

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

Evaluación del movimiento de las manos

Desarrollo de un sistema basado en FBG
Estudio de una solución alternativa con
sensores inerciales



Máster Universitario en
Ingeniería de Telecomunicación

Trabajo Fin de Máster

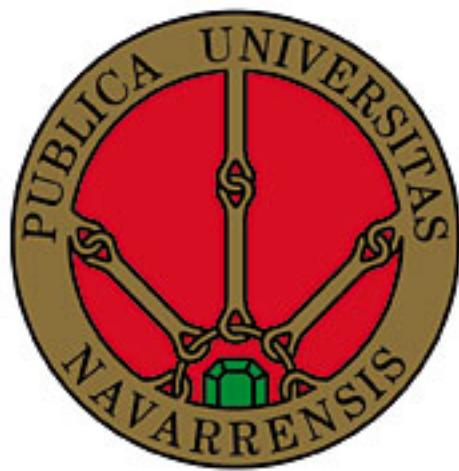
Miriam Rubio Lecuona

Marisol Gómez Fernández

Alicia Martínez Ramírez

Pamplona, 28 de junio de 2019

**EVALUACIÓN DEL MOVIMIENTO DE LAS MANOS.
DESARROLLO DE UN SISTEMA BASADO EN FBG.
ESTUDIO DE UNA SOLUCIÓN ALTERNATIVA CON SENORES
INERCIALES.**



Autora: Miriam Rubio Lecuona
Tutoras: Marisol Gómez Fernández, Alicia Martínez Ramírez

Departamento de Matemáticas
Universidad Pública de Navarra

Junio de 2019

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: a brief history of humankind

Agradecimientos

A mis tutoras, por su acompañamiento, su energía y su apoyo durante estos últimos meses.

A mis compañeras de laboratorio, por todas las risas y la ayuda, haciendo más llevaderos los momentos en los que parece que nada funciona como a uno le gustaría.

A mis padres, por darme todo lo que tengo, mi educación, mi historia y mi futuro.

A Ismael, por apoyarme y darme fuerzas cuando más lo necesito.

A Raquel, por los buenos momentos compartidos.

Y por último, gracias a toda la gente con la que he compartido estos años algo de mi tiempo, seguramente hayáis influido de alguna u otra manera a que hoy yo esté aquí.

Abstract

Abstract — The number of survivors after a cerebrovascular disease is higher due to the current medical progress in treatment. Consequently, the need to improve rehabilitation techniques that increase the quality of life of patients is growing.

The tools dedicated to measurement and monitoring are essential in neurorehabilitation, both for the patient and for the physiotherapist. This work focuses on the development of a prototype to measure the ranges of the hand joint after a cerebrovascular disease.

In this conceptual framework, a fiber optic glove has been developed, whose results and limitations have led to its rejection as a possible solution. Consequently, an alternative solution based on inertial sensors has been studied.

Key words — Inertial sensor, Fiber Bragg Grating, Rehabilitation, Stroke.

Resumen

Resumen — Gracias a los grandes avances en la medicina actual, el número de supervivientes después de una accidente cerebrovascular cada vez es mayor. En consecuencia, la necesidad de mejorar las técnicas de rehabilitación que aumentan la calidad de vida de los pacientes está creciendo.

Las herramientas dedicadas a la medición y la monitorización son esenciales en la neurorrehabilitación, tanto para el paciente como para el fisioterapeuta.

Este trabajo se centra en el desarrollo de un prototipo para medir los rangos articulares de la mano y los dedos después de una enfermedad cerebrovascular.

En este marco conceptual, se ha desarrollado un guante de fibra óptica. Debido a sus limitaciones en el desarrollo y los resultados obtenidos, se ha descartado el guante de fibra óptica como una posible solución. En consecuencia, se ha estudiado una solución alternativa basada en sensores inerciales.

Palabras clave — Sensor inercial, Sensor de fibra de Bragg, Rehabilitación, Ictus.

Índice general

1. Introducción	3
1.1. Objetivos	5
1.1.1. Objetivo principal	5
1.1.2. Objetivos específicos	5
1.2. Estructura del documento	6
2. Estado del Arte	7
2.1. Enfermedades neurológicas	7
2.1.1. Secuelas	9
2.1.2. Rehabilitación	10
2.2. Rehabilitación de las manos	10
2.3. Guantes sensorizados	12
3. Solución con sensores de fibra FBG	15
3.1. Marco conceptual	16
3.1.1. Fibra óptica	16
3.1.2. Transmisión de señales a través de la fibra óptica	23
3.1.3. Sensores ópticos	28
3.2. Desarrollo del prototipo	32
3.2.1. Materiales	33
3.2.2. Fabricación del prototipo	36
3.2.3. Programación del software	47
3.2.4. Funcionamiento	54

ÍNDICE GENERAL

4. Solución con sensores IMU	57
4.1. Marco conceptual	58
4.1.1. Sensores inerciales	58
4.1.2. Microcontrolador basado en ESP32	62
4.2. Prototipo propuesto	63
4.2.1. Disposición	64
4.2.2. Funcionamiento	66
4.3. Resultados y análisis	68
5. Conclusiones y líneas futuras	71
5.1. Líneas futuras	73
Bibliografía	75
Anexos	79
A. Protocolo de medida	81
B. Resultados	83

Índice de tablas

3.1.	Tabla características fuentes de ópticas	25
3.2.	Tabla longitud de cada sensor FBG	33
3.3.	Valores fijos de configuración del interrogador	51
4.1.	Tabla de propiedades características ESP32	62

Índice de figuras

2.1.	Anatomía de las manos. [7]	10
2.2.	Movimientos de las manos [8]	11
2.3.	Modelo CyberGlove III de CyverGloveSystems.	12
2.4.	Modelo de guante Rapael	13
3.1.	Espectro electromagnético en frecuencia.	16
3.2.	Longitud de onda fibra óptica junto con el espectro visible. [10]	17
3.3.	Atenuación(dB/Km) frente a longitud de onda λ (nm) [11]	18
3.4.	Capas fibra óptica [12, 13]	18
3.5.	Relación grosor fibra multimodo (MM) y monomodo (SM) [11]	19
3.6.	Corte transversal fibra multimodo en transmisión de luz. [16]	20
3.7.	Corte transversal fibra monomodo en transmisión de luz. [16]	20
3.8.	Disposición rayos. Multimodo (indice escalonado y gradual) y monomodo. [15]	21
3.9.	Relación tamaños fibras ópticas. [15]	21
3.10.	Ángulo crítico y reflexión interna total. [17]	22
3.11.	Transmisión punto a punto de señales a través de fibra óptica. [18]	23
3.12.	Relación entre potencia y longitud de onda diodo LED frente a diodo láser. [15]	24
3.13.	Corte transversal de fibra con emisión desde diodo LED frente a diodo láser. [15]	24
3.14.	Diagrama de bloque receptor	26

ÍNDICE DE FIGURAS

3.15. Tipos de conectores de fibra óptica. [20]	26
3.16. Causas de pérdida óptica en las uniones. [21]	27
3.17. Tipos de conectores según su pulido. [20]	27
3.18. Tipos de empalmes. [21]	27
3.19. Funcionamiento de un sensor de fibra óptica FBG [23]	29
3.20. Proceso de generación del sensor de Bragg en la fibra. [25]	29
3.21. Representación esquemática de un sistema de medición de deformaciones mediante fibras ópticas con redes de Bragg y analizador spectral óptico. [25] . .	31
3.22. FBG embebida en un material flexible. [28]	31
3.23. Prototipo con Sensores de fibra FBG.	32
3.24. FBG de longitud de onda de 1536nm en su envoltura de compra.	33
3.25. Composición química del PDMS. [28]	34
3.26. PDMS en estado líquido(a) [31] y sólido(b) trás la curación [32]	34
3.27. Splitter de PLC de 1:8	35
3.28. (a) Fuente [33] (b) Interrogador [34]	36
3.29. Molde	37
3.30. Antes y después de tener la caja	37
3.31. Diseño 3D de la caja	38
3.32. (a) Hephestos (b) Witbox	39
3.33. PDMS: Elastómero y agente de cura.	39
3.34. Proceso de manufactura del guante.	40
3.35. Disposición del guante sensorizado.	41
3.36. Desmoldado del guante.	42
3.37. Diagrama de conexiones de elementos del prototipo.	43
3.38. Proceso de empalme por fusión. [21]	44
3.39. Unión fibras FBG - Fibra monomodo.	44
3.40. Colocación de la fibra en la fusionadora y proceso por pantalla.	45
3.41. Unión fibras FBG - Fibra monomodo.	45

ÍNDICE DE FIGURAS

3.42. Organización de las fibras dentro de la caja.	46
3.43. Logo LabVIEW.	47
3.44. (Ejemplo sencillo de LabVIEW: (a) Frontend; (b) Backend	48
3.45. Árbol jerárquico de VI del proyecto.	49
3.46. Interfaz del programa del interrogador.	50
3.47. Interfaz del programa SENSMOV en LabVIEW.	52
3.48. Interfaz del programa de labview.	54
3.49. Diagrama de funcionamiento del prototipo.	55
4.1. Movimientos básicos asociados con la aceleración de un objeto. [41]	58
4.2. Lectura de aceleración lineal en los ejes del acelerómetro. [41]	59
4.3. Esquema típico de un giroscopio. [41]	60
4.4. Esquema típico de un magnetómetro. [41]	61
4.5. Líneas de campo magnético terrestre referencia Norte-Sur. [41]	61
4.6. Módulo ESP32.	62
4.7. Diagrama de bloques de ESP32.	63
4.8. Disposición de los elementos del prototipo sobre la mano.	64
4.9. Conexión I2C de una de las salidas del multiplexor.	65
4.10. Pantalla de medición de la rehabilitación.	66
4.11. Pantalla de análisis de resultados de las sesiones.	67
4.12. Pantalla de medición de la rehabilitación.	68
4.13. Precios orientativos de los componentes en el prototipo basado en FBG y en el basado en IMUs.	69

1

Introducción

Un accidente cerebrovascular (ACV), también conocido como ictus se debe o bien a una interrupción del suministro sanguíneo en el cerebro o, bien, a una hemorragia cerebral. El accidente cerebrovascular (ACV) es la enfermedad neurológica adquirida más común en la población adulta de todo el mundo. Gracias a los avances médicos, la mortalidad en torno a esta dolencia se ha visto mermada significativamente. Lo que conlleva un incremento en el número de discapacitados por esta afección. [2]

Según el estudio IBERICTUS (del Proyecto de Apoplejía del Grupo de Estudio de Enfermedades Cerebrovasculares) realizado en 2012 se tienen 187 casos de ictus por cada 100.000 habitantes al año. Entre las personas que sufren un ictus un 14% fallecen y los otros 86% sobreviven[3]. De entre los que sobreviven un 8% son causa de un ataque isquémico

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

transitorio (AIT), un 15 % de hemorragias y un 77 % de infartos. De entre os dos últimos casos (ictus consecuencia de hemorragias e infartos) un 44 % de las personas quedan con secuelas, es decir, necesitan rehabilitación. Este porcentaje se divide en un 23 % de casos de discapacidad leve-moderada y un 21 % de discapacidad grave. Las personas con discapacidad grave además de rehabilitación necesitan también atención constante. [3]

Cuánto antes se inicie la rehabilitación de este tipo de pacientes más probable será conseguir mejores resultados. Incluso será necesario un seguimiento posterior a la fase de recuperación. Mediante la rehabilitación se pretende minimizar el déficit neurológico y sus complicaciones, fomentar la reintegración familiar y social del individuo y mejorar su calidad de vida. Con este fin, el equipo de rehabilitación debe usar todas las técnicas y tecnologías que han demostrado ser útiles para el manejo de estos pacientes en diferentes etapas de rehabilitación, incluso en el seguimiento posterior a la fase de rehabilitación. [2]

Gracias a los avances en las últimas décadas en el desarrollo de nuevas tecnologías, existen dispositivos y herramientas que ayudan en el análisis y la evaluación del movimiento humano mediante sensores que se adhieren al sujeto y recogen señales mientras éste realiza una actividad determinada.

Actualmente, existen en el mercado guantes que permiten detectar el ángulo de flexión de los dedos y hacer un seguimiento del progreso del paciente. Incluso algunos incorporan mecánicas de juego para mejorar la motivación del usuario. Por otro lado, existen exoesqueletos que ayudan a flexionar la mano con actuadores externos.

Desafortunadamente, estas soluciones no se adaptan a las deformaciones de las manos de las personas que han sufrido un accidente cerebrovascular.

Fruto de la colaboración entre la Universidad Pública de Navarra (UPNA) y la Asociación del Daño Cerebral de Navarra (ADACEN) surge el proyecto “SENSMOV(Sistema TIC de evaluación de la movilidad para personas con problemas motores)”, financiado por el Departamento de Desarrollo Económico del Gobierno de Navarra. Se comenzó el primer prototipo de un guante de sensores de fibra óptica basado en redes de difracción de Bragg (FBG)

para monitorizar los movimientos de la mano y dedos con el objetivo de utilizarse durante la rehabilitación del rango articular de la mano.

El objetivo de este trabajo de fin de máster es continuar el desarrollo de dicho prototipo y proponer una solución alternativa que mejore sus especificaciones y funcionalidades.

1.1. Objetivos

1.1.1. Objetivo principal

El objetivo principal de este proyecto es mejorar un prototipo técnico y funcional de una guante destinado a cuantificar los ejercicios de rehabilitación en pacientes que han sido afectados por ACV. Así como un software que sea capaz de monitorizar los movimientos de las articulaciones de las manos. El prototipo deberá ser diseñado con la finalidad de evaluar la rehabilitación del rango articular de la mano en pacientes con movilidad reducida. Para ello se tendrán en cuenta características como la ergonomía, precisión y fiabilidad del guante, y la usabilidad y funcionalidad del software.

1.1.2. Objetivos específicos

A continuación se enumeran ciertos objetivos específicos en los que se puede dividir el trabajo para comprender su magnitud:

1. Familiarización con el prototipo diseñado (Hardware y software)
2. Propuesta de mejora frente al viejo prototipo (Hardware y software)
3. Desarrollo final del prototipo con la tecnología de FBGs (Hardware y software)
4. Ideación de una solución alternativa que sea capaz de mejorar el resultado obtenido en el desarrollo: solución con sensores iniciales.

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

Este trabajo servirá para comprender en plenitud el problema que resuelve el proyecto y las necesidades que conlleva.

1.2. Estructura del documento

El documento consta de los siguientes capítulos:

CAPÍTULO 1: Introducción.

CAPÍTULO 2: Estado del arte.

CAPÍTULO 3: Solución con sensores de fibra FBG.

CAPÍTULO 4: Solución con sensores IMU.

CAPÍTULO 5: Conclusiones y líneas futuras.

En el desarrollo del proyecto se ha llevado a cabo la solución con sensores de fibra FBG y propuesto (tras su estudio) una segunda solución basada en sensores IMU. 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 y componentes necesarios, el proceso de fabricación y el funcionamiento.

2

Estado del Arte

En este capítulo se estudia más detalladamente el problema que pretende resolver el proyecto y las características del entorno.

2.1. Enfermedades neurológicas

Las enfermedades neurológicas son muy frecuentes en España. Los servicios de neurología atienden a más de 2.2 millones de pacientes al año. Además, 7.5 millones de personas sufren algún tipo de enfermedad neurológica (un 16 % de la población española).

CAPÍTULO 2. ESTADO DEL ARTE

Se conocen dos tipos de accidentes cerebrovasculares (ACV) según la causa [4]:

- Hemorragia cerebral: suceden a causa de la rotura de una vaso sanguíneo.
- Isquemia cerebral: consecuencia de una obstrucción de una arteria por la presencia de un coágulo de sangre. En muchas ocasiones se origina en el corazón y se desplaza hasta el cerebro, dónde interrumpe el flujo sanguíneo.

Sea cual sea la causa del ictus, el daño cerebral adquirido puede ser irreversible. Las secuelas posteriores pueden repercutir considerablemente en la calidad de vida del afectado.

Cuando se sufre un accidente cerebrovascular es recomendable recibir atención neurológica temprana, preferentemente durante la primera hora. Cuanto más tiempo se tarde en recibir atención por un especialista, peores serán las consecuencias del accidente y más complicada la recuperación.

Este tipo de enfermedades habitualmente son atendidas por los servicios de urgencias, debido a que surge de manera fortuita y sus efectos instantáneos son de gran magnitud. De los 26 millones de urgencias hospitalarias que se atienden al año en España, el 14% son neurológicas y en su gran mayoría son consideradas de nivel I-III (riesgo vital-riesgo potencial). Asimismo, neurología es la segunda especialidad más requerida en los servicios de urgencias.

Existe una medida denominada DALY (años de vida ajustados por discapacidad) que estima el número de años perdidos por causa de una enfermedad, discapacidad o muerte prematura. Según la cual sitúa el ICTUS como la más influyente (con el 55% entre las demás) de entre dolencias como: alzheimer (12%), migraña (8.3%), epilepsia (7.9%), parkinson, esclerosis múltiple, meningitis y otros. Este hecho señala la importancia de conseguir poner remedio a esta situación, consiguiendo que el ictus no sea tan significativo en este tipo de medidas.

El ictus tiende a prevalecer más en el enfermo cuanto mayor es su edad. Es decir, cuanto mayor edad tiene la persona afectada, más difícil es la recuperación de este. [5]

2.1.1. Secuelas

Los afectados por esta enfermedad padecen una serie de secuelas físicas y sensoriales de diferentes tipos que se citan a continuación:

- ▷ Alteraciones de tono muscular: Espasticidad, hipertonia, hipotonia, distonía, pérdida de simetría, movimiento enlentecido, movimiento en bloque, alteraciones en la coordinación, luxaciones/subluxaciones y edemas.
- ▷ Paresia o parálisis: Monoplejia, hemiplegia/hemiparesia, paraplegia, tetraplejia/tetraparesia.
- ▷ Pérdida de las sensaciones táctiles y propioceptivas
- ▷ Fatiga
- ▷ Alteraciones de equilibrio y coordinación

Cuando una persona sufre una enfermedad neurológica son varios los aspectos de sus vida en los que necesita ayuda para volver a llevar una vida autónoma:

- Cuidado médico para revisar el estado de su salud personal
- Logoterapia y terapia ocupacional para mejorar la comunicación con el entorno
- Grupos de apoyo y soporte familiar para cubrir las necesidades psicosociales
- Control en la mejora de la condición física del paciente para conseguir autonomía en la vida diaria a través de rehabilitación a largo plazo. Actividad que es guiada gracias a los profesionales fisioterapeutas.

