalmando FBGs) o en paralelo (utilizando multiplexores).



Figura 3.23: FBG embebida en un material flexible. [31]

Además, para proteger la FBG es conveniente cubrirla con un material flexible (figura 3.23), como por ejemplo el policloruro de vinilo (PVC) o el polidimetilsiloxano (PDMS). En este trabajo se utiliza como material protector y estructura del guante el PDMS, expuesto en el siguiente punto.

3.1.3. Polidimetilsiloxano (PDMS)

Dentro de la familia de los polímeros orgánicos basados en silicio se encuentra el polidimetilsiloxano, también conocido como PDMS. Otro término por el que se le conoce es dimeticona, un tipo de aceite de silicona. Para abreviar, a partir de este punto en el documento se referirá a él como PDMS. El polidimetilsiloxano es un material cristalino, flexible y fácil de modelar [32].

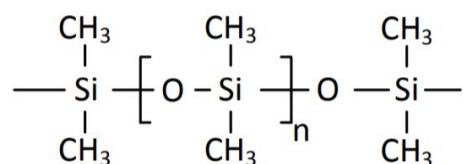


Figura 3.24: Composición química del PDMS. [31]

Su formulación química es $(H_3C)_3SiO[Si(CH_3)_2O]_nSi(CH_3)_3$ (figura 3.24), siendo $[Si(CH_3)_2O]_n$ el monómero presente n veces en la molécula del PDMS según la proporción de este con el agente de curación [32].

Para su fabricación se mezcla el monómero con el agente de curación siguiendo una proporción n:1, en función de la consistencia con la que se desee el elastómero resultante. Cuanto mayor sea la n, mayor será la solidez del PDMS. Una vez hecha la mezcla es necesario que esta cure, ya sea a temperatura ambiente o aplicándole calor para que cure más rápidamente.

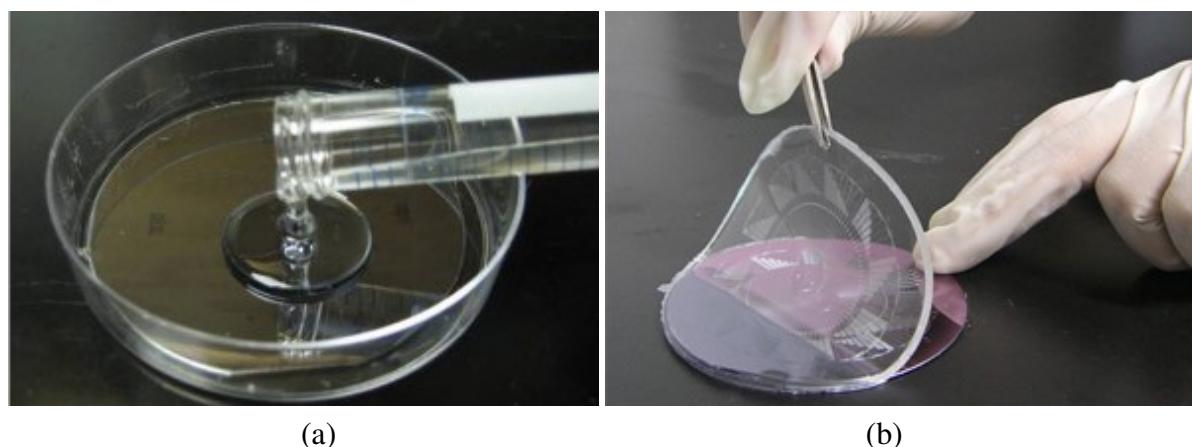


Figura 3.25: (a) PDMS en estado líquido [33] (b) PDMS en estado sólido, trás la curación [34]

TENGO QUE ELEGIR ENTRE UNA PAREJA DE IMAGENES U OTRA, O UNA DE CADA. Debajo dejo los links de las de abajo por si necesito ponerlos en la bibliografia.

