

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

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



Máster Universitario en  
Ingeniería de Telecomunicación

Trabajo Fin de Máster

ITZIAR UZQUEDA ESTEBAN

ALICIA MARTÍNEZ REMÍREZ

Pamplona, Junio 2017

## **DESARROLLO DE UN SENSOR DE ULTRASONIDOS PARA LA VALORACIÓN AMBULATORIA DE LA MARCHA**



Autora: Miriam Rubio Lecuona  
Tutora: Itziar Uzqueda Esteban

Departamento de Matemáticas  
Universidad Pública de Navarra

Junio de 2017



# Agradecimientos

Aquí va el párrafo de agradecimientos.

## Cita

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

*Sapiens: a brief history of humankind*



# Resumen

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

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

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

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

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



# Resumen

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

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

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

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

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



# Índice general

<b>1. Introducción</b>	<b>3</b>
1.1. Objetivo . . . . .	3
1.2. Repercusión de la captura del movimiento . . . . .	4
1.2.1. Enfoque a rehabilitación . . . . .	4
1.3. Disposición del documento . . . . .	4
1.4. _____ . . . . .	4
1.5. Objetivo . . . . .	6
1.6. Estructura del documento . . . . .	6
<b>2. Estado del Arte</b>	<b>7</b>
2.1. Tecnologías para la medida del movimiento . . . . .	8
2.1.1. Cámaras . . . . .	8
2.1.2. FBG . . . . .	8
2.1.3. IMU . . . . .	9
2.1.4. Sensores capacitivos . . . . .	9
2.1.5. Sensores mioeléctricos . . . . .	9
2.2. Rehabilitación de las manos . . . . .	9
2.2.1. Fundamentos de las manos . . . . .	10
2.2.2. Dinámica de la rehabilitación . . . . .	10
2.3. _____ . . . . .	10
2.4. _____ . . . . .	10
2.5. Sistemas de medida de distancia entre pasos . . . . .	10

## ÍNDICE GENERAL

---

2.5.1. Observación clínica . . . . .	10
2.5.2. Videocámaras . . . . .	11
2.5.3. Sistemas optoelectrónicos . . . . .	11
2.5.4. Tapices instrumentados . . . . .	12
2.5.5. Zapatos instrumentados . . . . .	13
<b>3. Desarrollo del proyecto</b>	<b>15</b>
3.1. Solución con sensores de fibra FBG . . . . .	16
3.1.1. Marco conceptual . . . . .	16
3.1.2. Desarrollo del prototipo . . . . .	38
3.2. Solución con sensores IMU . . . . .	42
3.2.1. Marco conceptual . . . . .	42
3.2.2. Desarrollo del prototipo . . . . .	43
3.3. _____ . . . . .	43
3.4. _____ . . . . .	44
3.5. Sistema de medida . . . . .	44
3.6. Sensores inerciales . . . . .	45
3.6.1. Principio de funcionamiento . . . . .	45
3.6.2. Sensores inerciales propuestos . . . . .	46
3.7. Sensor de ultrasonido . . . . .	46
3.7.1. Principio de funcionamiento . . . . .	46
3.7.2. Sensor de ultrasonido propuesto . . . . .	47
3.7.3. Comunicación del sensor . . . . .	49
3.8. Procedimiento de medida . . . . .	50
3.8.1. Set-up de medida . . . . .	50
3.8.2. Captura de datos . . . . .	53
3.8.3. Sincronización . . . . .	53
3.8.4. Obtención de distancia . . . . .	53
<b>4. Resultados y análisis</b>	<b>61</b>

## ÍNDICE GENERAL

---

4.1. Resultados . . . . .	62
4.1.1. Medidas en estático . . . . .	62
4.1.2. Medidas en dinámico . . . . .	64
4.2. Análisis de resultados . . . . .	65
<b>5. Conclusiones y líneas futuras</b>	<b>67</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>69</b>





# Índice de tablas

3.1.	Tabla características fuentes de ópticas . . . . .	28
3.2.	Tabla longitud de cada sensor FBG . . . . .	41
3.3.	Tabla longitud de cada sensor FBG . . . . .	41
4.1.	Tabla medidas en estático . . . . .	65
4.2.	Tabla medidas en dinámico . . . . .	66



# Índice de figuras

2.1.	Sistema de medida mediante cámaras . . . . .	11
2.2.	Sistema de medida optoelectrónico . . . . .	12
2.3.	Sistema de medida GaitRite® . . . . .	13
2.4.	Zapatos instrumentados . . . . .	13
3.1.	Espectro electromagnético en frecuencia. . . . .	17
3.2.	Longitud de onda fibra óptica junto con el espectro visible. [13] . . . . .	18
3.3.	Atenuación(dB/Km) frente a longitud de onda $\lambda$ (nm) [14] . . . . .	19
3.4.	Capas fibra óptica [15, 16] . . . . .	19
3.5.	Relación grosor fibra multimodo (MM) y monomodo (SM) [14] . . . . .	21
3.6.	Corte transversal fibra multimodo en transmisión de luz. [19] . . . . .	21
3.7.	Corte transversal fibra monomodo en transmisión de luz. [19] . . . . .	21
3.8.	Disposición rayos. Multimodo (indice escalonado y gradual) y monomodo. [18] . . . . .	22
3.9.	Relación tamaños fibras ópticas. [18] . . . . .	23
3.10.	Ángulo crítico y reflexión interna total. [20] . . . . .	23
3.11.	Transmisión punto a punto de señales a través de fibra óptica. [21] . . . . .	24
3.12.	Relación entre potencia y longitud de onda diodo LED frente a diodo láser. [18]	26
3.13.	Corte transversal de fibra con emisión desde diodo LED frente a diodo láser. [18] . . . . .	26
3.14.	Diagrama de bloque receptor . . . . .	29