2.1.2. Rehabilitación

Tras el alta hospitalaria el paciente requiere un largo periodo de rehabilitación para poder realizar tareas cotidianas como subir escaleras, vestirse, ir al baño, asearse, alimentarse y pasear. [6]

De entre estas seis actividades de la vida diaria, para poder realizar algunas de ellas es necesario tener el control del movimiento de las manos. Se utilizan las manos para muchísimas más tareas de la vida cotidiana, pero en este tipo de pacientes se procura primero recuperar la capacidad mínima y así se puedan valer por si mismos en las tareas más básicas y vitales.

Para poder lograr minimizar los impedimentos físicos que experimentan estos pacientes la rehabilitación juega un papel fundamental. Esto ayuda además a la recuperación de la vida social de estas personas.

2.2. Rehabilitación de las manos

Las manos son una parte del cuerpo humano con una funcionalidad muy importante en el día a día de las personas. En la figura 2.1 se observan las falanges que componen las manos.



Figura 2.1: Anatomía de las manos. [7]

Cuando una persona ha sufrido un ictus en muchas ocasiones pierde la movilidad total o parcial de la mano. Es importante comprender que en este tipo de afecciones el problema no se inicia en un defecto físico de la mano, sino en los músculos. A consecuencia del ACV estos han deshabilitado la capacidad de enviar pulsos eléctricos a esta extremidad. Entendidos como las señales que envía el cerebro a la mano para que esta se mueva. Lo que se pretende recuperar mediante rehabilitación es tanto la comunicación entre el cerebro y el músculo como la capacidad física de movimiento, ya que cuanto más tiempo pasa un músculo sin moverse, este va perdiendo habilidad para moverse. Por ello, es muy importante trabajar el movimiento de los músculos aunque estos no sean capaces de moverse por sí mismos.

Existen muchos tipos de técnicas de tratamiento para fomentar el trabajo de las funcionalidades de las extremidades superiores: técnicas manuales, entrenamiento motor orientado a tareas, ferulaje, vendaje neuromuscular, electroestimulación funcional, mirror therapy, realidad virtual y rehabilitación robótica.

El objetivo es recuperar la máxima funcionalidad de las extremidades superiores, lo que resulta en mejorar el rango de movimiento activo y parámetros como fuerza, coordinación, sensibilidad y destreza manipulativa.

Durante los ejercicios de rehabilitación es necesario realizar muchos tipos de movimientos. En la figura 2.2 se representan los movimientos de las manos.



Figura 2.2: Movimientos de las manos [8]

2.3. Guantes sensorizados

Gracias a la tendencia innovadora en la sociedad actual, sucede la inserción de nuevos desarrollos tecnológicos en el marco de la rehabilitación. Los avances en la tecnología han permitido un gran desarrollo en los dispositivos de análisis del movimiento de las manos.

Se han llevado a cabo investigaciones sobre guantes sensorizados a base de fibra óptica para aplicaciones biomecánicas y clínicas, que permiten el análisis de la flexo-extensión de las articulaciones interfalangiales proximales y metacarpofalangiales de los dedos índice, corazón, anular y meñique, al igual que de la articulación interfalangial y metacarpofalangial del dedo pulgar. Esto es, un análisis limitado a 10 grados de libertad (GDL), cuando la mano humana se suele modelar con 21 GDL. Sin embargo, no se ha podido encontrar ningún producto comercial que cumpla este propósito mediante esta tecnología.

Existen varios productos en el mercado que utilizando sensores de flexión son capaces de medir los movimientos de los dedos y así realizar diagnósticos centrados en la capacidad flexo-extensora del paciente. Ejemplo de ello son los dos guantes comercializados por CyverGloveSystems (ver figura 2.3) [9]



Figura 2.3: Modelo CyberGlove III de CyverGloveSystems.

Existen productos en el mercado con otras tecnologías para medir la capacidad de movimiento de la mano. En la figura 2.4 se muestra Rapael, un guante que combina sensores de flexión y sensores inerciales o IMUs (Inertial Measurement Units). Estos últimos son muy

versátiles en este tipo de escenarios ya que ofrecen una monitorización precisa de diversos parámetros, como la aceleración o la velocidad angular, además de ser ligeros y por tanto más fáciles de adaptar a un guante.

Además, Rapael se comercializa para medir la capacidad de movimiento de las manos de personas que han sufrido un accidente cerebrovascular. Un aspecto muy positivo de este guante es que es capaz de adaptarse a cualquier tipo de mano gracias a su diseño. También cuenta con una aplicación para tablet que monitoriza los ejercicios.



Figura 2.4: Modelo de guante Rapael

Por otra parte, también es importante destacar los avances en técnicas de procesado de señal como algoritmos de reconstrucción, transformadas tiempo-frecuencia, análisis de componentes principales y técnicas de machine learning entre otras para el análisis de la información, la clasificación y el reconocimiento de patrones. Gracias a estas técnicas, los softwares desarrollados en algunos de estos proyectos, a parte del propio guante, no sólo orientar a los pacientes y terapeutas en la rehabilitación. También proporcionan una referencia de los movimientos a los que se someterán los sensores, lo cual permite optimizar el análisis de la información.

3

Solución con sensores de fibra FBG

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

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.

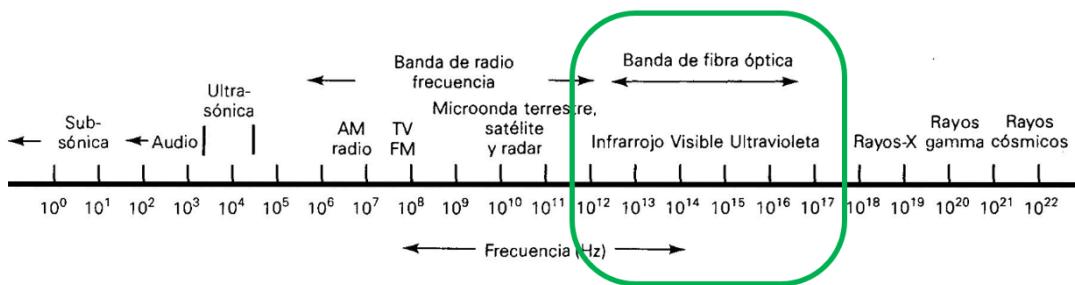


Figura 3.1: Espectro electromagnético en frecuencia.

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,[10]:

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

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

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

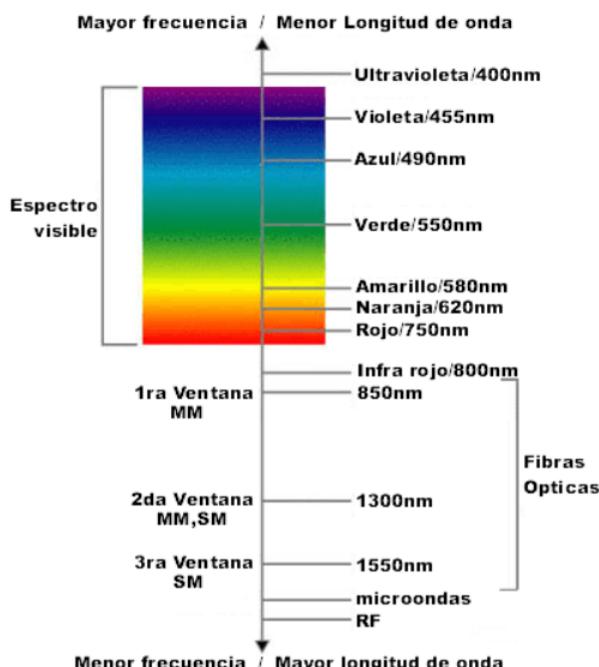


Figura 3.2: Longitud de onda fibra óptica junto con el espectro visible. [10]

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.

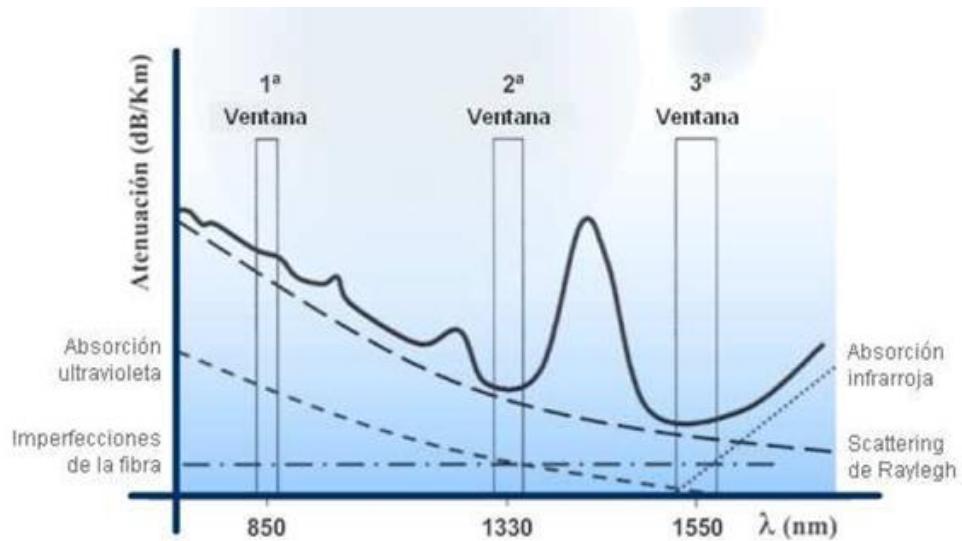


Figura 3.3: Atenuación(dB/Km) frente a longitud de onda λ (nm) [11]

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.

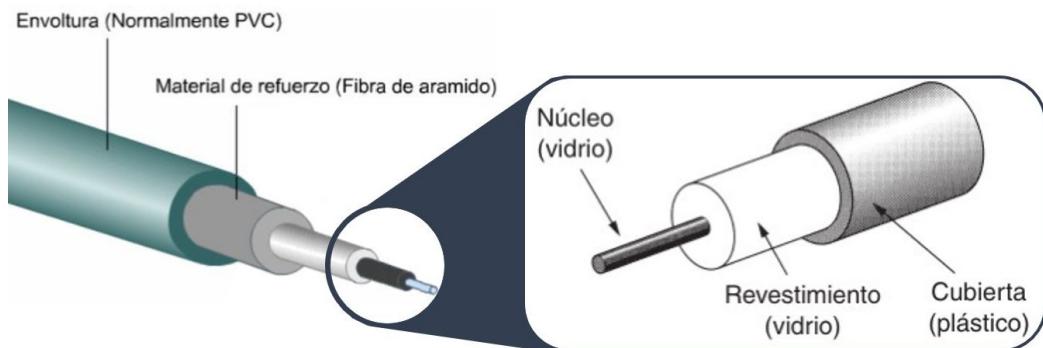


Figura 3.4: Capas fibra óptica [12, 13]

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. [14]

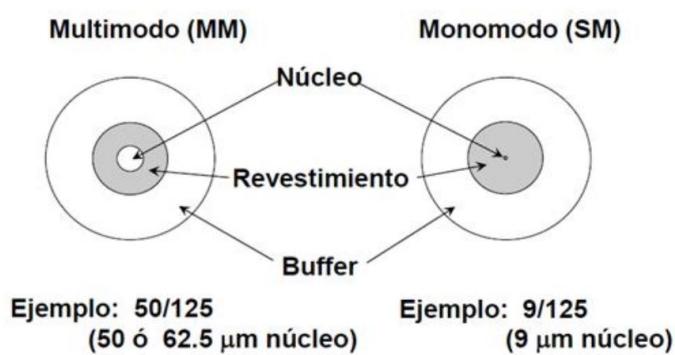


Figura 3.5: Relación grosor fibra multimodo (MM) y monomodo (SM) [11]

Dependiendo de la relación de diámetro entre el núcleo y el revestimiento, la 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. [15]

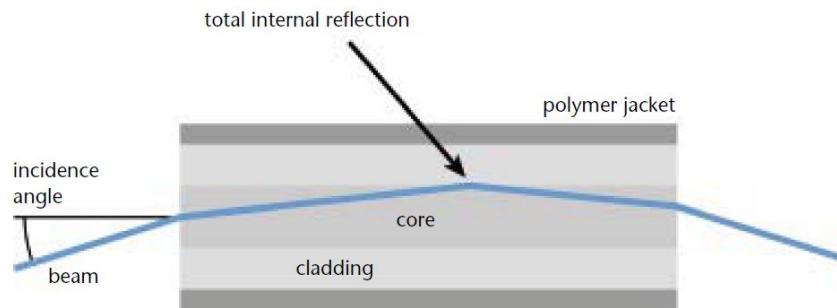


Figura 3.6: Corte transversal fibra multimodo en transmisión de luz. [16]

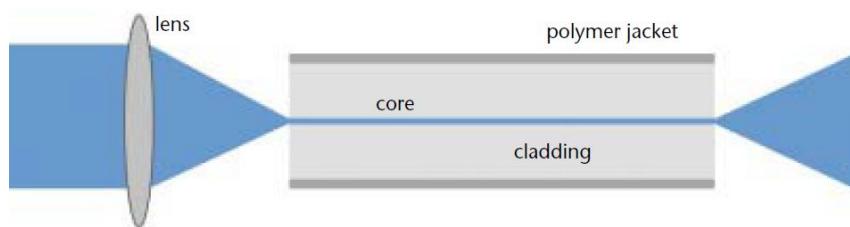


Figura 3.7: Corte transversal fibra monomodo en transmisión de luz. [16]

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.

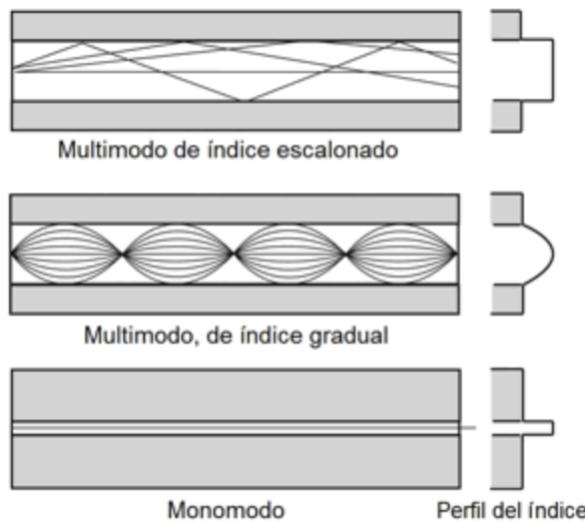


Figura 3.8: Disposición rayos. Multimodo (índice escalonado y gradual) y monomodo. [15]

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. [15]

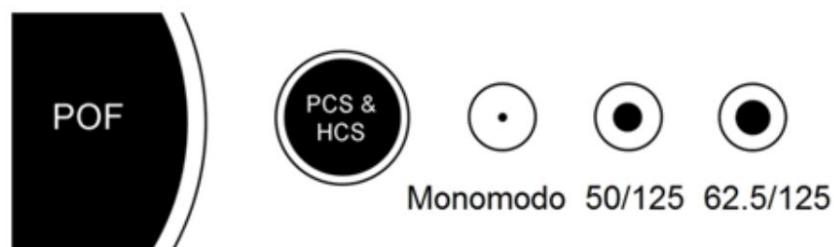


Figura 3.9: Relación tamaños fibras ópticas. [15]

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.

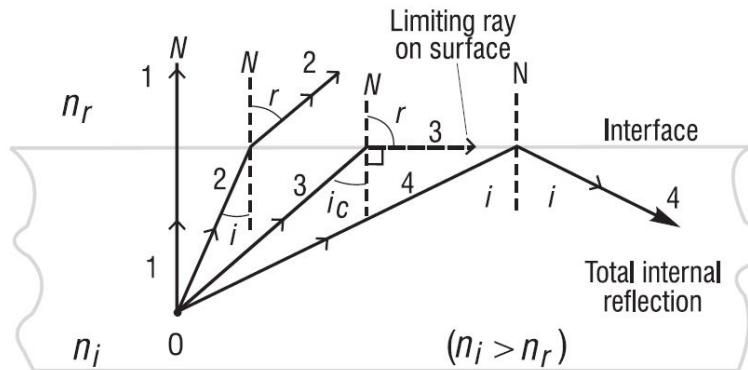


Figura 3.10: Ángulo crítico y reflexión interna total. [17]

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). 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. La figura representa el denominado efecto de “Reflexión interna total”, necesario para que suceda la transmisión de señales lumínicas en la fibra óptica.

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

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 la interfaz y se reflejen, permitiendo la transmisión de la señal lumínica.