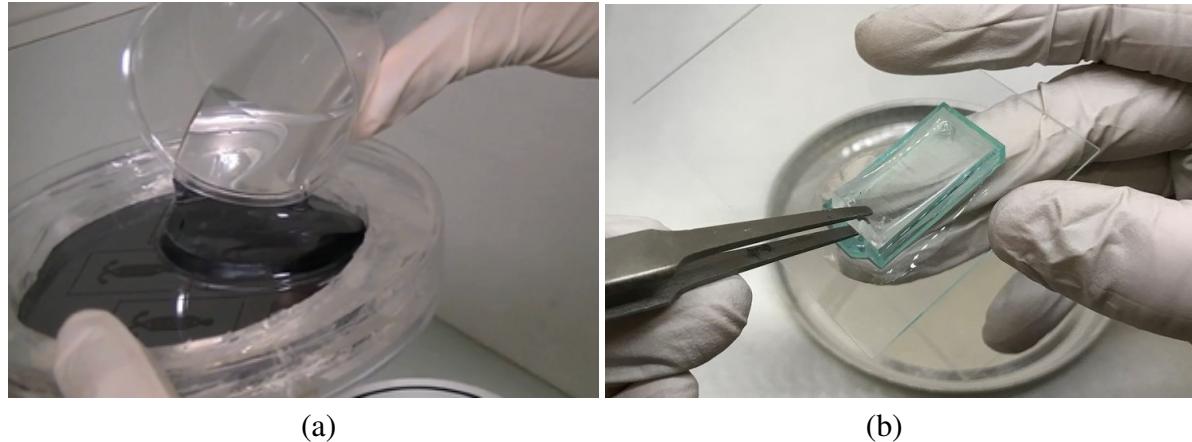


Figura 3.26: (a) PDMS en estado líquido [33] (b) PDMS en estado sólido, trás la curación [34]

<https://www.elveflow.com/microfluidic-tutorials/soft-lithography-reviews-and-tutorials/introduction-in-soft-lithography/pdms-softlithography-replication/>

<https://www.instructables.com/id/Making-a-PDMS-Microfluidic-Device-With-Maskless-Photolithography/>

La utilización de este elastómero en el ámbito de este trabajo es una buena opción ya que es inofensivo, no tóxico, no inflamable y eléctricamente no conductor.[31]

3.1.4. LabVIEW (*Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*)



Figura 3.27: Logo LabVIEW.

LabVIEW es un software de National Instruments de ingeniería que pretende simplificar el diseño de sistemas software distribuidos de pruebas, medidas y control [35]. Es un lenguaje y un entorno de programación gráfica desarrollado por National Instruments.

En sus inicios LabVIEW estaba orientado únicamente a aplicaciones de control de equipos electrónicos utilizados para el desarrollo de sistemas de instrumentación. Tiene dos ventanas principales: el **Panel frontal** y el **Diagrama de bloques**, como se ve en la figura 3.28. El panel frontal alberga los botones, pantallas, etc. con el que el usuario interactúa una vez está desarrollado el software, interfaz de usuario. Mientras que el diagrama de bloques corresponde a la circuitería interna del programa, dónde se interconectan los elementos del panel frontal para operar con ellos, dando lugar a la programación del backend del software [36].

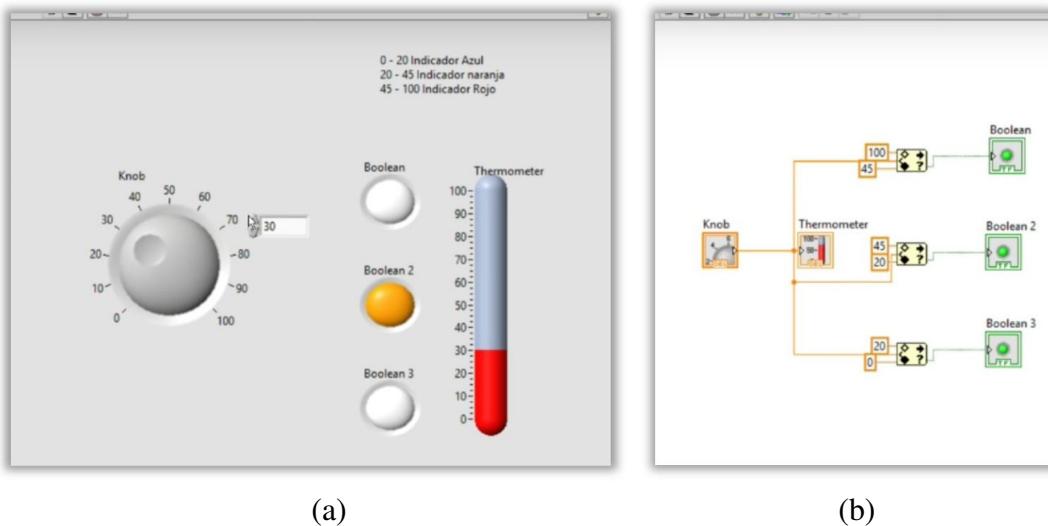


Figura 3.28: (Ejemplo sencillo de LabVIEW: (a) Frontend; (b) Backend [37]

En LabVIEW la programación se realiza en el Diagrama de bloques. Los programas están compuestos por los siguientes elementos: controles, funciones e indicadores. Estos elementos se conectan mediante “cables”. De esta manera se genera el programa, definiendo la “circulación” de los datos.

asdf sdffsd

3.2. Desarrollo del prototipo

La realización del primer desarrollo se origina a partir de un trabajo realizado con anterioridad en el grupo de investigación de la universidad[38]. Se mejora el soporte físico(hardware) y se desarrolla un nuevo programa con un interfaz de usuario simple e intuitivo.