## ÍNDICE DE FIGURAS

---

3.15. Tipos de conectores de fibra óptica. [23] . . . . .	30
3.16. Causas de pérdida óptica en las uniones. [24] . . . . .	31
3.17. Tipos de conectores según su pulido. [23] . . . . .	31
3.18. Tipos de empalmes. [24] . . . . .	32
3.19. Proceso de empalme por fusión. [24] . . . . .	32
3.20. Funcionamiento de un sensor de fibra óptica FBG [26] . . . . .	33
3.21. Proceso de generación del sensor de Bragg en la fibra. [28] . . . . .	34
3.22. Representación esquemática de un sistema de medición de deformaciones mediante fibras ópticas con redes de Bragg y analizador espectral óptico. [28] . .	35
3.23. FBG embebida en un material flexible. [31] . . . . .	36
3.24. Representación esquemática de la reflexión de una frecuencia determinada de la luz viajando en la fibra óptica en una red de Braggs. [28] . . . . .	36
3.25. asdffdsfdsf. [27] . . . . .	37
3.26. PDMS: Elastómero y agente de cura. . . . .	39
3.27. Molde . . . . .	40
3.28. Colocación de la fibra en la fusionadora y proceso por pantalla. [24] . . . . .	41
3.29. Interfaz del programa de labview. . . . .	42
3.30. Prototipo de sensor de ultrasonidos . . . . .	48
3.31. Esquema de conexión del sensor de ultrasonido . . . . .	49
3.32. Módulo Bluetooth HC-05 . . . . .	49
3.33. Dongle Bluetooth 4.0 WhiteLabel . . . . .	50
3.34. Set-up de medida de un paso de 43 cm . . . . .	51
3.35. Set-up de medida de un paso de 80.5 cm . . . . .	51
3.36. Colocación de los sensores para la medida . . . . .	52
3.37. Ejemplo de paso para la medida . . . . .	52
3.38. Ejemplo de deriva en la señal . . . . .	54
3.39. Recta para la corrección de la deriva . . . . .	55
3.40. Ejemplo eliminación de la deriva . . . . .	56

---

## ÍNDICE DE FIGURAS

---

3.41. Ejemplo eliminación de la deriva . . . . .	56
3.42. Setup medida estática de sensor de ultrasonido . . . . .	58
3.43. Colocación de sensor para medidas en dinámico . . . . .	58
3.44. Cálculo final de distancia de separación entre pasos . . . . .	59
4.1. Medida de sensor de ultrasonido en estático. . . . .	62
4.2. Medida de sensor de ultrasonido en estático. . . . .	63
4.3. Medida de sensor de ultrasonido en estático. . . . .	63
4.4. Medida sensor de ultrasonido en dinámico . . . . .	64
4.5. Medida sensor de ultrasonido en dinámico . . . . .	65
4.6. Validación del sensor de ultrasonidos en dinámico . . . . .	66



# 1

## Introducción

asdf

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

### 1.1. Objetivo

Se pretende realizar...

## 1.2. Repercusión de la captura del movimiento

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

### 1.2.1. Enfoque a rehabilitación

## 1.3. Disposición del documento

estructura del documento...

## 1.4. \_\_\_\_\_

---

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

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

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

- Secuelas y complicaciones físicas: hemiplejia, hemiparesia...
- Alteraciones del humor: depresión.
- Alteraciones cognitivas: percepción, memoria y atención.
- Alteraciones para las actividades de la vida diaria.

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

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

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

## 1.5. Objetivo

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

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

## 1.6. Estructura del documento

El documento consta de los siguientes capítulos:

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

# 2

## Estado del Arte

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

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

-esto no encaja bien aquí

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

## 2.1. Tecnologías para la medida del movimiento

Tecnologías capaces de medir el movimiento...