3.1.2. Transmisión de señales a través de la fibra óptica

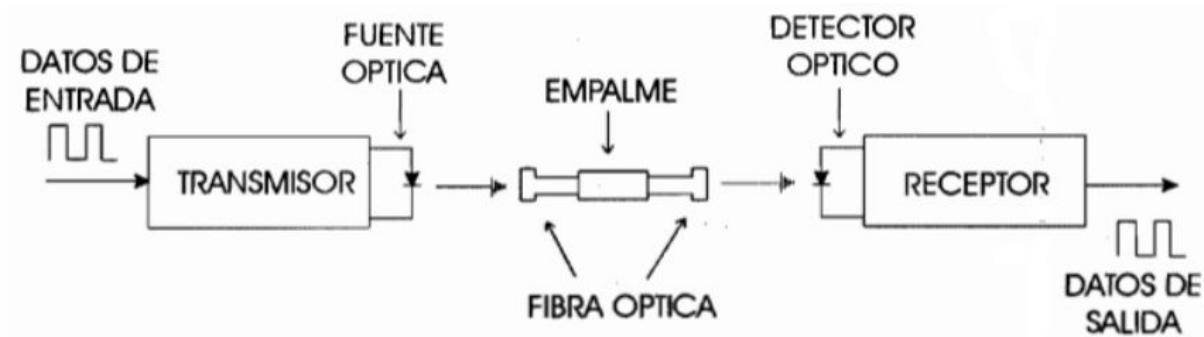


Figura 3.11: Transmisión punto a punto de señales a través de fibra óptica. [18]

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. Estás pueden realizarse empalmando o utilizando conectores. Una vez la señal óptica 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, etc. 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. [19]

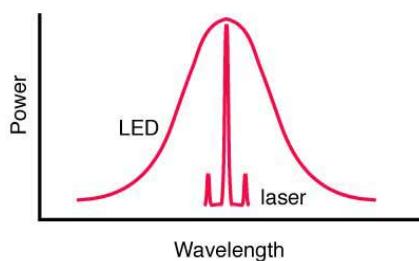


Figura 3.12: Relación entre potencia y longitud de onda diodo LED frente a diodo láser. [15]

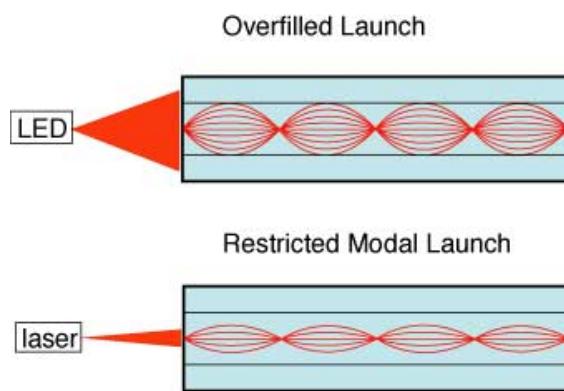


Figura 3.13: Corte transversal de fibra con emisión desde diodo LED frente a diodo láser. [15]

- **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.

- **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. (Véanse figuras 3.12 y 3.13).

Los hay de dos tipos:

- Láseres multimodo (Fabry-Perot)
- Láseres monomodo (DFB, DBR)

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.

	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)**

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.

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*). La figura 3.14 representa un diagrama de bloques típico de un receptor.

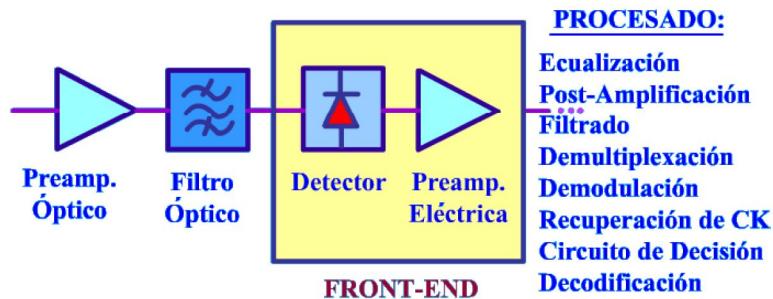


Figura 3.14: Diagrama de bloque receptor

■ *Conectores y empalmes*

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.

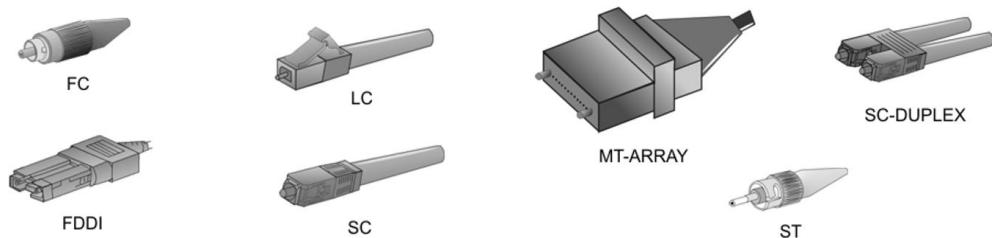


Figura 3.15: Tipos de conectores de fibra óptica. [20]

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.

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENsoRES DE FIBRA FBG

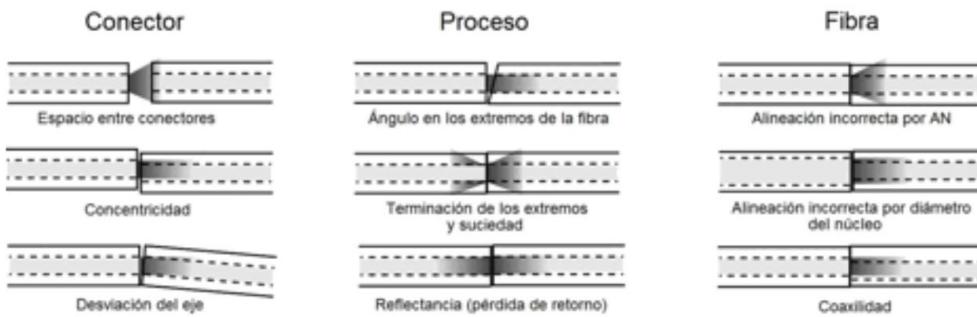


Figura 3.16: Causas de pérdida óptica en las uniones. [21]

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 terminaciones, lo que afecta también a las pérdidas resultantes (figura 3.17).

El extremo 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. [20]

Los empalmes 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. [21]

3.1.3. 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[22]:

- 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 absorbencia
 - 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)***

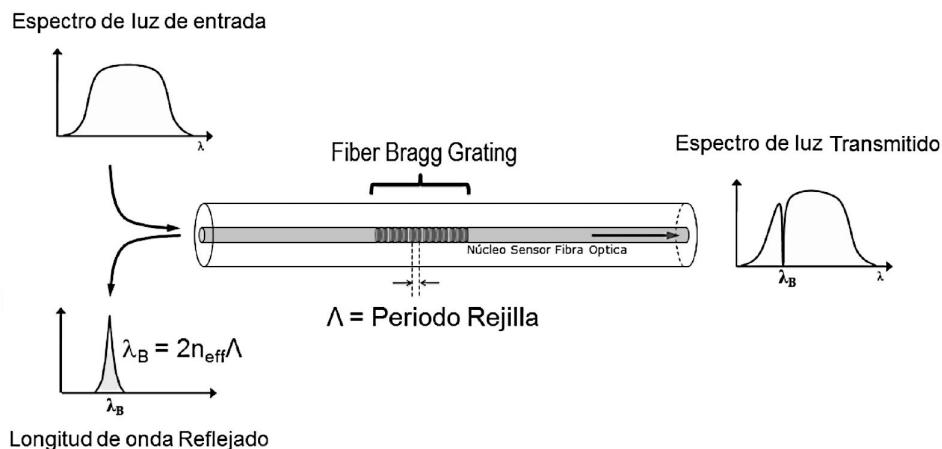


Figura 3.19: Funcionamiento de un sensor de fibra óptica FBG [23]

Los sensores de fibra óptica basados en redes de difracción de Bragg (*Fibre Bragg Gratings*), también denominadas FBGs, se diseñan para reflejar determinadas longitudes de onda de la luz y transmitir el resto (Figura 3.19). Para ello en el núcleo de la fibra se crea 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 [24].

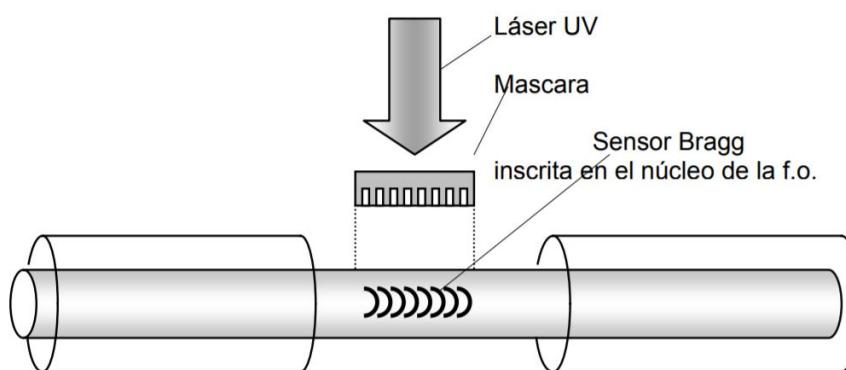


Figura 3.20: Proceso de generación del sensor de Bragg en la fibra. [25]

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 3.20). 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 [26].

Existe una relación matemática entre la longitud característica de la FBG o longitud de la onda reflejada (λ_B), el índice de refracción efectivo (n_{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 :

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

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 [27].

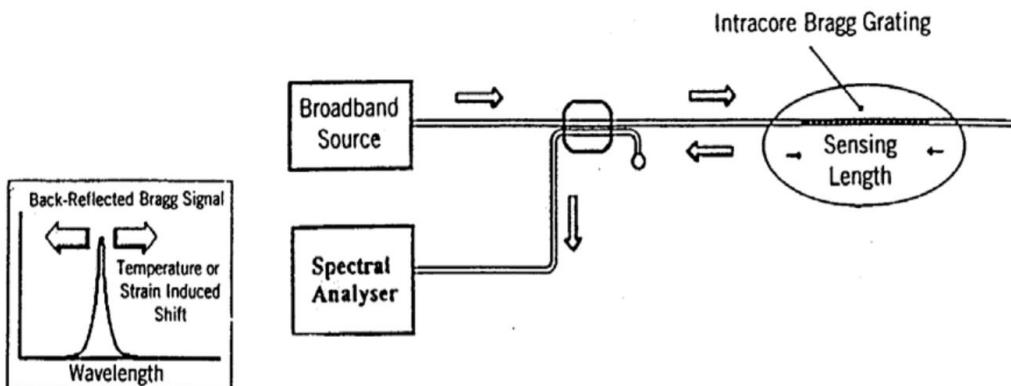


Figura 3.21: Representación esquemática de un sistema de medición de deformaciones mediante fibras ópticas con redes de Bragg y analizador espectral óptico. [25]

Para utilizar las FBGs como sensores se puede construir una distribución como la de la figura 3.21. 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 pueden ser necesarias más de una FBG. Para ello se puede realizar una configuración en serie (empalmando FBGs) o en paralelo (utilizando multiplexores).



Figura 3.22: FBG embebida en un material flexible. [28]

Además, para proteger la FBG es conveniente cubrirla con un material flexible (figura 3.22), 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.

3.2. Desarrollo del prototipo

La realización del primer desarrollo se origina a partir de un trabajo comenzado con anterioridad en el grupo de investigación de álgebra y aplicaciones del departamento de matemáticas de la universidad [29]. El prototipo consiste en un prototipo técnico y funcional de un guante sensorizado para medir los ángulos de flexión de los nudillos y la muñeca.

Se aprovecha del prototipo anterior el cableado, la fuente y el interrogador. El guante anterior es un grosor demasiado fino, tiene una forma un poco deformada de mano y están los cables sin agrupar (siendo muy complicado su transporte) Se mejora el soporte físico (hardware) volviendo a fabricar el guante y se desarrolla un nuevo programa con una interfaz de usuario simple e intuitivo.

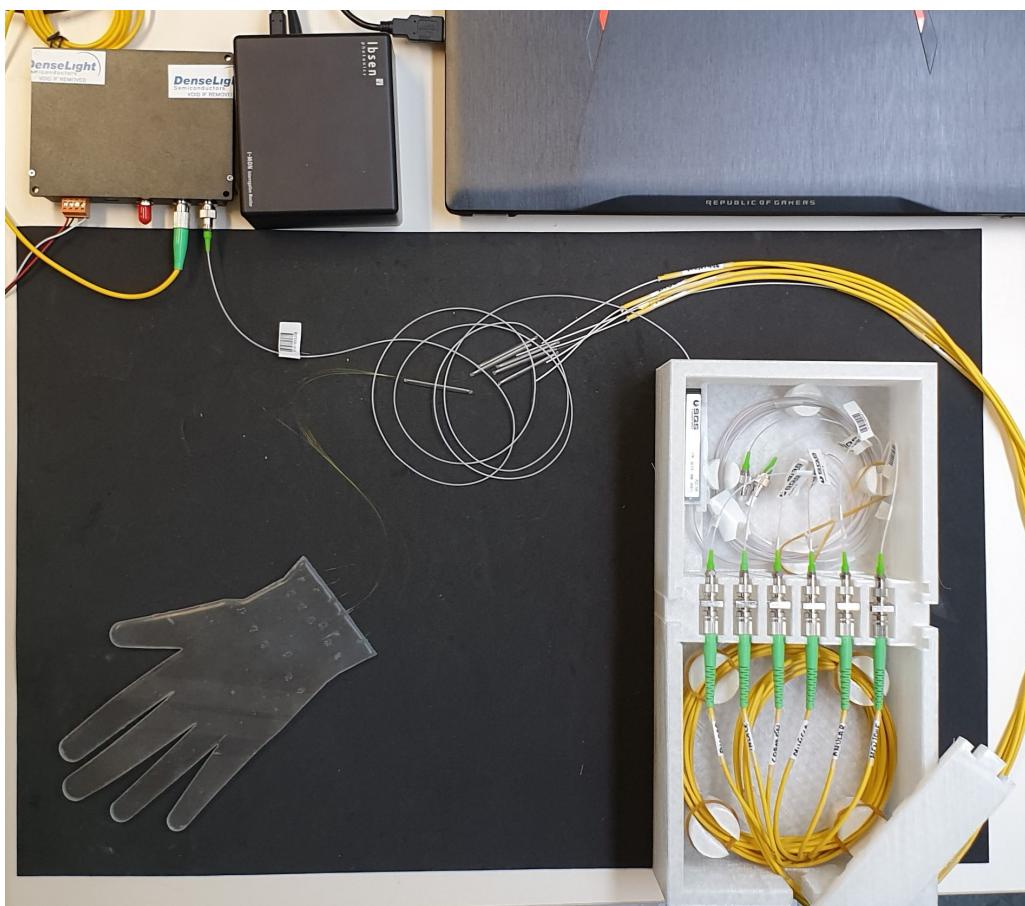


Figura 3.23: Prototipo con Sensores de fibra FBG.

3.2.1. Materiales

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

■ Fibras de Bragg



Figura 3.24: FBG de longitud de onda de 1536nm en su envoltura de compra.

Las fibras de rejilla de Bragg (FBG) empleadas son de la empresa Micron Optics (ver figura 3.24). Consisten en un FBG centrado en una óptica recubierta don poliimida de dos metros de longitud. Se emplean las siguientes longitudes de onda para cada FBG según la flexión a medir:

	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 3.2: Tabla longitud de cada sensor FBG

Puesto que las fibras de Bragg resultan muy sensibles ante roturas y la aplicación del prototipo precisamente consiste en contorsionar las fibras es necesario embeber las fibras en un material moldeable pero rígido. Para ello se emplea PMDS.

■ 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 [30].

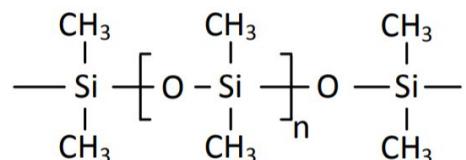


Figura 3.25: Composición química del PDMS. [28]

Su formulación química es $(H_3C)_3SiO[Si(CH_3)_2O]_nSi(CH_3)_3$ (figura 3.25), 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 [30].

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.

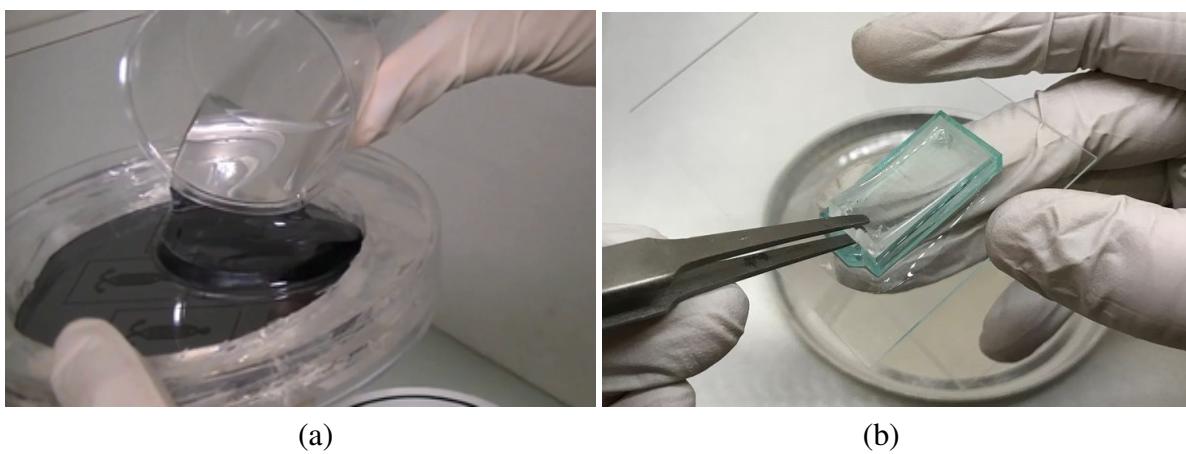


Figura 3.26: PDMS en estado líquido(a) [31] y sólido(b) trás la curación [32]

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.[28]

■ Divisor de fibra óptica

Para que llegue el pulso transmitido a cada una de las fibras de Bragg hace falta un dispositivo que se capaz de dejar pasar la luz de una sola fibra a varias y combinar en el sentido inverso los pulsos de luz que retornen. Esta función la cumple un divisor de fibra óptica. Se ha empleado un splitter de PLC de una entrada y ocho salidas terminadas en conectores de férula, de las cuales sólo serán necesarias seis (ver figura 3.27).

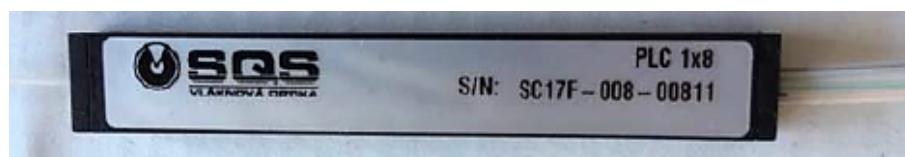


Figura 3.27: Splitter de PLC de 1:8

En cuanto a la transmisión de la luz y su posterior recepción se necesita una fuente y un interrogador.