El prototipo consiste en un prototipo técnico y funcional de un guante, con sensores de FBG embebidos en PDMS.

3.2.1. Materiales

En este apartado se disponen brevemente los componentes utilizados para el desarrollo del prototipo.

Para el desarrollo del software se utiliza un portatil **con XXXXXX GB de RAM blablabla**.

El guante que se coloca en la mano a medir está compuesto por seis fibras de Bragg (una por cada dedo y la muñeca) embebidas en PDMS. El PDMS forma la forma de la huella de una palma hasta la muñeca. Desde lo que sería esta, salen las seis fibras de Bragg hasta unirse con el multiplexor

en la figura 3.29

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENsoRES DE FIBRA FBG

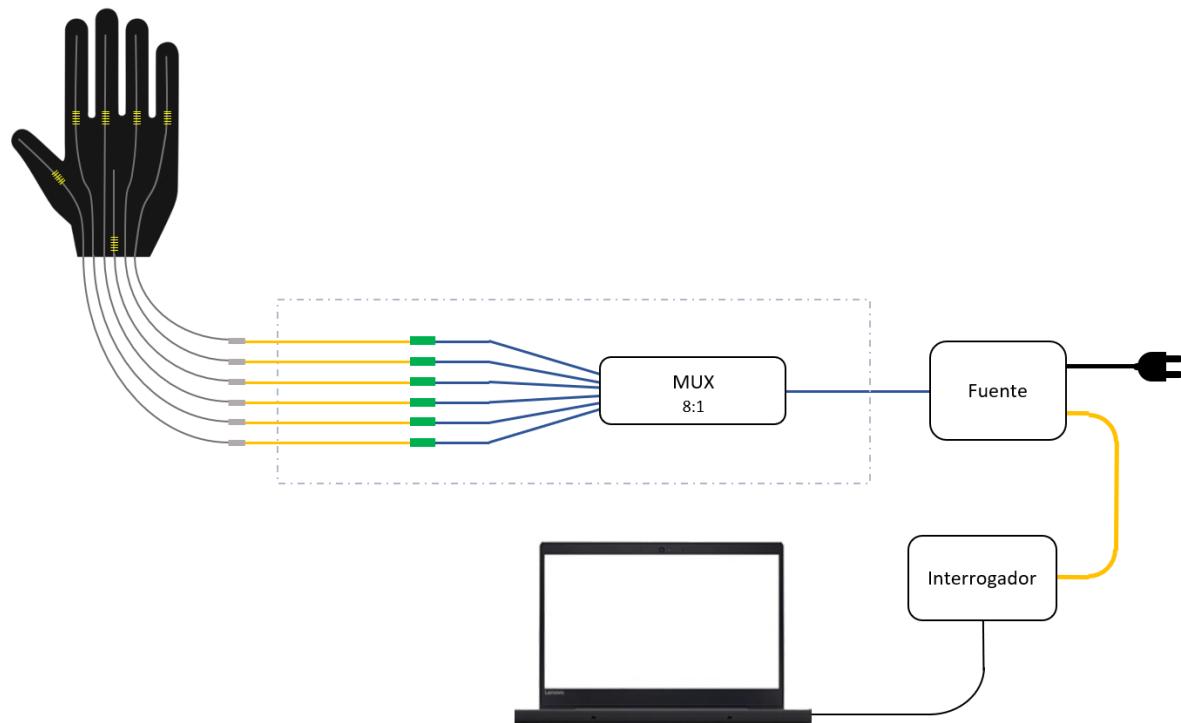


Figura 3.29: Diagrama de conexiones de elementos del prototipo.