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

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

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

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

### 2.1.1. Cámaras

asdf

### 2.1.2. FBG

asdf

### **2.1.3. IMU**

asdf

### **2.1.4. Sensores capacitivos**

asdf

### **2.1.5. Sensores mioeléctricos**

asdf

## **2.2. Rehabilitación de las manos**

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

EN que casos se rehabilitan las manos? blablabla

Centrandonos en el ictus:

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

### **2.2.1. Fundamentos de las manos**

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

### **2.2.2. Dinámica de la rehabilitación**

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

## **2.3. \_\_\_\_\_**

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

## **2.4. \_\_\_\_\_**

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

## **2.5. Sistemas de medida de distancia entre pasos**

### **2.5.1. Observación clínica**

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

### 2.5.2. Videocámaras

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

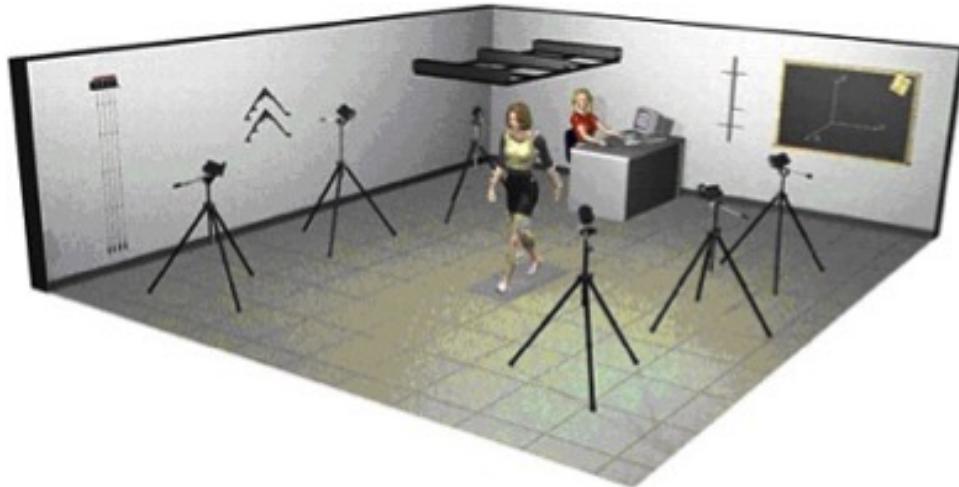


Figura 2.1: Sistema de medida mediante cámaras

### 2.5.3. Sistemas optoelectrónicos

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



Figura 2.2: Sistema de medida optoelectrónico

#### 2.5.4. Tapices instrumentados

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



Figura 2.3: Sistema de medida GaitRite®

### 2.5.5. Zapatos instrumentados

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



Figura 2.4: Zapatos instrumentados

## CAPÍTULO 2. ESTADO DEL ARTE

---

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

# 3

## Desarrollo del proyecto

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

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

- **3.1 .-** Solución con sensores de fibra FBG
- **3.2 .-** Solución con sensores IMU

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

### 3.1. Solución con sensores de fibra FBG

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

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

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

#### 3.1.1. Marco conceptual

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

##### ■ Fibra óptica

- -*Cómo se propaga la luz en ella.*

- *Partes de la fibra.*

*Tipos de emisores (LED Laser).*

*Receptores.*

*Conectores y soldaduras.*

- *Fabricación.*

- *Tipos de fibra.*

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

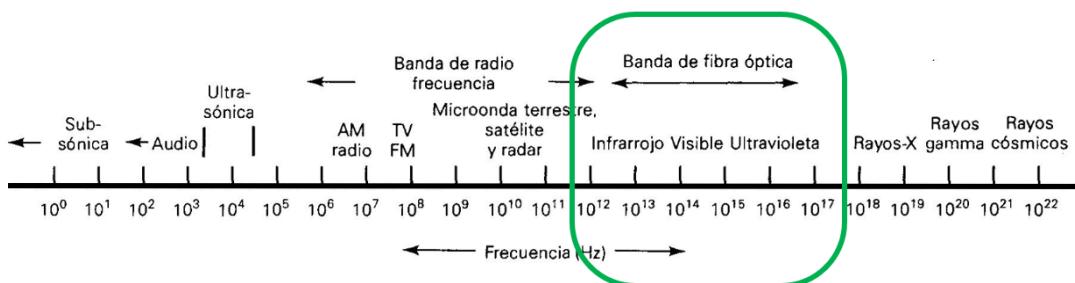


Figura 3.1: Espectro electromagnético en frecuencia.

Cabe destacar que dentro del espectro óptico las longitudes de onda habituales para comunicación en fibra óptica están entre los 700nm y 1600nm. Estas se dividen en rangos con mejores características para la transmisión, denominadas ventanas de comunicación.

Como se muestra en la figura 3.2, son tres las ventanas más utilizadas,[13]:

**1<sup>a</sup> ventana** 800 a 900 nm → longitud de onda utilizada = 850nm

**2<sup>a</sup> ventana** 1250 a 1350 nm → longitud de onda utilizada = 1310nm

**3<sup>a</sup> ventana** 1500 a 1600 nm → longitud de onda utilizada = 1550nm

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

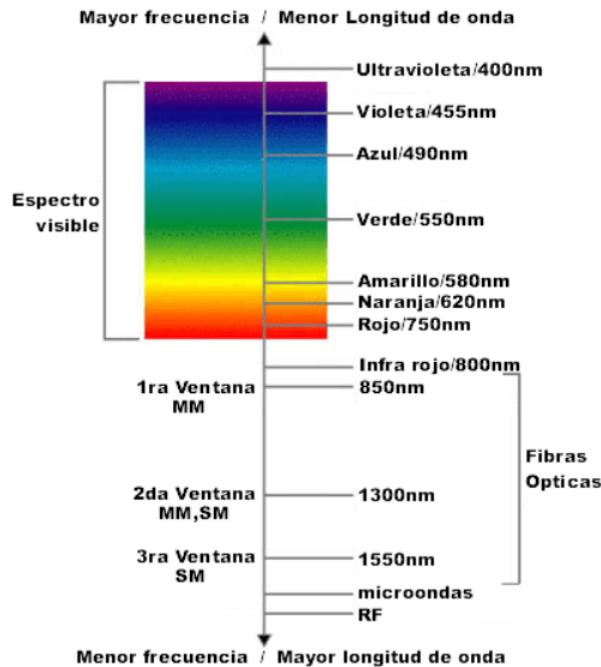


Figura 3.2: Longitud de onda fibra óptica junto con el espectro visible. [13]

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

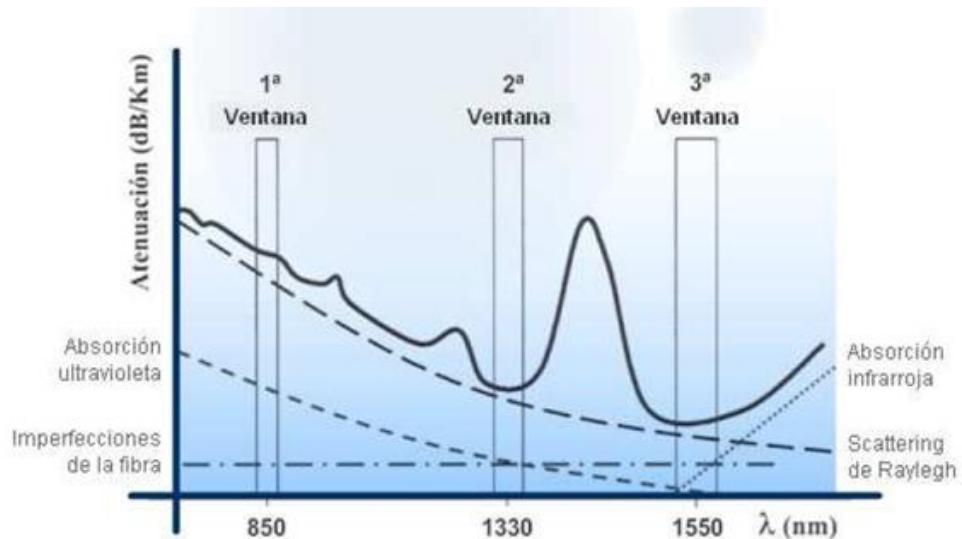


Figura 3.3: Atenuación(dB/Km) frente a longitud de onda  $\lambda$  (nm) [14]

En cuanto a las propiedades físicas de la fibra óptica, son bastante delicadas ya que su grosor no supera por mucho al diámetro del cabello humano y se obtiene de la extrusión del sílice,  $\text{SiO}_2$ , es decir, se trata de un filamento de vidrio muy fino. Es por ello que es la fibra óptica estándar está rodeada de una cubierta protectora.

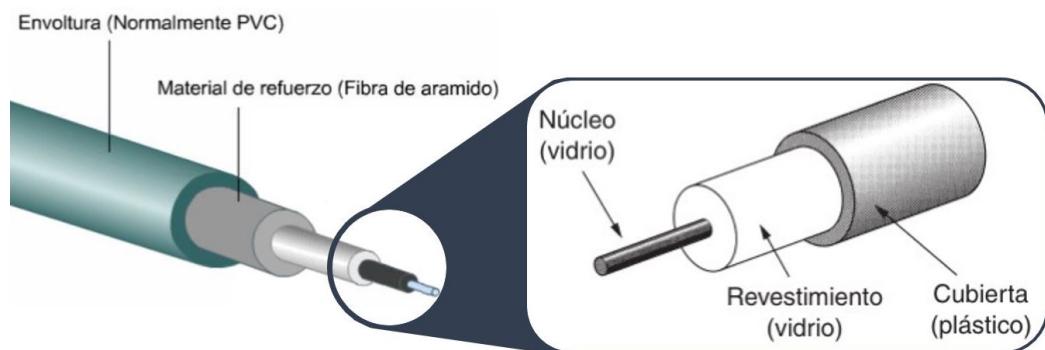


Figura 3.4: Capas fibra óptica [15, 16]

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

### CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

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 también importantes por proporcionar a la fibra protección y haciendo posible su utilización en escenarios de despliegue.