■ Fuente

La fuente es un emisor de luz de banda ancha que puede provenir de un diodo superluminiscente (SLED) o de emisión espontánea amplificada (ASE). La fuente integrada en el prototipo es la fuente de diodo superluminiscente (SLED) DL-BP1-1501A de Ibsen Photonics (ver figura 3.28). Esta fuente es comunmente utilizada para sistemas que utilizan FBGs. Emite pulsos de 70nm de ancho de banda en el rango de los 1550nm. La versión empleada dispone de una interfaz de LabView que permite configurar sus parámetros de emisión cuando fuera necesario. La fuente necesita ser configurada una vez y funciona según su última configuración la próxima vez que se encienda.

■ Interrogador

El interrogador es el dispositivo que detecta la señal de luz proveniente de la fibra y, en este escenario, la transmite al ordenador. En este proyecto se trabaja con el interrogador USB I-MON 256/512 del proveedor Ibsen Photonics, al igual que la fuente (ver figura

3.28). Este interrogador incluye un software implementado en LabView que sirve de herramienta para el usuario para visualizar la detección de luz desde el ordenador a través del puerto USB en tiempo real. Este software sirve de base para la realización de la interfaz de este proyecto.

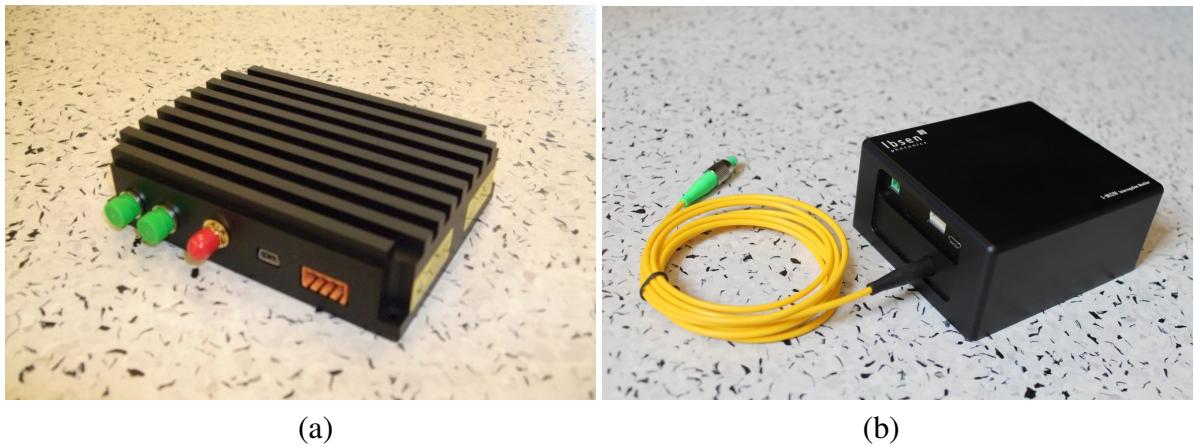


Figura 3.28: (a) Fuente [33] (b) Interrogador [34]

Además se han diseñado y fabricado el molde para fabricar el guante y un armazón para almacenar de manera organizada y segura el cableado de las fibras junto con el splitter.

3.2.2. Fabricación del prototipo

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 del prototipo completo.

■ Modelado 3D - Configuración 3D

Esta parte comprende el diseño del molde con el que se fabrica el guante y de la caja contenedora de todo el cableado. El software utilizado para el modelado 3D ha sido la versión de escritorio de SketchUp [35].

Para poder producir el guante de PDMS es necesario tener un molde donde verter la disolución para darle la forma deseada. Gracias a la versatilidad de diseño que ofrece la impresión 3D se realiza con este proceso de manufactura el molde (véase figura 3.29).



Figura 3.29: Molde

El diseño 3D del molde se ha realizado a partir de la silueta de la huella de la mano. El recipiente con forma de mano necesita seis franjas a la altura de la muñeca para conducir por ellas las fibras de Bragg hasta el resto del prototipo. También tiene unas pequeñas muescas que sirven de guía para cuando se introduzcan la fibras en el PDMS.

En cuanto al diseño de la caja se realiza con la finalidad de contener en ella todos los cables de fibra óptica para tener un prototipo más ordenado y compacto. En la figura 3.30 se observa la mejora que aporta el uso de esta caja, pasando de tener todas las fibras desordenadas y ocupando un espacio considerable a tenerlo todo ordenado. Además, esto protege el cableado ante roturas en traslados u otras situaciones.

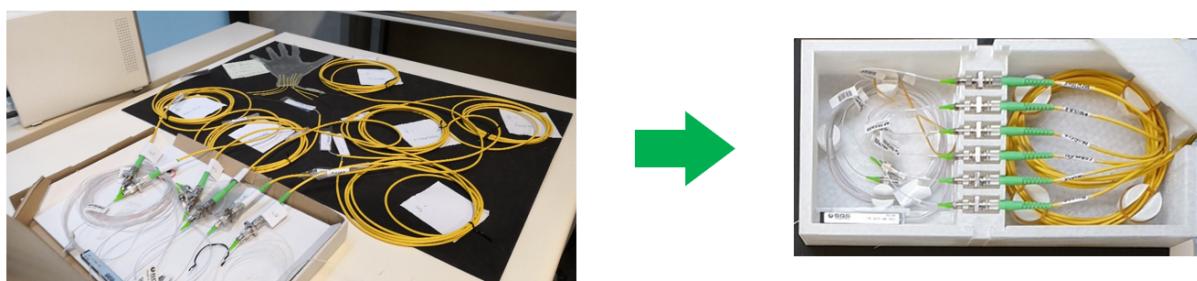


Figura 3.30: Antes y después de tener la caja

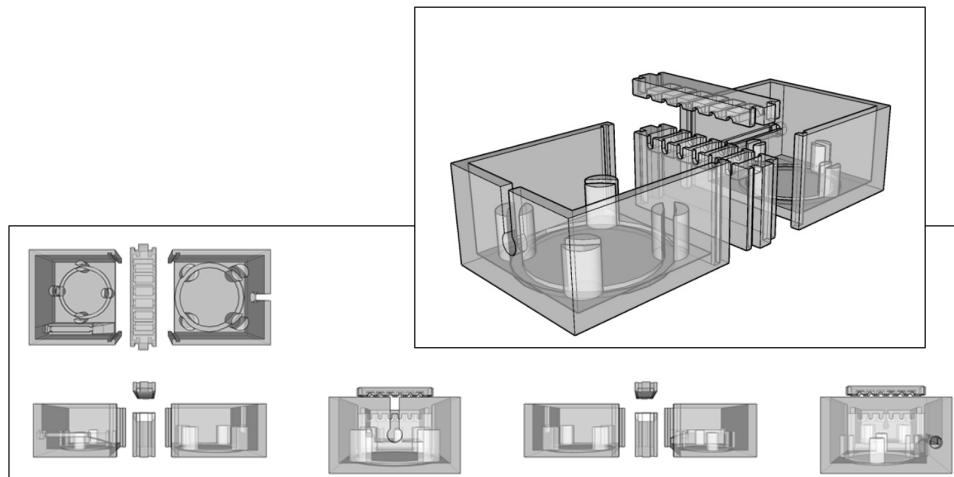


Figura 3.31: Diseño 3D de la caja

El diseño se ha dividido en cuatro partes, ya que no cabía todo el diseño en las impresoras 3D disponibles. Las medidas completas son de $31,5 \times 15,5 \times 9$ cm. Tres de estas partes forman la base de la caja y una cuarta parte sirve de tapa protectora del compartimento de los conectores. La base se divide en el compartimento para los cables de fibra procedentes del guante, el compartimento para los conectores y el del splitter. Las cuatro partes se encajan entre ellas gracias a unas ranuras incluidas en el diseño para este fin. Todo esto se puede observar en la figura 3.31.

Para la manufacturación del molde y del armazón se ha empleado tecnología de impresión 3D en material plástico PLA. Se han utilizado dos modelos de impresora debido a la disponibilidad de estas en la universidad, la impresora Hephestos de BQ y Witwox de BQ también (ver figura 3.32). Son muchos los materiales con los que se pueden realizar impresiones en 3D a partir de un diseño. En este caso ambos diseños se imprimen en PLA por ser biodegradable. Se trata de un polímero constituido por moléculas de ácido láctico, obtenido generalmente de tratar almidón de maíz, yuca o caña de azúcar. Además tiene precio y características adecuadas para las necesidades del proyecto. [36]

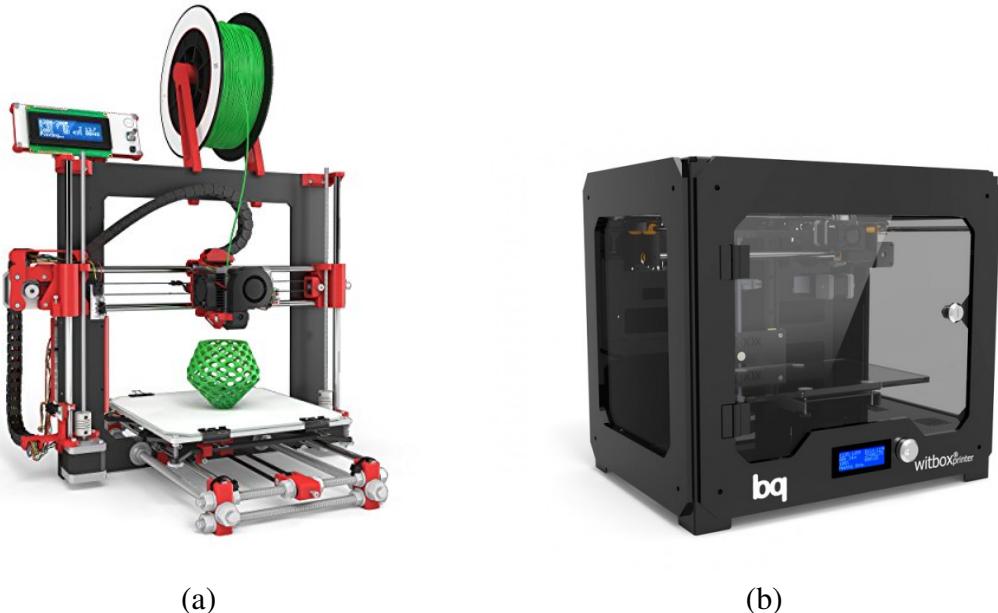


Figura 3.32: (a) Hephestos (b) Witbox

■ Fabricación del guante

Para el proceso de fabricación del guante se necesita el elastómero y el agente de cura que componen el PDMS. El PDMS utilizado corresponde a PDMS SYLGARD® 184 de Dow Corning (figura 3.33).

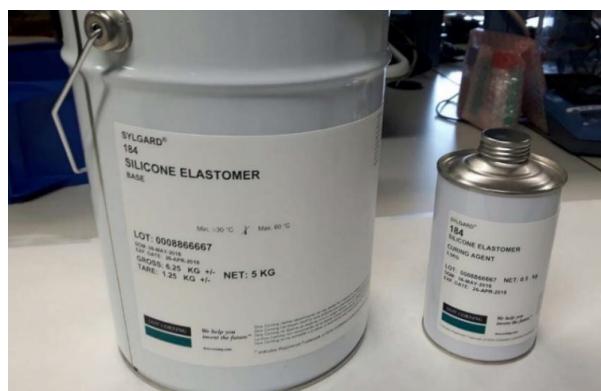


Figura 3.33: PDMS: Elastómero y agente de cura.

Además es necesario el molde presentado en el apartado anterior y las fibras de Bragg. En este apartado se utilizan diversas herramientas del laboratorio: capsula petri, báscula, vaso de precipitados, pipeta de plástico, espátula y horno.

A continuación, se procede a describir por pasos el proceso de fabricación del guante:

1. Moldeado PDMS

La base de la fabricación del guante es la mezcla a realizar para la obtención de la densidad del PDMS requerida. Si se tomase una disolución muy diluida el guante no sería lo suficientemente consistente.

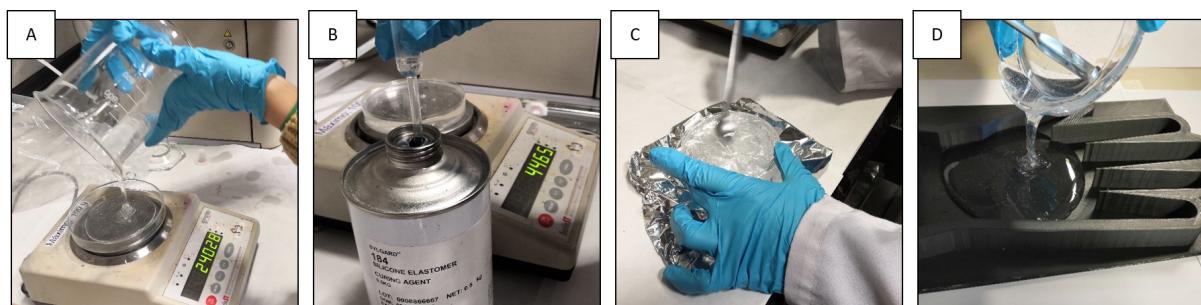


Figura 3.34: Proceso de manufactura del guante.

La mezcla de PDMS realiza tiene una relación agente-polímero de 1:10. Se coloca capsula petri sobre la báscula y se vierte en ella desde el vaso de precipitados 55g de elastómero, figura 3.34 [A]. Una vez se tiene la cantidad necesaria de polímero, se tabula la báscula y se toma el agente de curación desde el bote con ayuda de una pipeta de plástico, figura 3.34 [B]. Se añade al elastómero 5.5g de agente de curación. Una vez se tienen las cantidades expuestas, se mezclan durante cuatro minutos con la ayuda de la espátula, figura 3.34 [C]. Después de este paso en algunas ocasiones se generan burbujas de aire, que se pueden eliminar en un horno de vacío en pasos posteriores. En esta ocasión no ha sido necesario. Cuando se tiene una mezcla homogénea (se ha removido durante cuatro minutos correctamente) se vierte el PDMS en el molde del guante, figura 3.34 [D].

2. Colocación de los sensores FBG

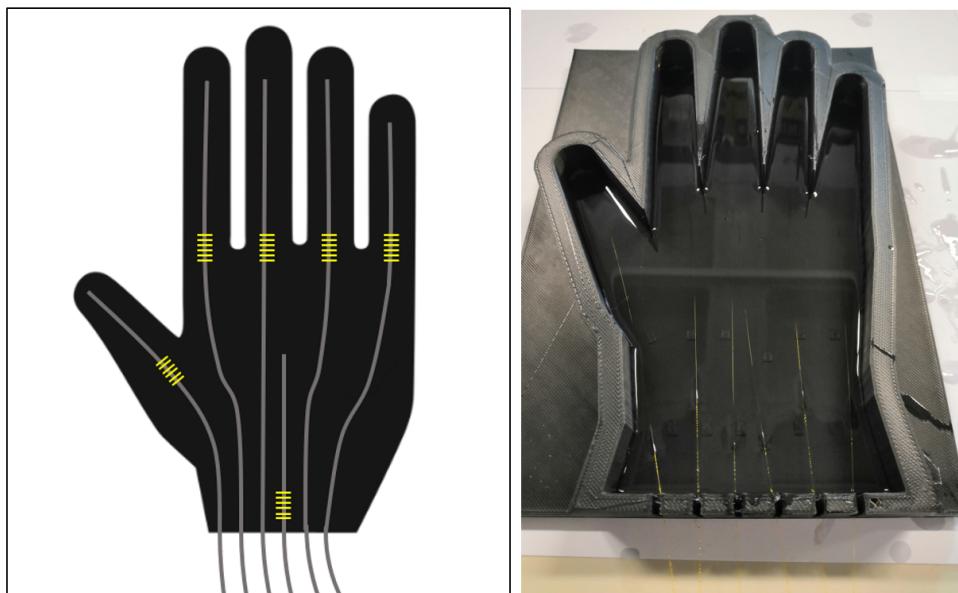


Figura 3.35: Disposición del guante sensorizado.

En este paso se colocan las fibras dentro del PDMS. En la figura 3.35 está representada la distribución de las fibras de Bragg en el PDMS frente a la colocación que se ha realizado. Aprovechando las franjas de la pared del molde y las guías de la base se han colocado las fibras dentro de la mezcla. Para que el trozo de fibra que contiene las rejillas esté en los ejes de giro de la mano (los vértices de los ángulos a medir) ha sido necesario cortar las fibras ya que el extremo superior no era necesario conectarlo posteriormente a nada. El otro extremo de la fibra se ha conducido por las franjas del molde hacia el exterior de este de manera ordenada.

3. Curación PDMS

Para que el PDMS se cure una opción es dejarlo al aire libre durante un par de días. La segunda opción y a más aconsejable para que la curación sea más rápida y completa se realice en el horno. Es por ello que se ha metido el molde con el PDMS y las fibras de Bragg en el horno durante cinco horas y media a -55°C). Una vez pasado ese tiempo se deja reposar una hora dentro del horno apagado.

4. Desmoldar



Figura 3.36: Desmoldado del guante.

Para finalizar el proceso de moldeado del PDMS, hace falta retirar del molde el PDMS con los sensores embebidos. Este paso hay que realizarlo con mucha paciencia y cuidado, ya que el PDMS está adherido al molde y las fibras de FBG son muy delicadas. Para ello se ha empleado la ayuda de la espátula. En la figura 3.36 se representa este paso.

■ **Montaje completo**

Una vez se tiene la estructura del guante fabricada, hace falta proceder al acople de este al sistema completo.

En este apartado se utilizan varias herramientas del laboratorio: cortadora de precisión, alcohol, servilletas específicas para limpiar fibra, empalmadora, mechero y empalmes por fusión.