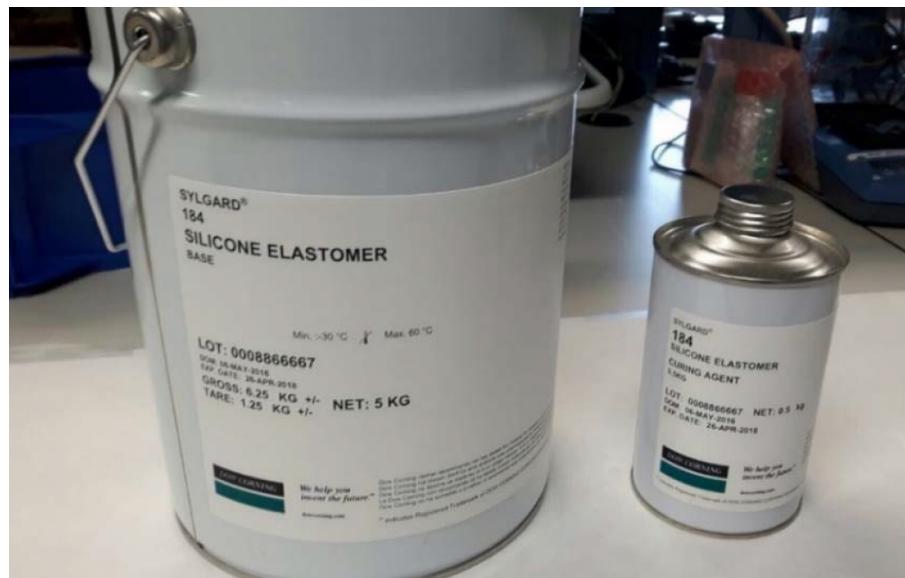


Figura 3.30: PDMS: Elastómero y agente de cura.

3.2.2. Proceso de fabricación del soporte físico

Elaboración/Proceso de fabricación

Para que sea más cómoda la explicación del proceso de elaboración del prototipo se divide este en tres partes: modelado 3D, fabricación del guante y montaje de prototipo completo.

■ Modelado 3D - Configuración 3D

Esta actividad comprende el diseño del molde con el que se fabrica el guante y de la caja contenedora de todo el cableado. Para poder producir el guante de PDMS es necesario tener un molde donde verter la disolución para darle la forma deseada. Gracias a las versatilidad de diseño que ofrece la impresión 3D se realiza con este proceso de manufactura el molde (véase figura 3.31).



Figura 3.31: Molde

■ Fabricación del guante

Para el proceso de fabricación del guante se necesitan

1. Preparar mezcla PDMS (55g de polímero y 5.5g de agente de curación). Primero el elastómetro y después agente de curación.
2. Revolver la mezcla durante al menos 4 minutos.
3. Se deposita el PDMS y se colocan las fibras en el molde

4. Se introduce en un horno de vacío para eliminar las burbujas durante 20 minutos, sin aplicar temperatura.
5. Meter el molde en el horno (4h y media a -55°C). Dejar un poco más.
6. Desmoldar.

Las siguientes figuras la puedo poner por separado, en la explicación del procesado de emapalmar.

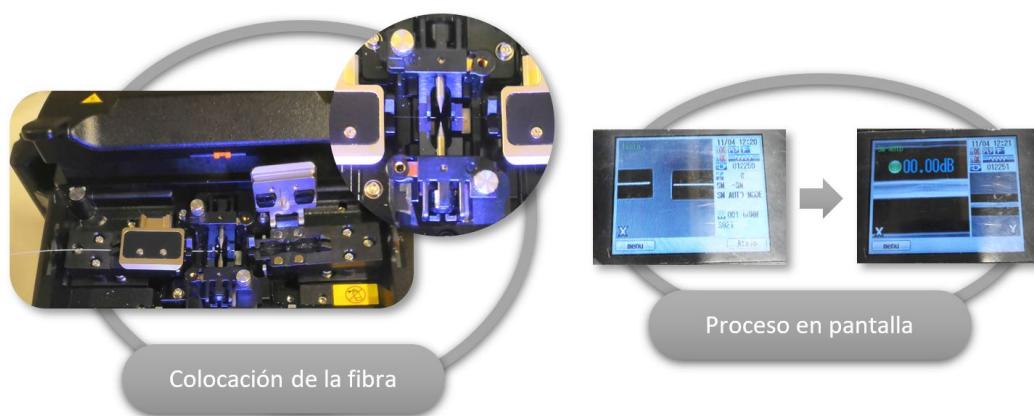


Figura 3.32: Colocación de la fibra en la fusionadora y proceso por pantalla. [24]

■ Montaje completo

asdf

asdf

BORRAR	
longitudes de onda del guante de fibras cortas	
Longitud de onda del sensor	
Dedo pulgar	1512 nm
Dedo índice	1520 nm
Dedo corazón	1528 nm
Dedo anular	1536 nm
Dedo meñique	1544 nm
Muñeca	1556 nm