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

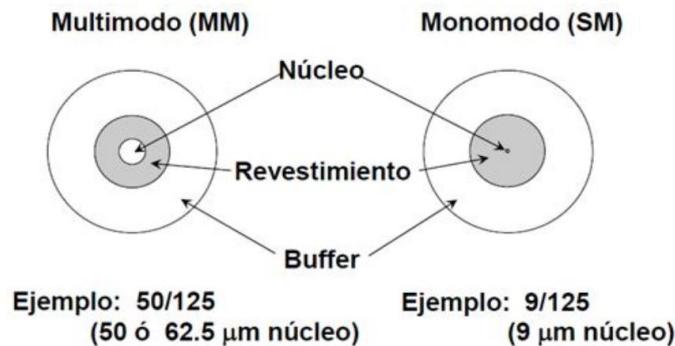


Figura 3.5: Relación grosor fibra multimodo (MM) y monomodo (SM) [14]

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

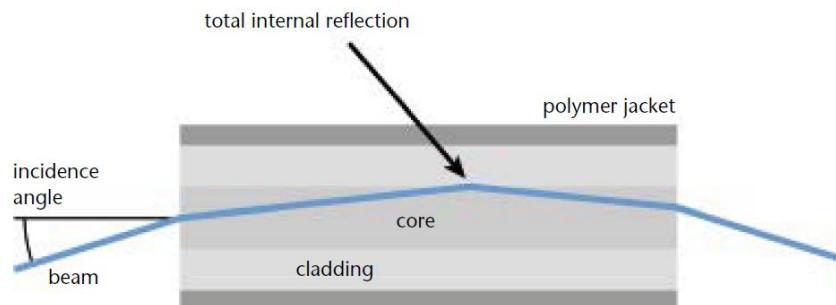


Figura 3.6: Corte transversal fibra multimodo en transmisión de luz. [19]

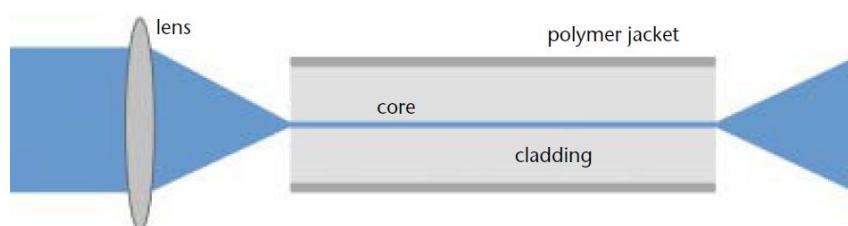


Figura 3.7: Corte transversal fibra monomodo en transmisión de luz. [19]

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

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

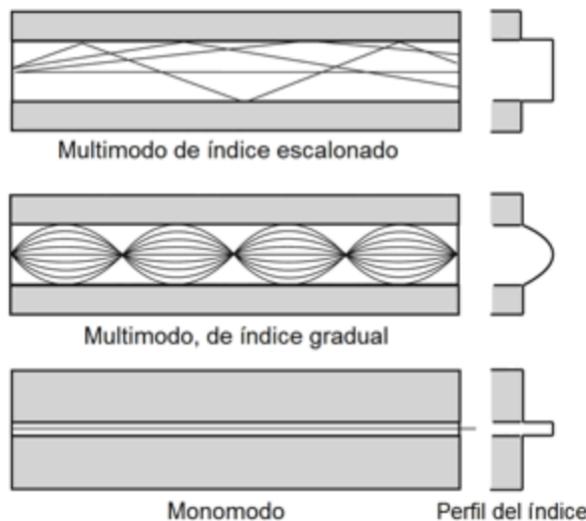


Figura 3.8: Disposición rayos. Multimodo (índice escalonado y gradual) y monomodo. [18]

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

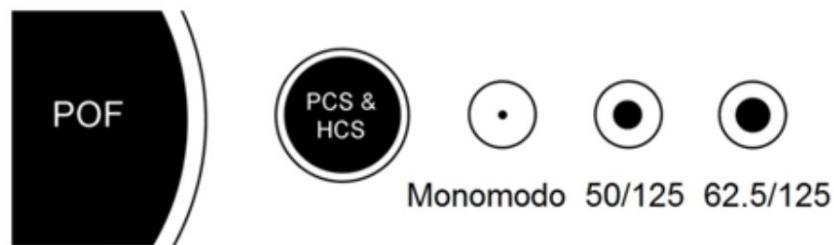


Figura 3.9: Relación tamaños fibras ópticas. [18]

La diferencia de índices de refracción entre las capas centrales de la fibra son las que permiten la propagación de la luz a través de esta. El núcleo tiene un mayor indice 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.<sup>en</sup> la fibra. La siguiente imagen (figura 3.10) sirve para explicar claramente este concepto:

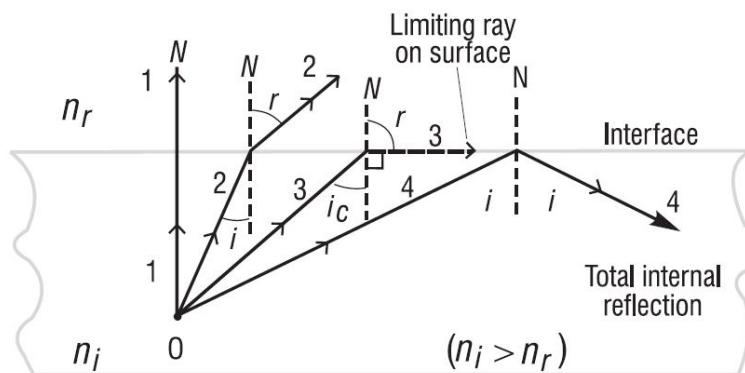


Figura 3.10: Ángulo crítico y reflexión interna total. [20]