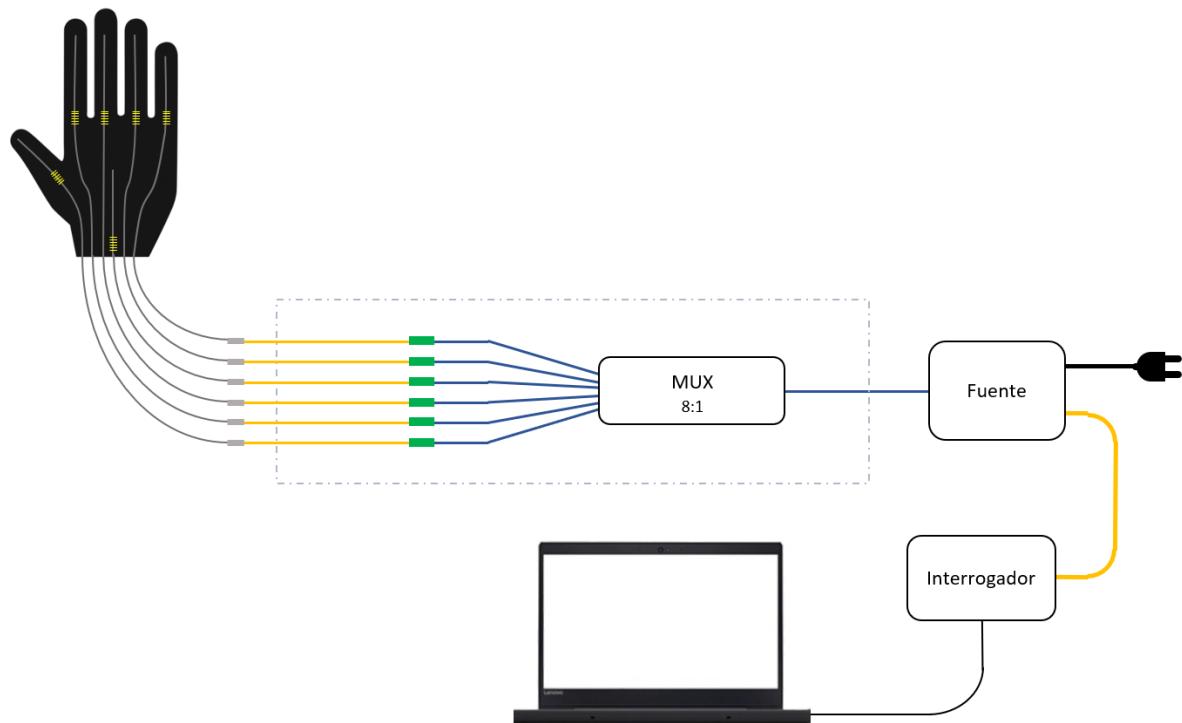


Figura 3.37: Diagrama de conexiones de elementos del prototipo.

La figura 3.37 representa la distribución del montaje completo del prototipo. El guante compuesto por seis fibras de Bragg (una por cada dedo y la muñeca) embebidas en PDMS. El guante realizado en el apartado anterior tiene la forma de huella de mano hasta la muñeca. De donde salen las seis fibras de Bragg hasta su empalme con la fibra óptica monomodo (en amarillo). Estas sirven de enlace con el multiplexor, teniendo un extremo empalmado a los sensores y el otro terminado en conectores FC. Gracias a ello, el multiplexor se conecta en el extremo de ocho fibras a la parte del sensor (dejando dos fibras en desuso) y del extremo de una única salida a la fuente. Las fibras del multiplexor están representadas en color azul. La fuente, alimentada además por la red eléctrica, está conectada al interrogador (representado en color amarillo). Siendo este último el que se conecte al ordenador por USB para poder obtener finalmente los datos medidos. Además, notese que en la figura 3.37 también se representa que parte de las fibras monomodo más cercanas a los sensores y el splitter se encuentra dentro de la caja impresa en 3D.

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENSORES DE FIBRA FBG

Posteriormente se toman las fibras monomodo y el splitter y se procede a la unión de estas tres partes.

El proceso de fusión (Figura 3.38) 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 termocontraíble o una protección tipo mordaza para que la fusión no se desprenda ante alguna adversidad.



Figura 3.38: Proceso de empalme por fusión. [21]

1. Unión fibras FBG - Fibra monomodo

Figura 3.39: Unión fibras FBG - Fibra monomodo.

Esta unión se realiza mediante fusionado de fibra, ya explicado. Por último, es necesario colocar los protectores termocontraíbles introducidos en la fibra antes de soldarla.

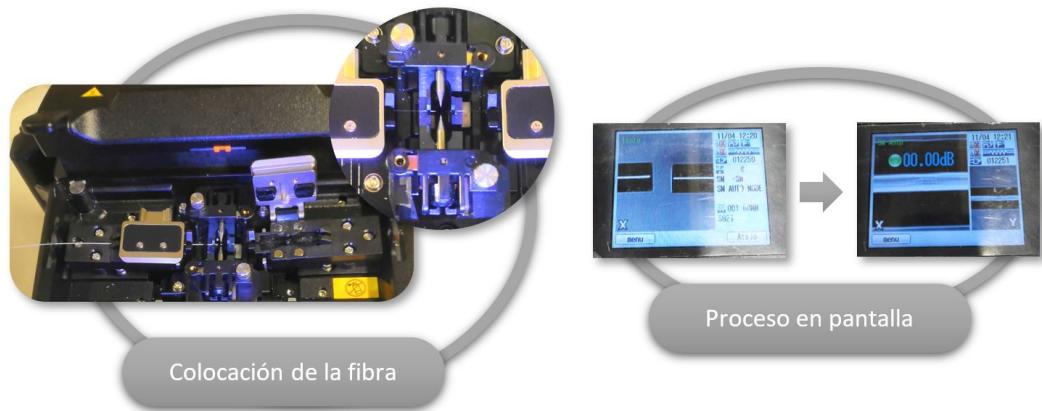


Figura 3.40: Colocación de la fibra en la fusionadora y proceso por pantalla.

En la figura 3.40 se pueden observar dentro del proceso de empalme el paso de la colocación de la fibra en la fusionadora y su representación en la pantalla. Cuando la fibra está colocada en la fusionadora y cerrada la tapa, en la pantalla se ven aumentados los extremos de la fibra. La empalmadora se encarga de alinear las fibras para que los núcleos coincidan. Cuando la fusión se ha realizado, en la pantalla se muestra las pérdidas que tiene el enlace.

2. Fibra monomodo - Splitter



Figura 3.41: Unión fibras FBG - Fibra monomodo.

Para unir la fibra monomodo al splitter se emplean conectores de férula. Al ser ambos extremos a conectar de tipo macho se emplea un adaptador hembra-hembra.

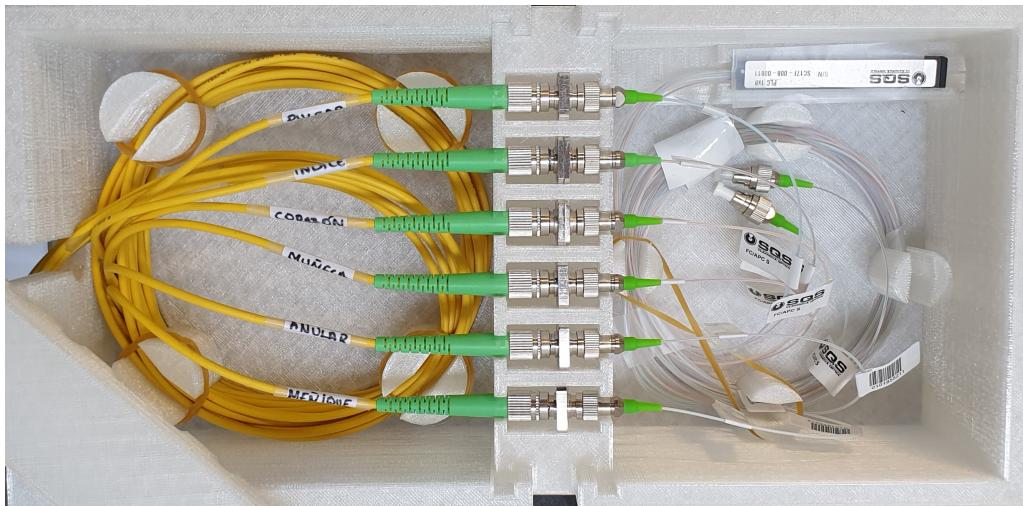


Figura 3.42: Organización de las fibras dentro de la caja.

Estas uniones se colocan en la caja (ver figura 3.42). Por un extremo de la caja se insertan las seis fibras monomodo al primer apartamento, almacena el cableado sobrante y en el segundo departamento se colocan las conexiones al splitter. Además, estas conexiones están protegidas por la tapa de dicho departamento. Por último, en el tercer departamento se recogen las ocho fibras del splitter salientes de las conexiones hasta llegar al mecanismo del splitter que reposa sobre la sección diseñada para ello. Desde este se accede a la perforación establecida en la pared, dando salida a la fibra aislada del splitter.

Para una mejor organización, se han etiquetado debidamente todas las fibras. Lo que facilita posibles modificaciones futuras que vaya a ser necesario realizar al conexionado.

3. Conexión de la fuente y del interrogador

Completando el conexionado del prototipo la fibra aislada del splitter es conectada a la fuente. La fuente se une al interrogador a través de una fibra monomodo y el interrogador al ordenador.

En este apartado se tienen dos conexiones ópticas y dos eléctricas. Las conexiones eléctricas sirven en este escenario para alimentar la fuente y como medio de conexión entre el sistema óptico y el usuario a través del ordenador.

Tanto el interrogador como la fuente disponen de un software en LabVIEW®. El software de la fuente tiene como funcionalidad configurar la señal óptica que ha de emitir la fuente. Por otro lado, el software del interrogador sirve para interpretar la señal recibida en este.

En este punto de la memoria se encuentran todos los elementos del prototipo dispuestos para su funcionamiento.

3.2.3. Programación del software

En este apartado se presenta el desarrollo del software para la obtención de los datos. Toda la programación software se ha realizado en LabVIEW® ya que el software parte del programa del interrogador como base de programación.

- **LabVIEW (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbech)**



Figura 3.43: 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 [37]. 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 3.44. 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 [38].

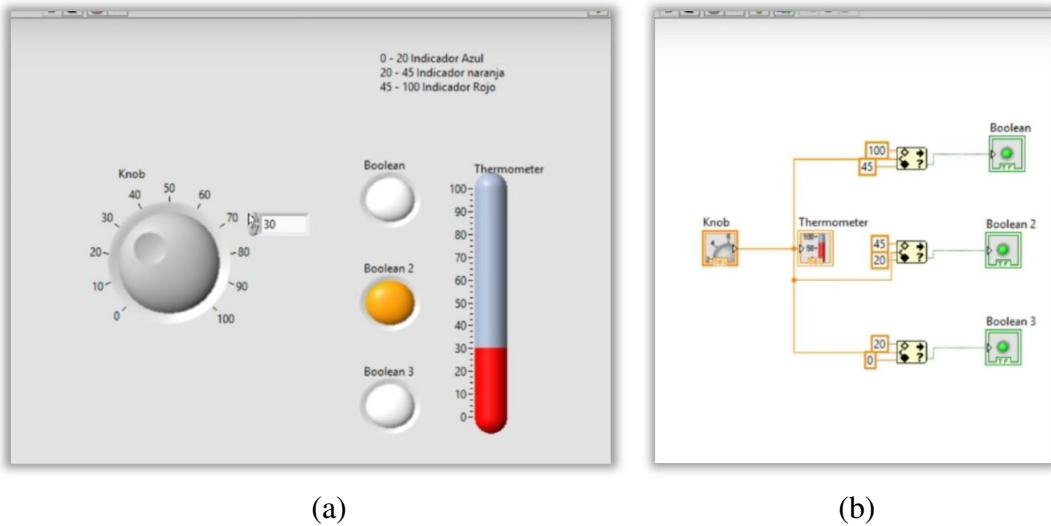


Figura 3.44: (Ejemplo sencillo de LabVIEW: (a) Frontend; (b) Backend [39]

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.

El desarrollo del software se divide en los hitos de “Familiarización con el programa”, “Establecimiento del protocolo de medida”, “Interfaz de usuario”, “Generación de informes-Guardado” y “Resultado final del software”. Todos estos hitos se exponen a continuación:

Hito 1: Familiarización con el programa

Puesto que se tiene el programa del interrogador que sirve para analizar la respuesta del sistema se ha de partir por entender el funcionamiento del software. De esta manera se identifican los puntos de la programación en los que se han de realizar los cambios o añadidos.

Una vez identificado el archivo VI a modificar, se muestra en la figura 3.45 los VIs con los que tienen dependencia (el círculo rojo rodea el VI de la interfaz del software y las líneas azules corresponden a las dependencias directas).

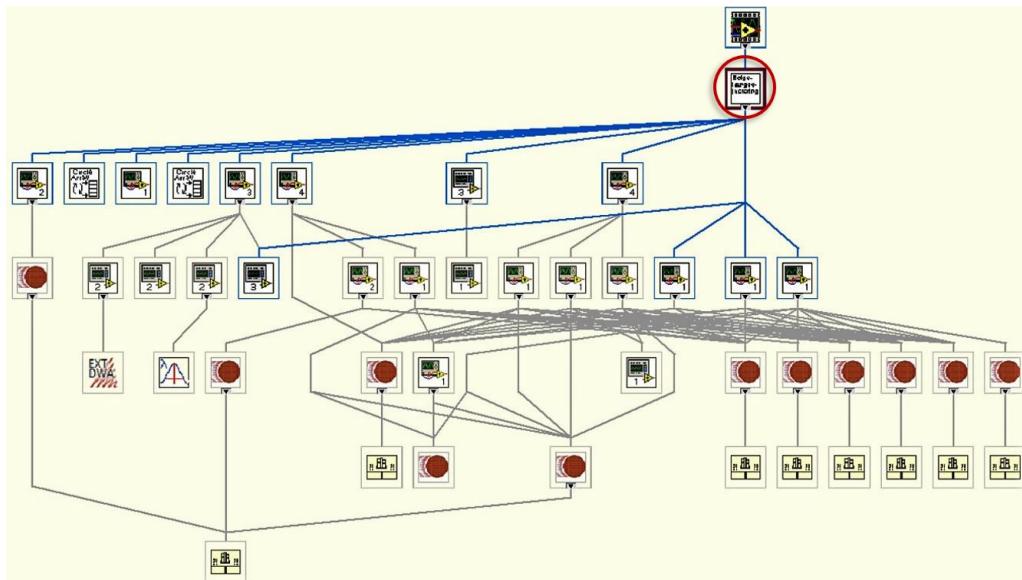


Figura 3.45: Árbol jerárquico de VI del proyecto.

Partiendo de este programa se han realizado los cambios necesarios para desarrollar el software de este proyecto.

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENsoRES DE FIBRA FBG

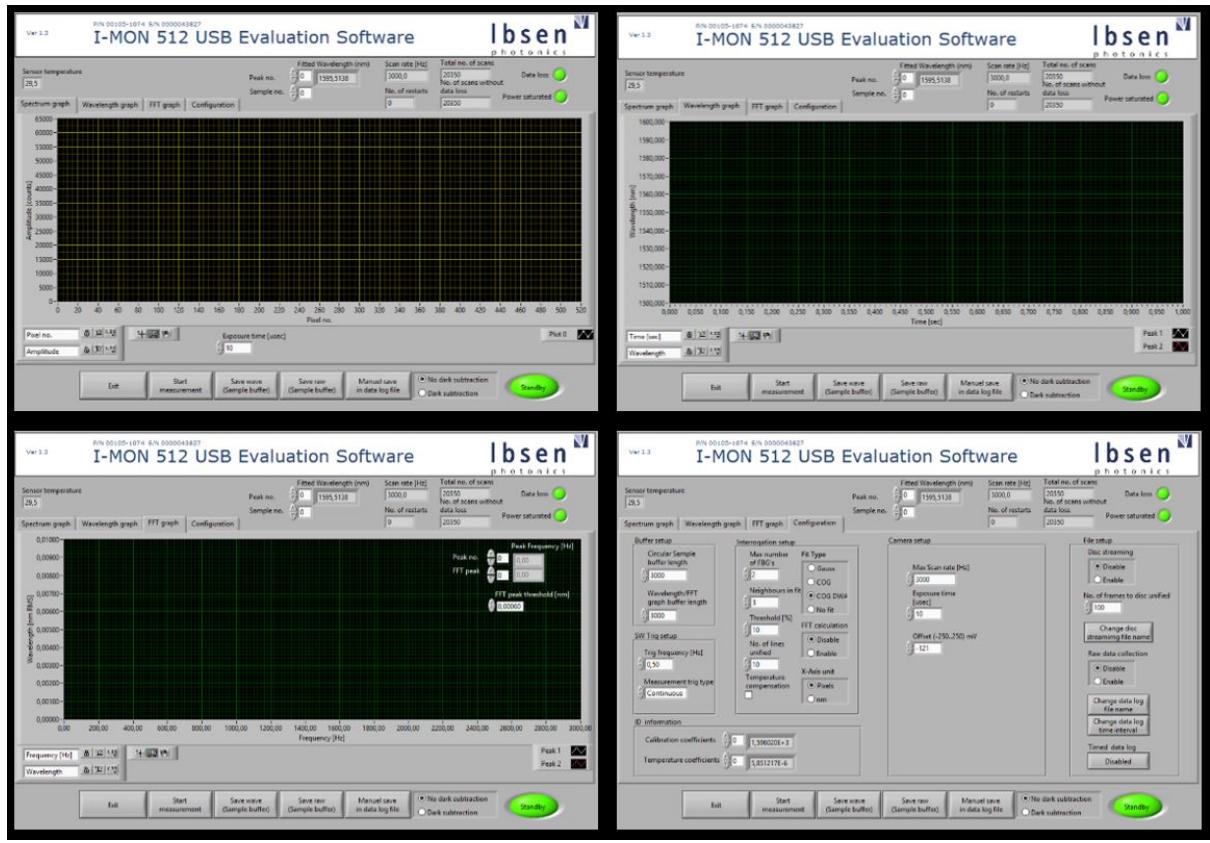


Figura 3.46: Interfaz del programa del interrogador.

La figura 3.46 muestra las cuatro ventanas que compone el VI sobre el que se ha trabajado (previa a su manipulación). Estas cuatro ventanas corresponden a las ventanas de: gráfica de espectro, gráfica de longitud de onda, gráfica de FFT y configuración. Además, ofrece la posibilidad de guardar las medidas en tres formatos diferentes. Se puede observar como este tipo de interfaz es muy útil para analizar cualquier escenario que se desee desde el interrogador. Pero no resulta una buena opción para el tipo de escenario en el que se pretende utilizar el prototipo ya que se trata de un escenario muy concreto, con unos parámetros a medir específicos.