Tabla 3.2: Tabla longitud de cada sensor FBG

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENSORES DE FIBRA FBG

	Longitud de onda del sensor
Dedo pulgar	1532 nm
Dedo índice	1548 nm
Dedo corazón	1576 nm
Dedo anular	1568 nm
Dedo meñique	1560 nm
Muñeca	1541.26 nm

Tabla 3.3: Tabla longitud de cada sensor FBG

Para determinar la valid

3.2.3. Funcionamiento

asdf

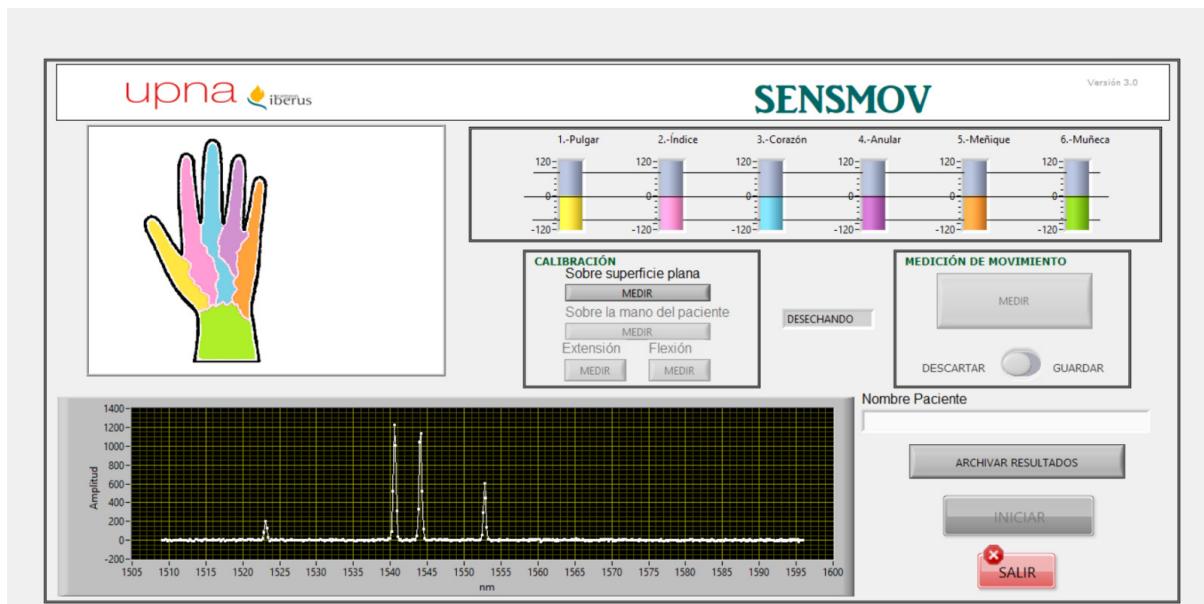


Figura 3.33: Interfaz del programa de labview.

3.3. Resultados y análisis

4

Solución con sensores IMU

asdf sdffsd

4.1. Marco conceptual

Este apartado tiene por finalidad realizar una clara exposición de los conceptos teóricos fundamentales para la comprensión del diseño llevado a cabo.

4.1.1. asdf

4.2. Desarrollo del prototipo

4.2.1. Materiales

4.2.2. Proceso de fabricación del soporte físico

4.2.3. Funcionamiento

asdf

4.3. Resultados y análisis

4.4. _____

4.5. Sensores inerciales

4.5.1. Principio de funcionamiento

Un sistema de referencia inercial se trata de un sistema de referencia regido por las leyes de movimiento de Newton. Por tanto, un sensor capaz de medir valores respecto a dicho sistema de referencia es lo que se conoce como un sensor inercial.

Una unidad inercial o IMU (Inertial Magnetic Unit) es un dispositivo que se compone de tres giróscopos (para determinar la orientación), tres acelerómetros y un reloj que permite asignar tiempo a los valores medidos por los sensores inerciales. Dichas unidades iniciales

presentan tres ejes y cada uno de ellos presenta un acelerómetro y un giróscopo.

Por tanto, la información que se recoge de las unidades inerciales son aceleraciones lineales, velocidades angulares y tiempo común para los tres ejes que llevan dicha información de aceleración y velocidad angular (ver Figura ??).