En la figura 3.10 se ilustran cuatro rayos que se originan en el punto 0, lo que sería el núcleo de la fibra óptica (dónde el índice de refracción  $n_i$  es mayor). Entre los cuatro rayos varía el ángulo con el que estos inciden sobre el revestimiento (de menor índice de refracción  $n_r$ ). Se observa cómo en el rayo número 1 incide con  $90^\circ$  (incidencia normal), no habiendo reflexión y siguiendo el rayo en la misma dirección. En el rayo número 2 incide con un ángulo  $i$ , y se refracta con  $r$ . El rayo número 3 incide con el ángulo crítico  $i_c$ , suficientemente grande para que el rayo reflejado se propague a lo largo de la interfaz entre los dos medios, quedando atrapado. Por último, el rayo número 4 incide

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

con un ángulo  $i$  superior al ángulo crítico (ecuación 3.1),  $i_c$ , consiguiendo que se refleje totalmente en el mismo medio del que incide. Este rayo obedece a la ley de reflexión, siendo su ángulo de reflexión exactamente igual a su ángulo de incidencia. Este fenómeno se denomina *Reflexión interna total*", necesario para que suceda la transmisión de señales lumínicas en la fibra óptica.

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

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

//

(

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

)

//

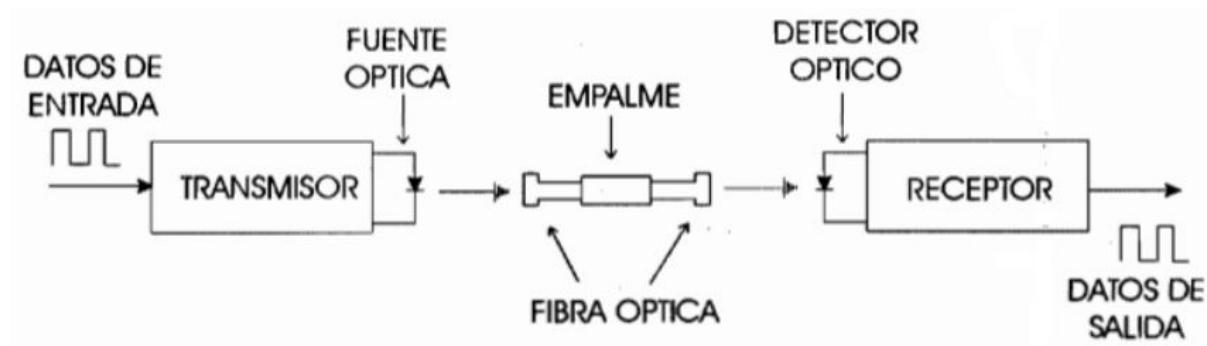


Figura 3.11: Transmisión punto a punto de señales a través de fibra óptica. [21]

Los sistemas de propagación de señales luminosas a través de la fibra óptica componen

un medio de transmisión de datos rápido y fiable. En la figura 3.11 se plasma el procedimiento que sigue la transmisión de datos en un sistema óptico y los elementos que lo componen. Previa a la propagación a través de un medio óptico de una señal eléctrica (analógica o digital) es necesario realizar una conversión de esta a señal óptica. Esto genera una señal óptica a partir de una señal eléctrica en el emisor o fuente de luz situado en el extremo inicial de la comunicación. Realizada la conversión, la señal es transmitida a lo largo de la fibra óptica. Según las características del escenario puede haber una o varias uniones entre fibras a lo largo del canal. 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 o cualquier otro evento ajeno al este. Estas modificaciones de la señal de entrada pueden ser contrarrestadas o solventadas en recepción sin suponer un impedimento a una comunicación exitosa.

Veamos por separado los elementos dibujados en la figura 3.11:

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

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

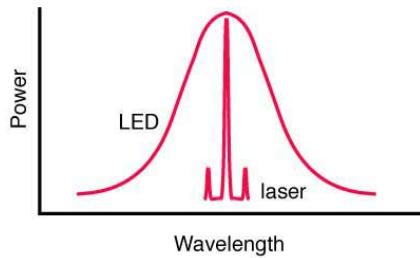


Figura 3.12: Relación entre potencia y longitud de onda diodo LED frente a diodo láser. [18]

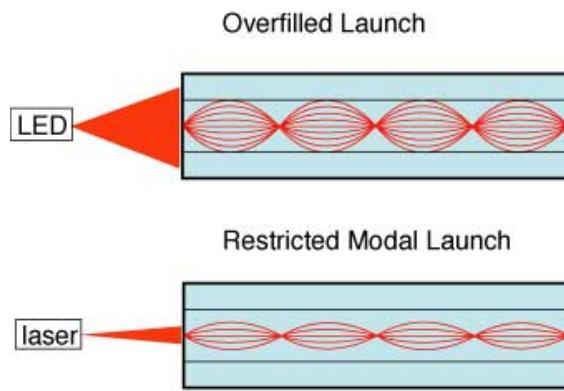


Figura 3.13: Corte transversal de fibra con emisión desde diodo LED frente a diodo láser. [18]