Después de probar con diferentes valores, se ha tomado la decisión de mantener los parámetros de configuración del interrogador constantes con los siguientes valores:

Frecuencia de muestreo máximo	1000 <i>Hz</i>
Unidad de medida del eje x	<i>nm</i>
Tiempo de exposición	80 <i>μm</i>
Compensación por temperatura	<i>Desactivado</i>
Threshold	4 %
“Fit type”	<i>Gauss</i>
“Max number of FBG’s”	6
“Circular sample buffer length”	501
“Wavelength/FFT graph buffer length”	501
“Nº of lines unified”	10

Tabla 3.3: Valores fijos de configuración del interrogador

De esta manera se simplifica el ejercicio de configuración al usuario final. Es necesario generar una nuevo interfaz de usuario dónde se plasmen de manera intuitiva el significado físico de los valores obtenidos gracias al prototipo. Es por esta razón que ha sido necesario establecer un protocolo de medida.

Hito 2: Establecimiento del protocolo de medida

El protocolo de medida está limitado por varias cuestiones. Ha sido necesario realizar una interfaz de usuario intuitivo para el usuario final, el fisioterapeuta o profesional sanitario.

A partir de estas restricciones se refleja en el software el procedimiento de medida que permitirá que el software se ajuste a las necesidades físicas del guante. Se decide generar el siguiente protocolo de medida que aparece en el anexo A.

Hito 3: Interfaz de usuario

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENSORES DE FIBRA FBG

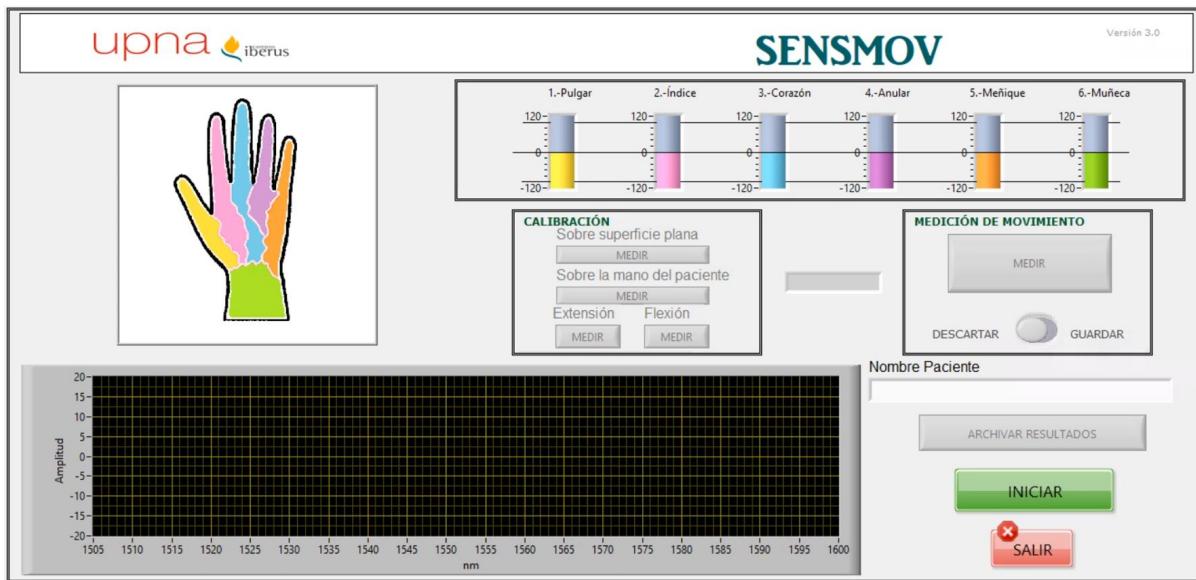


Figura 3.47: Interfaz del programa SENSMOV en LabVIEW.

Uno de los retos de este proyecto es conseguir representar los datos medidos de manera visual. Para ello se ha diseñado una interfaz de usuario intuitivo. En la figura 3.47 se muestra una captura de la interfaz de usuario cuando inicia el programa. En ella se pueden observar los pasos enumerados en el segundo hito (*Establecimiento del protocolo de medida*).

La interfaz de usuario se puede dividir en varios bloques para comprender mejor su funcionamiento:

Bloque de interacción: El bloque de interacción entre el usuario y el software comprende los elementos que permiten al usuario comunicarse con el programa. Entre ellos se encuentra el cuadro de calibración, el cuadro de medición, el área de texto y los botones generales.

Para facilitar la experiencia del usuario, los botones de la aplicación se habilitan y desabilitan según el protocolo de medida. Los botones de INICIO, SALIR y ARCHIVAR RESULTADOS se pueden activar en cualquier momento de la ejecución.

Bloque de visualización: El bloque de visualización está compuesto por dos

ventanas: los indicadores del movimiento y la gráfica del espectro. Este último se utiliza como visualizador del comportamiento de las FBGs. Permite identificar en un rápido vistazo si el programa está funcionando correctamente.

Los indicadores del movimiento consisten en seis deslizadores, uno por cada FBG. Los indicadores están programados para que durante el paso de medición muestren entre el valor de reposo y el de los máximos de extensión y flexión en que posición se encuentra cada dedo (y muñeca). Cada uno de los dedos tiene su propio rango de movimiento.

Como se observa en la figura 3.47 cada indicador tiene un rango que va desde el porcentaje de -120 hasta 120. Las líneas horizontales cortan los valores de -100, 0 y 100. Estos valores están relacionados proporcionalmente con el máximo de extensión (100), flexión (-100) y reposo (0). Por lo tanto, cuando se establecen los máximos de extensión y flexión del paciente, se está determinando la relación con la posición de reposo del 100% y -100% respectivamente.

Hito 4: Generación de informes-Guardado

Después de la sesión de rehabilitación, cuando el fisioterapeuta pulse ARCHIVAR RESULTADOS el software genera un archivo de texto donde se plasman los resultados del ejercicio. El documento de texto generado se muestra en el anexo ?? que contiene los siguientes datos, distribuidos en 6 columnas, uno por cada articulación medida:

Anteriormente se hace referencia al programa en LabVIEW que trae el interrogador. Este incluye tres opciones diferentes de guardado: “Save Wave (Sample Buffer)”, “Save raw (Sample Buffer)” y “Manual save in data log”. Para la solución sel software diseñado se emplea como referencia este último, aunque aún y todo necesita de bastantes modificaciones ya que “Manual save in data log” guarda únicamente la información de una ventana.

Hito 5: Resultado final del software

El software diseñado ha de ser utilizado junto con el guante. Teóricamente los datos obtenidos servirían al fisioterapeuta para llevar un seguimiento del avance del paciente.

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENSORES DE FIBRA FBG

Pero la realidad es que debido a los cambios que sufre la señal cuando el guante se coloca un poco diferente entre sesiones esto no es posible. Por lo tanto esta tecnología sirve para evaluar únicamente los resultados intersetiones.

El desarrollo del software se ha llevado a cabo en paralelo al desarrollo del hardware. El primero ha sido el que en muchos casos a limitado al desarrollo del segundo. En la figura 3.48 se puede ver en la gráfica cómo dos de las seis FBGs no están funcionando, lo que hace que el software no vaya a funcionar en su plenitud.

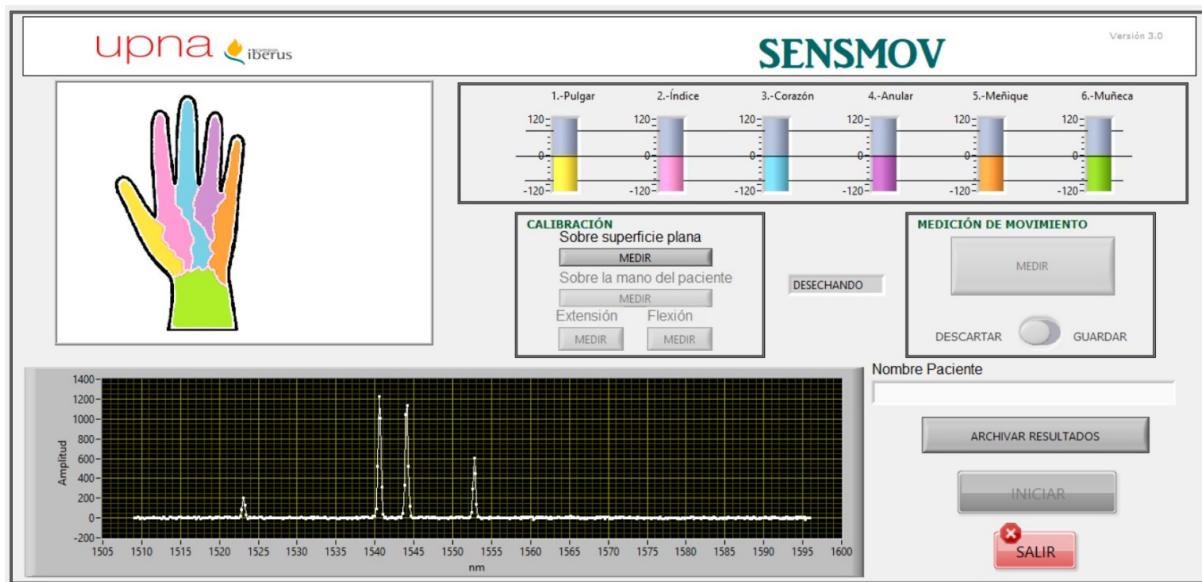


Figura 3.48: Interfaz del programa de labview.

En aspectos generales el software se ha diseñado según lo esperado. Obteniendo un resultado que se ajusta a las posibilidades del entorno.

3.2.4. Funcionamiento

Este apartado expone como se coordina la configuración del soporte físico con el software programado, es decir, como funciona el prototipo en su plenitud. Para ello se referencia la figura 3.49, dónde cada cambio en la señal se encuentra dibujado y referenciado con un número.

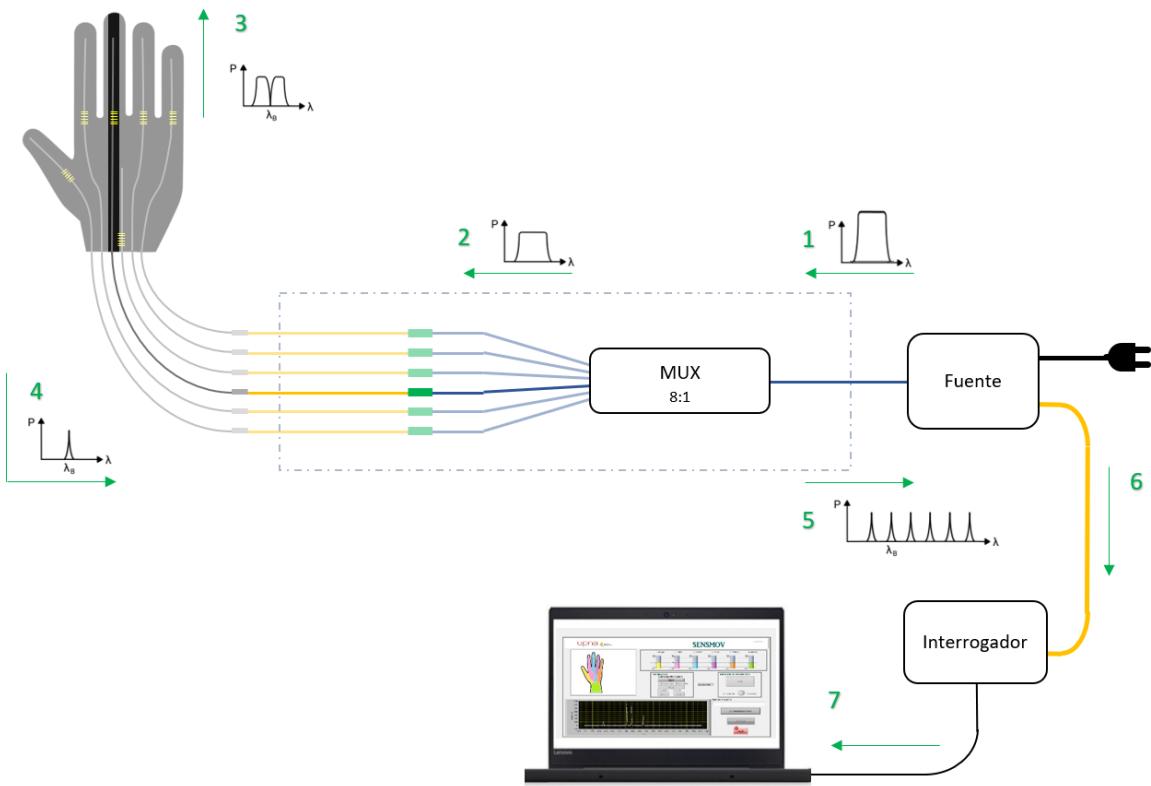


Figura 3.49: Diagrama de funcionamiento del prototipo.

La fuente, alimentada por una red de corriente alterna de $\sim 230V$ a $50Hz$, emite un pulso de luz [1]. En el splitter este la señal se multiplexa de una a ocho fibras [2]. En el diagrama se representa lo que sucede en el caso del dedo corazón para simplificarlo, pero en las demás articulaciones el funcionamiento es análogo en diferentes longitudes de onda. Cuando el pulso de luz llega a la rejilla de Bragg, parte de este sigue su propagación hasta la punta del dedo donde se termina por dispersar en el PDMS [3] y se refleja la otra parte [4]. La parte del pulso que se refleja se encuentra centrada a la longitud de onda característica del FBG. Este pulso se combina junto los otros pulsos de retorno de las otras cinco FBGs [5] llegando a la fuente. La señal óptica se transmite desde la fuente al interrogador por la fibra óptica [6]. En el interrogador la señal se convierte a señal eléctrica y se transmite a través del puerto USB al ordenador [7]. Siendo en este dónde será la señal procesada.

En el ordenador, dónde se ejecuta el programa se visualizaría el espectro de la señal, los seis pulsos en sus diferentes longitudes de onda. Y con la información de estos

CAPÍTULO 3. SOLUCIÓN CON SENSORES DE FIBRA FBG

pulsos es con la que el programa utiliza.

4

Solución con sensores IMU

Durante la realización del prototipo expuesto en el capítulo anterior se expone la necesidad de modificar la tecnología utilizada para diseñar un prototipo que cubra todas las necesidades requeridas. En este capítulo se propone una solución basada en sensores iniciales.

Al final del capítulo se realiza la comparativa frente al prototipo de FBG, para comprender mejor la ventajas que aporta esta propuesta frente al prototipo desarrollado.

4.1. Marco conceptual

Este apartado tiene por finalidad realizar una clara exposición de los conceptos teóricos fundamentales para la comprensión del diseño propuesto. Se exponen conceptos básicos de los sensores inerciales y el módulo ESP32.

4.1.1. Sensores inerciales

Los sensores inerciales se rigen por las leyes de movimiento de Newton. También conocidos como IMU (*Inertial Magnetic Unit*) miden la variación del movimiento. Dentro de este tipo de sensores se encuentra un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro. La combinación de estos tres sensores (junto con la referencia temporal) hace posible detectar cinco movimientos diferentes: aceleración, vibración, golpe (choque, shock), inclinación (tilt) y rotación (pan).



Figura 4.1: Movimientos básicos asociados con la aceleración de un objeto. [41]

A continuación se explica brevemente cada uno de los tres tipos de sensores que incluye una unidad inercial. [41]

- **Acelerómetro**

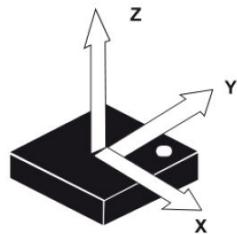


Figura 4.2: Lectura de aceleración lineal en los ejes del acelerómetro. [41]

El acelerómetro mide la aceleración del objeto al que va unido respecto de una masa inercial interna. Más en concreto, mide la segunda derivada de la posición, la fuerza de inercia que se genera cuando a una masa le afecta un cambio de velocidad.

A la hora de utilizar estos sensores hay que tener en cuenta el valor de la temperatura y frecuencia de funcionamiento, además de la desviación estándar que tenga el sensor específico.

El modelo matemático de un acelerómetro es el siguiente:

$$a = G_a a_0 + b_a + n_a \quad (4.1)$$

dónde, G_a y b_a son el factor de escala y el bias o error sistemático proporcionado por el fabricante, a_0 es el valor de aceleración medido por el sensor inercial y n_a que es ruido blanco gaussiano.

■ **Giroscopio**

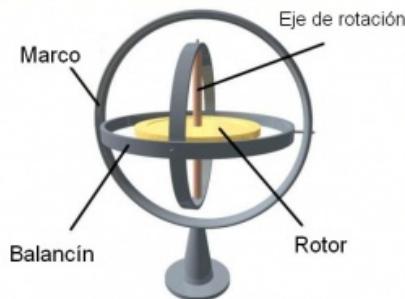


Figura 4.3: Esquema típico de un giroscopio. [41]

Este tipo de sensor sirve para medir la orientación. El principio de funcionamiento de un giroscopio reside en la conservación del momento angular.

En la figura 4.3 se observan los cuatro elementos que componen un giroscopio típico. Mientras que en el caso de los acelerómetros se mide la aceleración lineal, en los giróscopos se mide la aceleración angular. El dispositivo con forma esférica tiene en su centro un disco que puede rotar libremente en cualquier dirección sobre su eje de simetría.

El modelo matemático de un giroscopio es el siguiente:

$$\omega = G_g \omega_0 + b_g + n_g \quad (4.2)$$

dónde, G_g y b_g son el factor de escala y el bias o error sistemático proporcionado por el fabricante, ω_0 es el valor de aceleración angular medido por el sensor inercial y n_g que es ruido blanco gaussiano.