El tiempo requerido para la implementación del sistema de medida puede influir en la marcha de los pacientes y por tanto en la obtención de los parámetros [9]. Los sensores inerciales utilizados permiten realizar las mediciones de una manera sencilla y rápida lo cual resulta beneficioso en el contexto ambulatorio tanto para los pacientes como para el personal sanitario

4.5.2. Sensores inerciales propuestos

Los sensores inerciales utilizados para el sistema son el modelo MTw Awinda (Xsens Technologies B.V, The Netherlands) pueden verse representados en la Figura ??

Su tamaño es de 47 x 30 x 13mm y 16g de peso por lo que puede definirse como un sistema compacto y ergonómico que será de utilidad para el sistema propuesto en este trabajo. Dispone de unas bandas de sujeción que permiten colocar el sensor en el lugar necesario y por tanto dota de versatilidad al diseño.

Además, se incluye un software de captura que resultará útil para obtener las señales para su posterior procesado. La comunicación de los sensores con el software emplea un protocolo propietario que aparece representado en la Figura ??.

Sensores inerciales

Para la obtención del dato de distancia a partir de las señales proporcionados por los sensores inerciales es necesario tener en cuenta que la distancia se recorre en el plano en el que se produce el avance, que es este caso es el plano XY.

Para obtener la posición en este plano a partir de la aceleración en los tres ejes XYZ proporcionada por los sensores inerciales, es necesaria una doble integración. Posteriormente se elimina la deriva existente en las señales debido a esta integración. A continuación se describen los cálculos realizados

Una vez calculadas las distancias necesarias, se procede al cálculo de la distancia de separación entre pasos. En la Figura 4.1 se representa dicho cálculo. La distancia D2 es la correspondiente al cálculo de la distancia con el sensor inercial izquierdo en este caso, la distancia D1 es la distancia calculada mediante el sensor de ultrasonido.

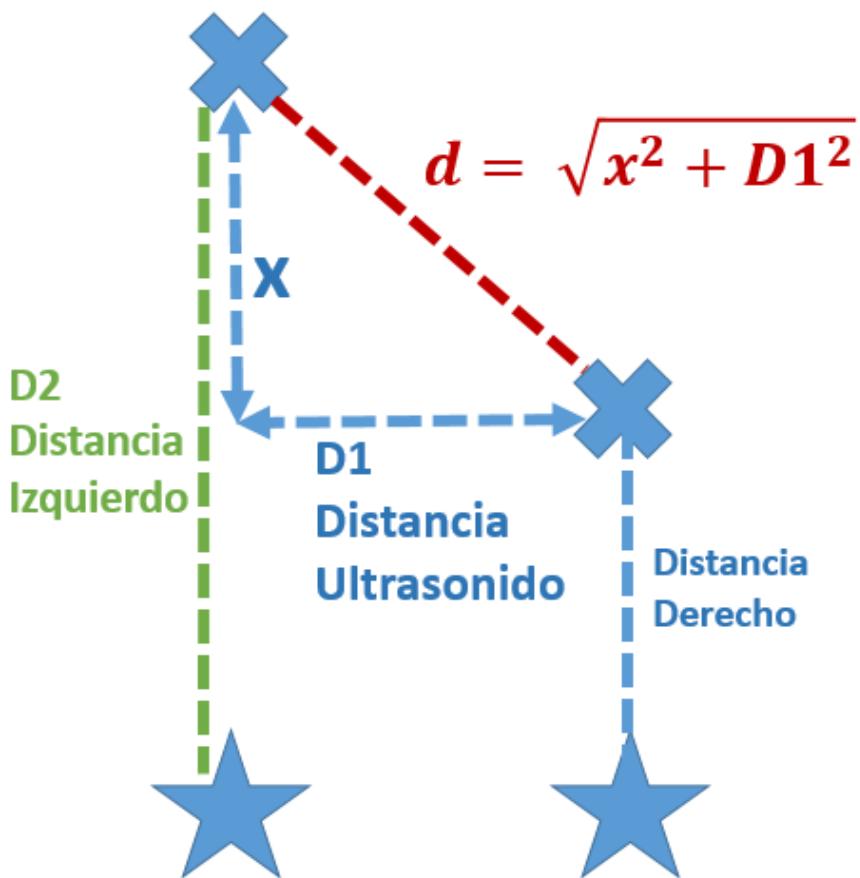


Figura 4.1: Cálculo final de distancia de separación entre pasos

Por tanto, para obtener X se utiliza la ecuación 4.1

$$x = D2 - DistanciaDerecho \quad (4.1)$$

En el caso de que el primero de los pasos se comenzase con el izquierdo la ecuación es la relativa a la DistanciaIzquierdo.