- **LED - Light Emitting Diodes**

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

Además, tienen un comportamiento simple, de fácil fabricación y tienen un coste bajo en comparación a otras fuentes. Su circuitería de alimentación y control es muy sencilla, debido a los bajos niveles de corriente que son necesarios

para que funcione el dispositivo y a su relativa inmunidad frente a variaciones de la temperatura. Necesitan baja potencia de alimentación. Su geometría y patrón de radiación es de alta divergencia, el acople de luz a la fibra óptica monomodo es difícil, especialmente en los LED de emisión superficial. Son dispositivos fiables, ya que no sufren la degradación de tipo catastrófico y son menos sensibles que los diodos láser a la degradación por envejecimiento.

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

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

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

//- Resumen Los láseres se basan en emisión estimulada, conseguida formando cavidades que combinan medio activo y espejos para la realimentación. Son de mayores prestaciones que los LED (mayor coherencia, más directivos, mayor

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

potencia de salida,...), pero más complejos y caros. Se pueden usar en fibras monomodo. Los hay de dos tipos, básicamente:

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

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

	<b>LED</b>	<b>LD F-P</b>	<b>LD_DFB</b>	<b>VCSEL</b>
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 <sup>a</sup> , 2 <sup>a</sup>		2 <sup>a</sup> , 3 <sup>a</sup>	1 <sup>a</sup> , 2 <sup>a</sup>

Tabla 3.1: Tabla características fuentes de ópticas

### • **Detectores (Recepción)**

En cuanto al proceso de recepción, consiste en que la señal llega al final del canal y se tiene que dar el proceso inverso que en transmisión. Los detectores tienen la función de convertir las señales ópticas a señales eléctricas para recuperar la información. Son diodos semiconductores encargados de polarizar inversamente la polarización realizada en el diodo emisor. Al igual que pasaba en la transmisión, existe detección coherente o incoherente(detección directa). El componente del receptor que realiza la conversión óptico-eléctrica es el fotodetector. Se distinguen varios tipos, los más comunes son: los fotodiodos PIN y los fotodiodos de efecto

de avalancha (*APD*). Aunque merece la pena mencionar los fotoespectrómetros, formados por células CCD integradas y una estructura óptica tan precisa que es capaz de detectar la potencia que la luz recibida proporciona en cada longitud de onda. Volviendo a los receptores PIN y APD, además del fotodetector, el detector puede estar compuesto por un pre-amplificador óptico, pero casi siempre tendrá un pre-amplificador eléctrico para amplificar la señal eléctrica obtenida del fotodiodo, de muy baja corriente. El receptor lo podrá formar también (figura 3.14) un filtro óptico, para tomar solo en cuenta las frecuencias de interés. Posterior a la pre-amplificación eléctrica, los elementos de procesado de la señal que se incluyan dependerán del si las señales empleadas por el sistema eléctrico son analógicas o digitales.

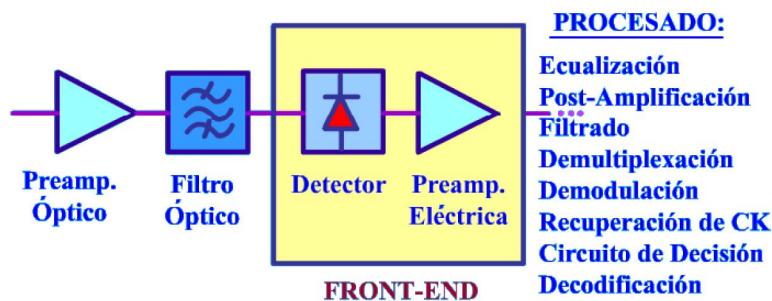


Figura 3.14: Diagrama de bloque receptor

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

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

- ***Conectores y empalmes***

Cabe hablar también de los conectores ópticos y empalmes utilizados para unir

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

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

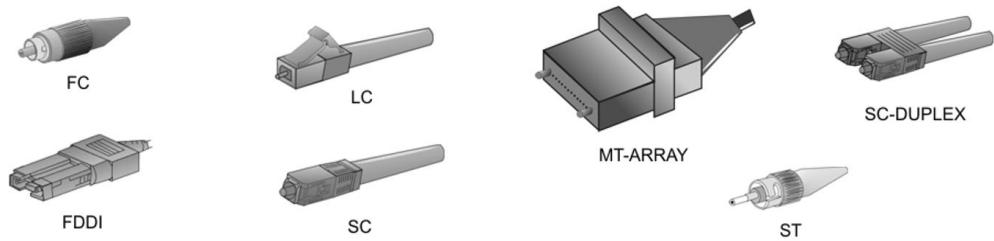


Figura 3.15: Tipos de conectores de fibra óptica. [23]