■ Magnetómetro

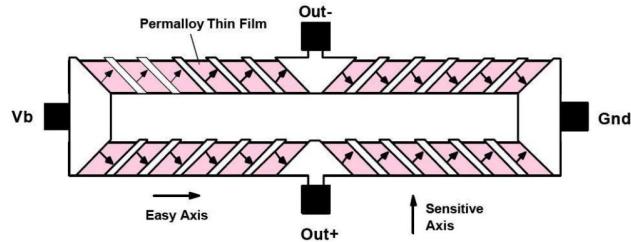


Figura 4.4: Esquema típico de un magnetómetro. [41]

Mide la intensidad de un campo magnético en tres ejes. De ello se obtiene un vector de campo que da información del ángulo de azimut o de su altitud. Podría decirse que es la función de una brújula en tres dimensiones, con la capacidad de distinguir giros en el eje de roll y pitch. Entender cómo funciona el campo magnético terrestre facilita la comprensión del funcionamiento de este tipo de sensores (4.5).

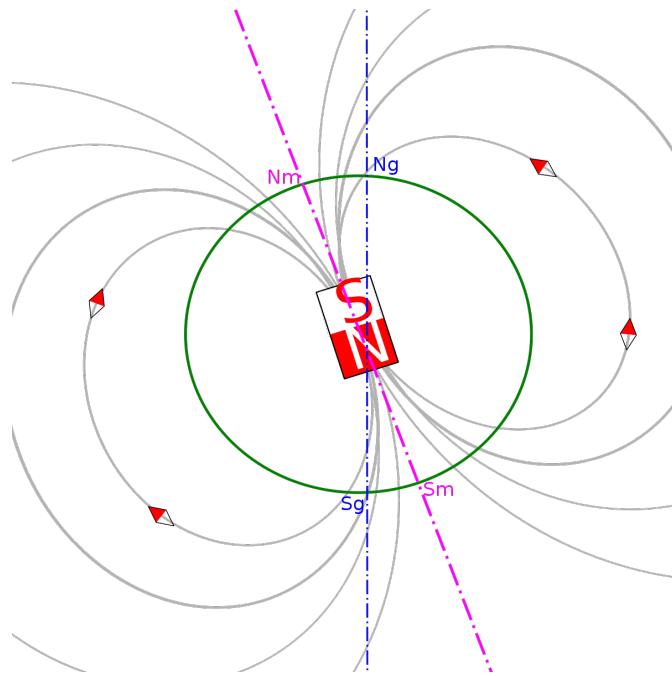


Figura 4.5: Líneas de campo magnético terrestre referencia Norte-Sur. [41]

El modelo matemático de un magnetómetro (ecuación 4.3) es similar al del acelerómetro y el giroscopio con la diferencia de lo que se mide es intensidad de campo magnético en

vez de aceleración.

$$m = G_m m_0 + b_m + n_m \quad (4.3)$$

dónde, G_m y b_m son el factor de escala y el bias o error sistemático proporcionado por el fabricante, m_0 es el valor de intensidad de campo magnético medido por el sensor inercial y n_m que es ruido blanco gaussiano.

4.1.2. Microcontrolador basado en ESP32



Figura 4.6: Módulo ESP32.

Cores	2
Arquitectura	32 bit
Frecuencia de reloj	160 MHz
Wifi	Sí
Bluetooth	Sí
RAM	512 KB
FLASH	16 MB
Pines GPIO	36
Buses	SPI, I2C, UART, I2S, CAN
Pines ADC	18

Tabla 4.1: Tabla de propiedades características ESP32

Se ha elegido el módulo ESP32 (figura 4.6) frente a otros módulos existentes por sus competentes prestaciones. En la tabla 4.1 se resumen sus características más notables. De entre ellas, las que más hacen destacar al ESP32 son la frecuencia de la CPU, el número de cores y la

capacidad de conectividad de la que dispone sin necesidad de agregarle dispositivos extra (ver figura 4.7).

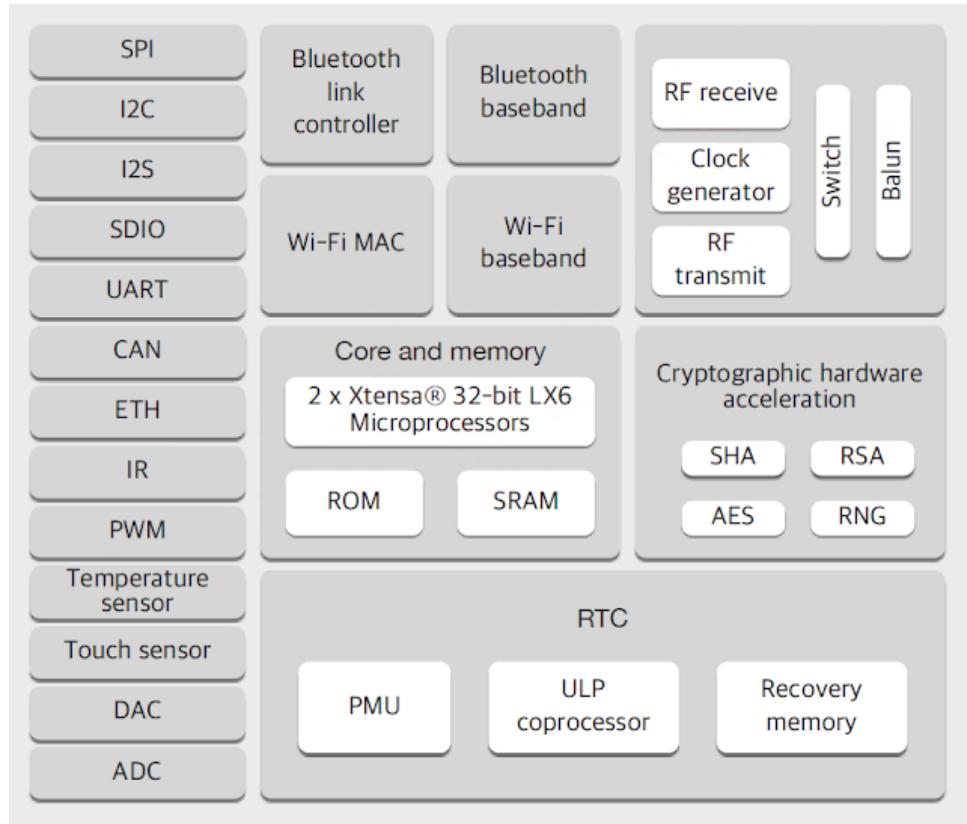


Figura 4.7: Diagrama de bloques de ESP32.

Todo esto sin recurrir a un aumento del tamaño frente a otros módulos de este tipo. El módulo ESP32 mide en torno a los 12 cm^2 ($51 \times 23\text{mm}$) de área.

4.2. Prototipo propuesto

En esta sección se presenta el concepto del prototipo basado en IMUs propuesto.

4.2.1. Disposición

Los elementos fundamentales en esta propuesta son los sensores IMU y el módulo ES32. Se pretende conocer el movimiento de cada una de las falanges de los dedos, el dorso y la muñeca. Para ello se propone colocar los elementos como se muestra en la figura 4.8.

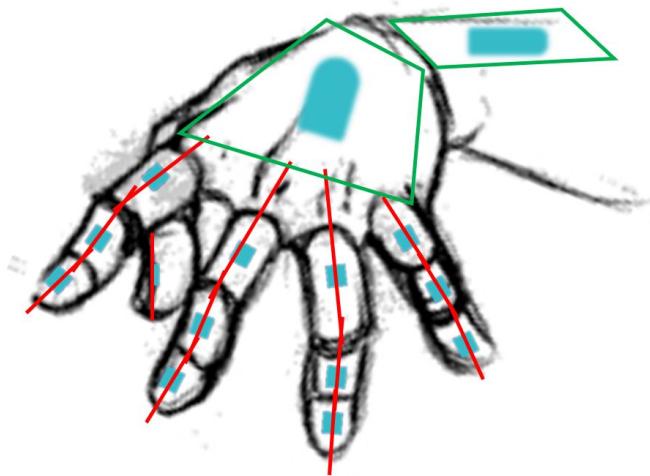


Figura 4.8: Disposición de los elementos del prototipo sobre la mano.

Lo importante en esta propuesta es que los sensores estén colocados en la falange que le corresponda. Una ventaja de emplear esta distribución junto con esta tecnología es que la colocación exacta de los sensores no influye demasiado al resultado medido. Es decir, si el sensor se encuentra colocado a una distancia diferente de la articulación entre una sesión y otra no alterará el resultado de la medición.

Además, gracias al reducido tamaño del módulo ESP32, este se puede colocar sobre el dorso de la mano o en la muñeca.

A la hora de elegir los sensores, la característica limitante ha sido el número de direcciones de sus puertos I2C. Por simplificar el cableado, se utilizan los puertos I2C, que permiten conectar en paralelo varios dispositivos al mismo puerto. Para ello cada dispositivo tiene que tener asignada una dirección de lectura.

Buscando los sensores IMU de nueve grados de libertad (9DOF) se encuentra que sólo se pueden configurar en dos direcciones, la dirección 68 y la 69. Por lo tanto se ha decidido emplear también los IMUs de seis grados de libertad. Este tipo de IMUs (6DOF) no cuentan con la información que da el magnetómetro, teniendo únicamente giroscopio y acelerómetro. Dentro de este tipo de IMUs pasa lo mismo que con los 9DOF, únicamente se encuentran dos direcciones: la 1C-6A y la 1E-6B (dir.acelerómetro-dir.giroscopio). Hasta este punto se tienen cuatro direcciones diferentes, pero se necesitan más sensores, uno por cada falange más dos por la muñeca y el dorso de la mano.

La solución adoptada ante la falta de disposición de direcciones en los sensores ha sido la utilización de un multiplexor de puertos I2C 1:8. De esta forma se pueden tener 16 IMUs del tipo 6DOF y 16 IMUs del tipo 9DOF. En la figura 4.9 se puede ver como es la conexión de los sensores con el multiplexor y el módulo ESP32. Para simplificar el esquema se ha tomado solamente una de las salidas del multiplexor, el resto se conecta de la misma manera.

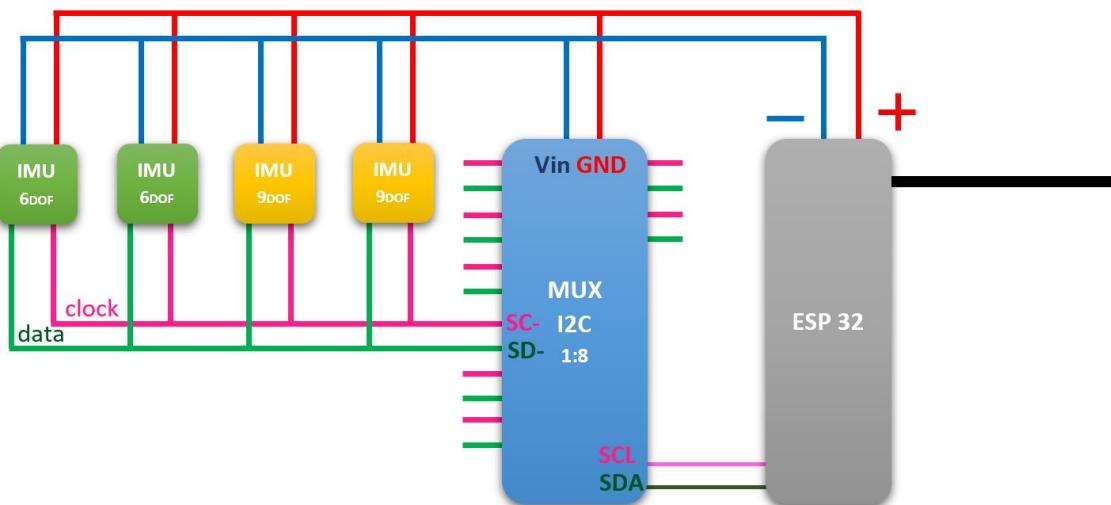


Figura 4.9: Conexión I2C de una de las salidas del multiplexor.

En el prototipo propuesto se ha decidido utilizar los IMUs 9DOF en la muñeca, el dorso de la mano, la falange distal y medial del pulgar y las falanges proximales del dedo índice, corazón, anular y meñique. Contando con que todos estos puntos utilizan el sistema de referencia global, los sensores 6DOF se reservan para los puntos en los que la referencia global que aporta el

CAPÍTULO 4. SOLUCIÓN CON SENSORES IMU

magnetómetro es prescindible por la fisionomía de la mano. Siendo estos puntos las falanges distales y mediales de los dedos índice, corazón, anular y meñique. Ver figura 2.1

4.2.2. Funcionamiento

Este prototipo funcionará con un software que podrá ser utilizado tanto desde la tableta como el ordenador.

El módulo ESP32 es el encargado de procesar los datos obtenidos por los sensores y estos datos serían transmitidos (vía cable o wireless) al software en la tableta o PC. Con estos datos será posible hacer una representación en 3D de la disposición de la mano.

Hay tres pantallas clave que darán una experiencia de uso óptima al fisioterapeuta y el paciente:

■ Pantalla de medición

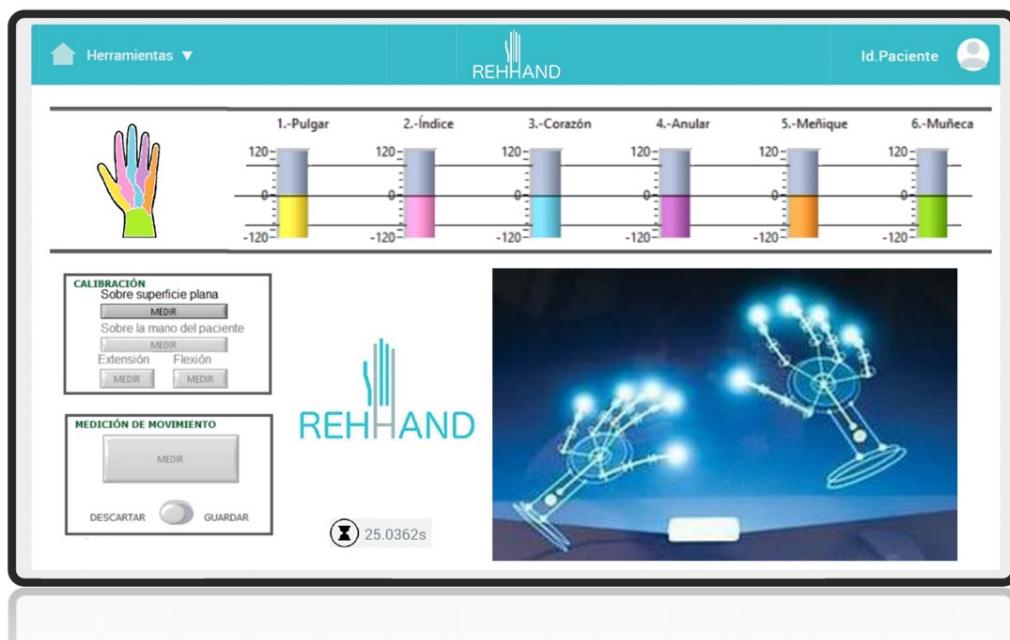


Figura 4.10: Pantalla de medición de la rehabilitación.

Esta parte del software sirve para las mediciones en los ejercicios de rehabilitación. En

el caso de los IMUs es necesaria realizar una calibración antes de comenzar la medición (equivalente a la de "sobre superficie plana"), a diferencia del prototipo con FBG.

La visualización en pantalla del movimiento mejorará la experiencia de usuario. El sistema permite la visualización de los datos en tiempo real.

- *Pantalla de análisis de datos*

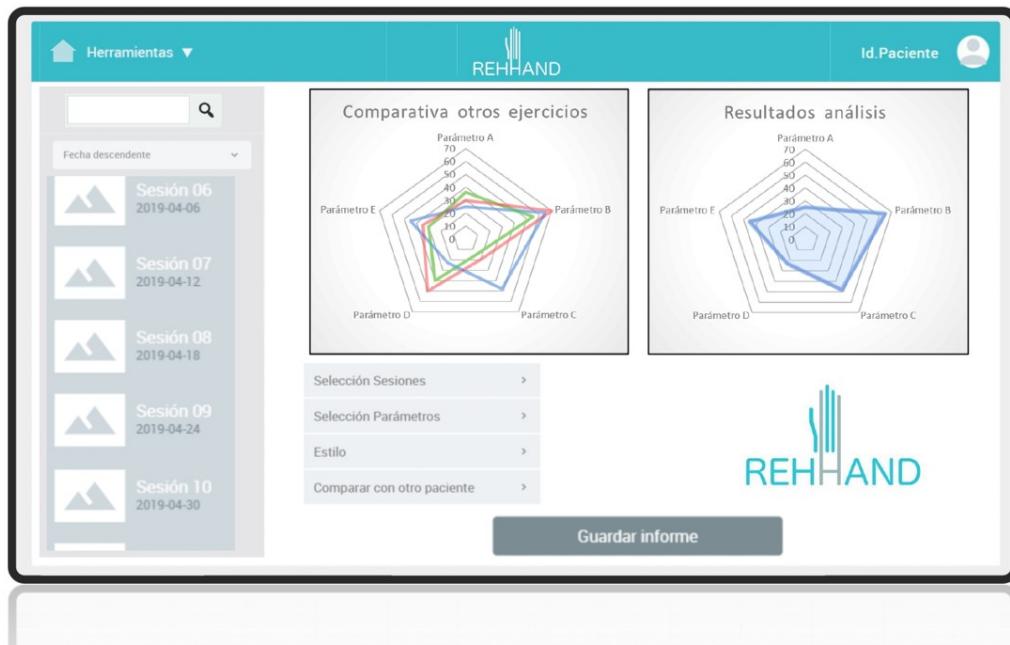


Figura 4.11: Pantalla de análisis de resultados de las sesiones.

Esta parte del software permite visualizar los resultados de las sesiones realizadas y comparar los resultados entre ellas. Esto permite tener un conocimiento real del avance de la rehabilitación y fijar nuevos objetivos en el proceso de recuperación del paciente. Gracias a esta forma de visualizar los datos el paciente será consciente de su evolución influyendo en su motivación a la hora de realizar los ejercicios de rehabilitación.