Para determinar la distancia, se utiliza por tanto, la ecuación 4.2

$$d = \sqrt{x^2 + D1^2} \quad (4.2)$$

5

Conclusiones y líneas futuras

Se ha diseñado un sensor de ultrasonido para medir la distancia de separación entre piernas para una posterior implementación en un sistema que permita la medida de la distancia de separación entre pasos.

Una vez realizadas las distintas medidas de la distancia de separación, tanto en estático como en dinámico, puede concluirse que el sistema propuesto es adecuado para la determinar la distancia entre piernas de un sujeto al caminar.

Los resultados de este trabajo han sido útiles para determinar la viabilidad al realizar un primer prototipo como solución al problema planteado.

Con el fin de lograr una mayor precisión en las medidas, debido a que la velocidad del

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

sonido depende de la temperatura según la ecuación 5.1, se propone como línea futura añadir un sensor de temperatura.

$$V_{sonido} = 331,4 + 0,6 * T_c \quad (5.1)$$

Por otra parte, será necesario trabajar en el diseño de un sensor más compacto para mejorar su funcionalidad y conseguir un diseño más ergonómico.

Además, como línea futura se pretende crear un prototipo que pueda procesarse en tiempo real permitiendo al personal sanitario obtener información instantánea que ayude en la valoración de la evolución del paciente. Así, se deberán automatizar los algoritmos de los que se dispone actualmente y también desarrollar un software que permita la sincronización de los sensores iniciales con el de ultrasonidos para llevar a cabo el procesado on-line.

También se intentará hacer una futura validación del sistema comparando las medidas de la distancia entre pasos usando el sensor de ultrasonidos y las obtenidas con tapices de presión o instrumentalizados.

Por último, para poder realizar la medida objetivo de la distancia de separación entre pasos, será necesario incluir un algoritmo de corrección de deriva en la posición que permita determinar las distancias de los sensores iniciales de forma precisa.

Bibliografía

- [1] Yuval Noah Harari. *Sapiens: a brief history of humankind*. Toronto, 2014.
- [2] *Ictus Datos*. Federación española de Ictus. URL: <https://ictusfederacion.es/infoictus>.
- [3] *Ictus. Observatorio del ictus*. URL: <http://www.observatoriodelictus.com/index.php/que-es-un-ictus>.
- [4] *Secuelas y complicaciones tras ictus*. URL: http://www.guiasalud.es/egpc/ictus_ap/resumida/apartado06/manejo_alta03.html.
- [5] *Gasto asociado al cuidado de un enfermo*. URL: <http://www.elmundo.es/suplementos/salud/2007/733/1196463608.html>.
- [6] S. E. M. Lawson R.G. Morris. *A review and evaluation of available gait analysis technologies, and their potential for the measurement of impact transmission*. Newcastle University.
- [7] *Ictus. prueba*. URL: <http://www.observatoriodelictus.com/index.php/que-es-un-ictus>.
- [8] Henk C. Schamhardt Hilary M. Clayton. *Measurement Techniques for Gait Analysis*. URL: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.475.1447&rep=rep1&type=pdf>.

BIBLIOGRAFÍA

- [9] Begoña Rodero Lasheras. *Procesado de señales proporcionadas por sensores inerciales: Evaluación de la marcha post-ictus.* URL: http://academica-e.unavarra.es/bitstream/handle/2454/21879/TFG_MB_Rodero_Lasheras.pdf?sequence=1&isAllowed=y.
- [10] F Patanè P Cappa R Di Marco S Rossi. *Technical quality assessment of an optoelectronic system for movement analysis.* University of Tuscia, Viterbo, Italy.
- [11] Julian A. Feller Kate E. Webster Joanne E. Wittwer. *Validity of the GAITRite1 walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait.*
- [12] Jaap H-Buurke Bert-Jan F. Van Baijnum Peter H. Veltnik Fokke B. Van Meulen Dirk Weenk. *Ambulatory assessment of walking balance after stroke using instrumented shoes.* URL: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-016-0146-5>.
- [13] Sergio Schnitzler. *Fibras ópticas.* URL: <http://www.yio.com.ar/fo/ventanas.html>.
- [14] *Fundamentos de las Fibras Ópticas.* URL: <http://fibraoptica.blog.tartanga.eus/fundamentos-de-las-fibras-opticas/>.
- [15] *Núcleo fibra.* 2018. URL: <https://fusicom.es/normativa-ict/nucleo-fibra/>.
- [16] James Chen K. *¿Qué es la "fibra óptica" y ¿Porqué utilizarlas ?* URL: <http://apacoe.weebly.com/conocimiento/que-es-la-fibra-optica>.
- [17] Ignacio Mungía. *¿Cómo se fabrica la fibra óptica?* URL: <https://www.xatakaciencia.com/tecnologia/como-se-fabrica-la-fibra-optica>.
- [18] Inc The Fiber Optic Association. *Fibra óptica - Tipos de fibra.* URL: http://www.thefoa.org/ESP/Fibra_optica.htm.
- [19] Rüdiger Paschotta. *Optical Fiber Technology - Physical Principles and Applications of Different Types of Optical Fibers.* 2008.
- [20] Chandrasekhar Roychoudhuri y Leno Pedrotti. *Basic Geometrical Optics.* 2009. DOI: 10.1117/3.784938.ch3.

- [21] Mariana. *Fibra óptica: ¿Qué es?, tipos, características y ventajas.*(Infografía). URL: <https://www.pandaancha.mx/noticias/fibra-optica-caracteristicas-ventajas.html>.
- [22] *Emisores y receptores de fibra optica.* URL: <https://servestandardwanpppoe.wordpress.com/2015/07/31/emisores-y-receptores-de-fibra-optica/>.
- [23] *Tipos de conectores y usos.* URL: <https://sites.google.com/site/stigestionydesarrollo/recuperacion/desarrollo-1/temall/8---propiedades-y-tipos-de-conectores-de-fibra-optica>.
- [24] Inc The Fiber Optic Association. *Conectores y empalmes.* URL: <http://www.thefoa.org/ESP/Conectores.htm>.
- [25] Concepción Pérez COnde. *Sensores ópticos.* 1996.
- [26] Francisco Navarro-henríquez. «Sensores de fibra óptica FBG para el monitoreo de la salud estructural de los puentes Structural Health Monitoring of Bridges with Fiber Bragg Grating Sensors». En: 27.506 (2014), págs. 3-13.
- [27] Shizhuo Yin Francis T. S. Yu. *Fiber Optic Sensors.* The Pennsylvania State University, 2002. ISBN: 082470732X.
- [28] Malte Frovel. *Sensores de fibra óptica tipo redes de Bragg embebidos en material compuesto para medir deformaciones y temperaturas criogénicas.* Escuela técnica superior de ingenieros aeronáuticos, Universidad Politécnica de Madrid, 2006.
- [29] Heather J. Patrick Michel LeBlanc K. P. Koo Alan D. Kersey Michael A. Davis. «Fiber Grating Sensors». En: 15.8 (1997), págs. 1442-1463.
- [30] ¿Qué es una red de Bragg en fibra? URL: <https://www.hbm.com/es/4596/que-es-una-red-de-bragg-en-fibra/>.
- [31] Jan Nedoma y col. «Encapsulation of FBG sensor into the PDMS and its effect on spectral and temperature characteristics». En: *Advances in Electrical and Electronic Engineering* 14.4 Special Issue (2016), págs. 460-466. ISSN: 18043119. DOI: 10.15598/aeee.v14i4.1786.

BIBLIOGRAFÍA

- [32] A. Santiago-Alvarado y S. Vásquez-Montiel. «Propiedades físico-químicas de membranas PDMS empleadas en lentes líquidas». En: *Superficies y Vacío* 22.3 (2009), págs. 61-66. URL: http://smcsyv.fis.cinvestav.mx/supyvac/22{_}3/SV2236109.pdf.
- [33] Francesca Burgoyné. *Degas PDMS in two minutes*. URL: http://blogs.rsc.org/chipsandtips/2010/08/17/degas-pdms-in-two-minutes/?doing_wp_cron=1520125055.0960030555725097656250.
- [34] Francesca Burgoyné. *A simple and economical holder for casting PDMS chips*. URL: <http://blogs.rsc.org/chipsandtips/2009/11/20/a-simple-and-economical-holder-for-casting-pdms-chips/>.
- [35] ¿Qué es LabVIEW? URL: [LabVIEWyt](#).
- [36] José Pelegrí Sebastiá José Rafel Lajara Vizcaíno. *LabVIEW - Entorno gráfico de programación*. The Pennsylvania State University, 2011. ISBN: 9788426716965.
- [37] Jhon Barreiro. *Ejemplo Básico en LabVIEW*. 2016. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=YhKzN65oryI>.
- [38] Silvia Castillo Sagasta. «Prototipo de guante de fibra óptica para monitorización de personas con movilidad reducida». 2018.