■ Pantalla de minijuegos

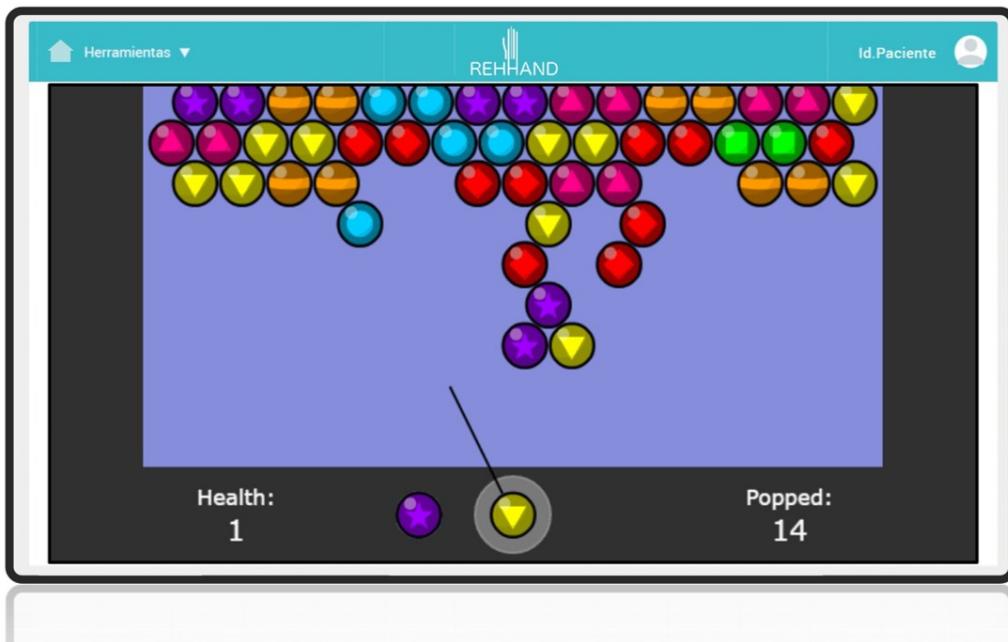


Figura 4.12: Pantalla de medición de la rehabilitación.

Esta última ventana consistirá en una colección ampliable de minijuegos controlados por el movimiento de los sensores de la mano. Puesto que no todos los pacientes tienen el mismo rango de movimiento, en una ventana previa se ajustará el rango del juego al rango articular del usuario.

Esta funcionalidad del software, es la que sirve como entrenamiento para los pacientes.

4.3. Resultados y análisis

Esta solución tiene como principal ventaja frente a la basada en FBGs que las mediciones con los IMUs permiten llevar un seguimiento del paciente entre sesiones al utilizar un sistema de referencia global. Además, el software es más versatil, permitiendo diseñar funcionalidades más complejas y una entorno de trabajo más vistoso.

Conviene realizar una comparativa económica para entender la diferencia de precio entre ambas propuestas. En la figura 4.13 se presentan los precios aproximados de los componentes fundamentales de cada prototipo. En ninguno se ha tenido en cuenta el precio de la estructura del guante ni el cableado. Es importante mencionar la gran diferencia de coste entre un prototipo y otro.

Prototipo FBG				Prototipo IMU			
	Ud.	€/Ud.	€		Ud.	€/Ud.	€
Interrogador	1	3.000,00 €	3.000,00 €	ESP32	1	8,00 €	8,00 €
Fuente	1	2.900,00 €	2.900,00 €	Multiplexor I2C (1:8)	1	8,00 €	8,00 €
Splitter	1	600,00 €	600,00 €	IMU 6DOF	8	3,00 €	24,00 €
FBG	6	210,00 €	1.260,00 €	IMU 9DOF	8	17,00 €	136,00 €
TOTAL:				TOTAL:			
7.760,00 €				176,00 €			

Figura 4.13: Precios orientativos de los componentes en el prototipo basado en FBG y en el basado en IMUs.

5

Conclusiones y líneas futuras

Los resultados de este trabajo han sido útiles para determinar la viabilidad al realizar un primer prototipo como solución al problema planteado. El comparar dos tecnologías diferentes para una misma aplicación permite entender en mayor magnitud las posibilidades de cada una de las tecnologías.

Durante la realización del prototipo basado en redes de difracción de Bragg se han encontrado diversas dificultades:

- **Tecnología muy delicada.** La fibra del sensor FBG es muy delicada para el proceso de fabricación del guante y las herramientas disponibles en el laboratorio. Tanto en el proceso de fabricación como en la posterior manipulación la fragilidad de las fibras hace

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

prácticamente imposible su futuro uso como sensor de movimiento para esta aplicación.

- **Diseño del guante no apto para todas las manos.** El diseño del guante no es apropiado para la finalidad inicial del prototipo. Se trata de un condicionamiento importante. Para conseguir caracterizar el comportamiento de las FBGs con los ángulos de apertura es necesario que siempre se coloque el guante de tal forma que el vértice del ángulo coincida en el mismo punto. La forma de las diferentes manos de las personas hace que no sea posible una caracterización como la citada. Unicamente puede ser útil para evaluar el rango de movimiento y velocidad dentro de una misma sesión de rehabilitación. Aunque se pierda la información frente a una referencia global del movimiento, sigue ofreciendo al usuario una experiencia satisfactoria pese a no cumplir con la plenitud de los objetivos marcados.

Para medir en cualquier tipo de mano con una referencia global, el diseño sería mucho más complejo. Haría falta buscar la manera de se pudiera colocar cada dedo independientemente para ajustar la posición del vértice del ángulo a medir y reforzar el recubrimiento de los sensores impidiendo que se dieran las deformaciones que la fibra no sea capaz de soportar.

- **Software no escalable.** Pese a ser LabVIEW un lenguaje cuya programación es muy visual, cuando se trata de partir de un proyecto desarrollado, como es el caso del software del interrogador, resulta bastante tedioso adaptar el nuevo programa.

Además la experiencia de usuario se ve muy limitada ya que LabVIEW no es muy configurable en la parte de front-end.

Otro contratiempo importante del software son los problemas que da al iniciar lo. Al iniciar el software del interrogador saltan alertas de error en la señal que no permiten seguir con la ejecución. Durante el desarrollo del proyecto se ha conseguido intuir el procedimiento en el que dichas alertas saltan con menos frecuencia y de ello surgen ciertos pasos del protocolo de medida.

Se concluye el trabajo descartando la tecnología de sensores de FBG para la evaluación

de la rehabilitación de las manos. Siendo esto motivado por no cumplir con las expectativas funcionales requeridas, además de por la complejidad de su manufacturación y su delicadeza.

Se ha propuesto un diseño que cumplirá con las expectativas de medir el movimiento de las manos, obteniendo datos comparables entre sesiones. La solución planteada presta especial atención las especificaciones que el prototipo de FBG no ha cumplido. Ofrecerá mayor versatilidad y capacidad para añadir nuevas funcionalidades. Los sensores inerciales permitirán comunicación inalámbrica, robustez del diseño y bajo precio.

5.1. Líneas futuras

A partir de la experiencia del desarrollo de este proyecto se realizará el guante basado en sensores inerciales propuesto en la memoria.

- El desarrollo del guante sensorizado se realizará siguiendo un proceso modular. Se dividirá el escenario global en varios escenarios, simplificando así su realización. Añadiendo las funcionalidades de cada dedo progresivamente, comenzando por el pulgar y el índice.
- En paralelo a este desarrollo se realizará el desarrollo del software por su dependencia, dejando para el final el desarrollo grueso de las funcionalidades más allá de la interpretación de las medidas de los sensores.
- La aplicación se programará en C++, debido a que tiene una extensa documentación y es mas moldeable segun nuestras necesidades.
- Debido al contexto en el que se aplica el sistema, se debe tener en cuenta la ergonomía del mismo, la autonomía y el coste. Asimismo deberá cumplir con unas especificaciones óptimas para poder obtener resultados fiables. Sería recomendable contar con la experiencia de ingeniero de diseño que paralelamente, con el desarrollo electrónico,

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

procesado de señal y comunicaciones, se centra en el ámbito del diseño y la ergonomía del dispositivo.

- El guante contará con capacidad inalámbrica, haciendo su uso mucho más cómodo al aportarle portabilidad.
- Una posibilidad más que ofrece el guante es añadirle funcionalidad actuadora para acompañar a los pacientes en el movimiento de las manos durante sus ejercicios de rehabilitación.

Bibliografía

- [1] Yuval Noah Harari. *Sapiens: a brief history of humankind*. Toronto, 2014.
- [2] Á. Moyano. «El accidente cerebrovascular desde la mirada del rehabilitador». En: (2010), págs. 348-55.
- [3] Díaz-Guzmán J. «Tasa de incidencia de ictus y ataque isquémico transitorio en España: el estudio IBERICTUS». En: (2012).
- [4] *Clasificación etiológica del ictus*. 2009. URL: <http://www.guiasalud.es/egpc/ictus/resumida/apartado03/clasificacion02.html>.
- [5] Sociedad Española de Neurología (SEN). «Plan estratégico nacional para el tratamiento integral de las enfermedades neurológicas». En: (2017).
- [6] *Manejo del ictus tras el alta hospitalaria*. 2010. URL: http://www.guiasalud.es/egpc/ictus_ap/resumida/apartado06/manejo_alta03.html.
- [7] *La consulta del fisio: Las fracturas de falange en el baloncesto*. 2014. URL: <https://kiaenzona.com/liga-endesa/la-consulta-del-fisio-las-fracturas-de-falange-en-el-baloncesto-2542/>.
- [8] *Movimientos de la mano*. 2015. URL: <https://amarantoterapiaocupacional.com/2015/07/22/movimientos-de-la-mano/>.
- [9] *CyverGloveSystems*. URL: <http://www.cyberglovesystems.com/>.

BIBLIOGRAFÍA

- [10] Sergio Schnitzler. *Fibras ópticas*. URL: <http://www.yio.com.ar/fo/ventanas.html>.
- [11] *Fundamentos de las Fibras Ópticas*. URL: <http://fibraoptica.blog.tartanga.eus/fundamentos-de-las-fibras-opticas/>.
- [12] *Núcleo fibra*. 2018. URL: <https://fusicom.es/normativa-ict/nucleo-fibra/>.
- [13] James Chen K. *¿Qué es la "fibra óptica" y ¿Porqué utilizarlas ?* URL: <http://apacoe.weebly.com/conocimiento/que-es-la-fibra-optica>.
- [14] Ignacio Mungía. *¿Cómo se fabrica la fibra óptica?* URL: <https://www.xatakaciencia.com/tecnologia/como-se-fabrica-la-fibra-optica>.
- [15] Inc The Fiber Optic Association. *Fibra óptica - Tipos de fibra*. URL: http://www.thefoa.org/ESP/Fibra_optica.htm.
- [16] Rüdiger Paschotta. *Optical Fiber Technology - Physical Principles and Applications of Different Types of Optical Fibers*. 2008.
- [17] Chandrasekhar Roychoudhuri y Leno Pedrotti. *Basic Geometrical Optics*. 2009. DOI: 10.1117/3.784938.ch3.
- [18] Mariana. *Fibra óptica: ¿Qué es?, tipos, características y ventajas.(Infografía)*. URL: <https://www.pandaancha.mx/noticias/fibra-optica-caracteristicas-ventajas.html>.
- [19] *Emisores y receptores de fibra optica*. URL: <https://servestandardwanpppoe.wordpress.com/2015/07/31/emisores-y-receptores-de-fibra-optica/>.
- [20] *Tipos de conectores y usos*. URL: <https://sites.google.com/site/stigestionydesarrollo/recuperacion/desarrollo-1/tema11/8---propiedades-y-tipos-de-conectores-de-fibra-optica>.
- [21] Inc The Fiber Optic Association. *Conectores y empalmes*. URL: <http://www.thefoa.org/ESP/Conectores.htm>.
- [22] Concepción Pérez COnde. *Sensores ópticos*. 1996.

- [23] 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.
- [24] Shizhuo Yin Francis T. S. Yu. *Fiber Optic Sensors*. The Pennsylvania State University, 2002. ISBN: 082470732X.
- [25] 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.
- [26] Heather J. Patrick Michel LeBlanc K. P. Koo Alan D. Kersey Michael A. Davis. «Fiber Grating Sensors». En: 15.8 (1997), págs. 1442-1463.
- [27] ¿Qué es una red de Bragg en fibra? URL: <https://www.hbm.com/es/4596/que-es-una-red-de-bragg-en-fibra/>.
- [28] 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.
- [29] Silvia Castillo Sagasta. «Prototipo de guante de fibra óptica para monitorización de personas con movilidad reducida». 2018.
- [30] 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.
- [31] *HOW TO DO PDMS LITHOGRAPHY REPLICATION FROM A SU-8 MOLD*. URL: <https://www.elveflow.com/microfluidic-tutorials/soft-lithography-reviews-and-tutorials/introduction-in-soft-lithography/pdms-softlithography-replication/>.

BIBLIOGRAFÍA

- [32] *Making a PDMS Microfluidic Device With Maskless Molds.* URL: <https://www.instructables.com/id/Making-a-PDMS-Microfluidic-Device-With-Maskless-Mo/>.
- [33] Ibsen. *DL-BP1-1501A SLED - Superluminescent LED with integrated optical circulator.* URL: <https://ibsen.com/products/interrogation-monitors/light-sources/dl-bp1-1501a-sled/>.
- [34] Ibsen. *I-MON 256 USB / 512 USB.* URL: <https://ibsen.com/products/interrogation-monitors/i-mon-usb/i-mon-256-512-usb/>.
- [35] SketchUp. URL: <https://www.sketchup.com/es>.
- [36] Toni de Frutos. *Filamento Biodegradable.* URL: <https://www.hwlibre.com/filamento-biodegradable-mejor-filamento-ecofriendly/>.
- [37] ¿Qué es LabVIEW? URL: [LabVIEWyt](#).
- [38] José Pelegrí Sebastiá José Rafel Lajara Vizcaíno. *LabVIEW - Entorno gráfico de programación.* The Pennsylvania State University, 2011. ISBN: 9788426716965.
- [39] Jhon Barreiro. *Ejemplo Básico en LabVIEW.* 2016. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=YhKzN65oryI>.
- [40] Henk Kortier. «Assessment of hand kinematics and interactions with the environment». En: (2018), pág. 1.
- [41] Juan Diego Bernal Iñiguez. «Diseño, construcción e implementación de un sistema de captura de movimiento para análisis ergonómico de riesgo laboral de extremidades superiores». En: (2014), pág. 99.

Anexos



Protocolo de medida

INICIALIZACIÓN:

1. Iniciar el programa de SensMov.
2. Pulsar el botón *INICIAR*

CALIBRACIÓN:

3. Colocar el guante sobre una superficie plana para que le software pueda tomar la referencia global del guante cuando está en plano.
4. Pulsar el botón *MEDIR - Sobre la superficie plana*

APÉNDICE A. PROTOCOLO DE MEDIDA

5. Colocar el guante sobre la mano del paciente. Posicionar esta en posición de reposo, esta será referencia de partida que tome el software de la mano del paciente.
6. Pulsar el botón *MEDIR - Sobre la mano del paciente*
7. Acompañar la mano del paciente hasta la posición de extensión que se vaya a tomar en la sesión como máximo de movimiento y mantenerla en este punto mientras se realiza el siguiente paso.
8. Pulsar el botón *MEDIR - Extensión*
9. Repetir el paso nº7 con el movimiento de flexión.
10. Pulsar el botón *MEDIR - Flexión*
11. Dejar la mano del paciente en posición de reposo.

MEDICIÓN DEL MOVIMIENTO:

12. Pulsar el botón *MEDIR - Medición del movimiento*
13. Mover el interruptor a *GUARDAR* para almacenar los datos de los movimientos que se realicen a partir de la activación del interruptor. Se puede mover el interruptor entre *GUARDAR* y *DESCARTAR* siempre que se desee mientras la medición del movimiento esté activa.
14. Realizar los ejercicio de rehabilitación con normalidad
15. Pulsar el botón *PAUSAR*

FINALIZACIÓN:

17. Pulsar el botón *ARCHIVAR RESULTADOS*
18. Pulsar el botón *SALIR*
19. Elegir en la pestaña emergente el nombre de archivo y carpeta para el informe de la sesión.

B

Resultados

- ▷ *Hora - Fecha*
- ▷ *Nombre del paciente (o identificación)*
- ▷ **RESULTADOS:**
 - * Segs. Pulgar Índice Corazón Anular Meñique Muñeca *
- ▷ Valores iniciales
 - ▷ *Valor aislado sobre superficie plana*
seg.s. valor 1 valor 2 valor 3 valor 4 valor 5 valor 6
 - ▷ *Valor en reposo sobre la mano de paciente*
seg.s. valor 1 valor 2 valor 3 valor 4 valor 5 valor 6

APÉNDICE B. RESULTADOS

▷ *Máximo valor de extensión inicial*

seg. valor 1 valor 2 valor 3 valor 4 valor 5 valor 6

▷ *Máximo valor de flexión inicial*

seg. valor 1 valor 2 valor 3 valor 4 valor 5 valor 6

▷ Valores característicos obtenidos en la medición

▷ *Máximo valor de extensión medido*

seg. valor 1 valor 2 valor 3 valor 4 valor 5 valor 6

▷ *Máximo valor de flexión medido*

seg. valor 1 valor 2 valor 3 valor 4 valor 5 valor 6

▷ *Otros valores característicos...*

seg. valor 1 valor 2 valor 3 valor 4 valor 5 valor 6

▷ Valores medidas

<u>Segs.</u>	<u>Pulgar</u>	<u>Índice</u>	<u>Corazón</u>	<u>Anular</u>	<u>Meñique</u>	<u>Muñeca</u>
--------------	---------------	---------------	----------------	---------------	----------------	---------------

seg.	valor 1	valor 2	valor 3	valor 4	valor 5	valor 6
------	---------	---------	---------	---------	---------	---------

seg.	valor 1	valor 2	valor 3	valor 4	valor 5	valor 6
------	---------	---------	---------	---------	---------	---------

:	:	:	:	:	:	:
---	---	---	---	---	---	---

seg.	valor 1	valor 2	valor 3	valor 4	valor 5	valor 6
------	---------	---------	---------	---------	---------	---------