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

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

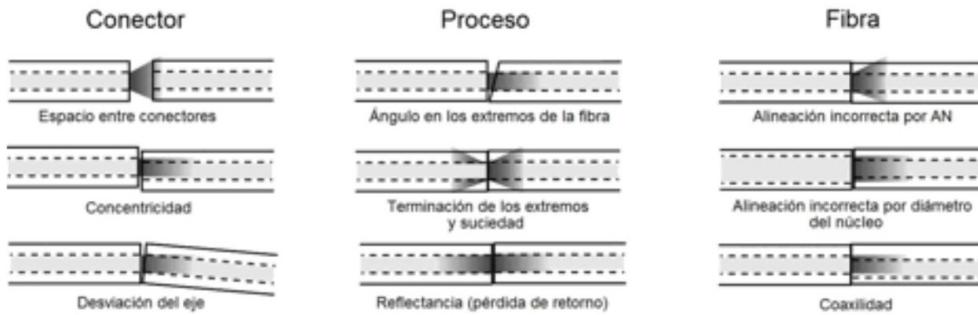


Figura 3.16: Causas de pérdida óptica en las uniones. [24]

Las pérdidas se pueden reducir cuando los núcleos de las dos fibras son idénticos, están alineados de manera perfecta y se tocan entre sí, los conectores y los empalmes se realizaron adecuadamente y no hay suciedad en la unión. En la figura 3.16 se pueden observar diferentes causas de pérdidas en las conexiones de fibra óptica. Además, los conectores pueden tener diferentes formas de férulas (o terminaciones), diferentes tipos de pulidos en el extremo de la fibra donde se realiza la unión (figura 3.17), lo que afecta también a las pérdidas resultantes. El exterior de la fibra tiene que estar debidamente limpio y pulido para reducir al máximo las pérdidas, ya que una superficie aspera puede dispersar o absorber luz.

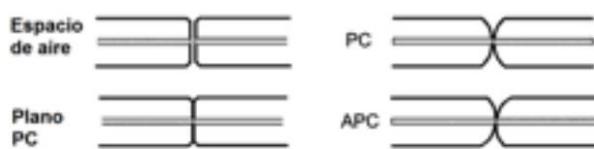


Figura 3.17: Tipos de conectores según su pulido. [23]

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

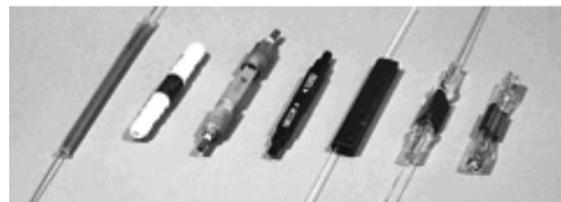


Figura 3.18: Tipos de empalmes. [24]

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



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

#### ■ Sensores de ópticos

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

##### • En función de la naturaleza del parámetro a cuantificar

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

- En función de la naturaleza de la propiedad óptica medida
  - Sensores de absorbancia
  - Sensores de reflectancia
  - Sensores de luminiscencia (fluorescencia, quimioluminiscencia y bioluminiscencia)
  - Sensores de dispersión Raman
  - Sensores de índice de refracción
  - etc.

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

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

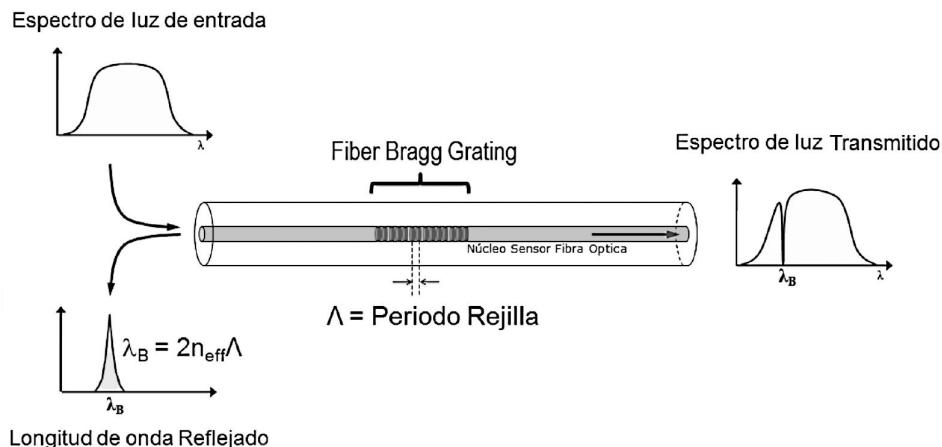


Figura 3.20: Funcionamiento de un sensor de fibra óptica FBG [26]

Los sensores de fibra óptica basados en redes de difracción de Bragg (*Fibre Bragg Gratings*), también denominadas FBGs, están diseñados para reflejar longitudes de onda determinadas (según el diseño) de la luz y transmitir el resto (Figura 3.20). Para ello se crea en el núcleo de la fibra una variación periódica del índice de refracción, conocido como rejilla tipo Bragg. Esta variación sólo afecta a la transmisión de cierta longitud de onda, la que refleja. Este tipo de fenómeno se

puede utilizar cómo filtro bloqueador de una longitud de onda, además de para medir parámetros físicos como la deformación o la temperatura. Por ejemplo, es muy común su uso para la monitorización de estructuras como puentes [27].

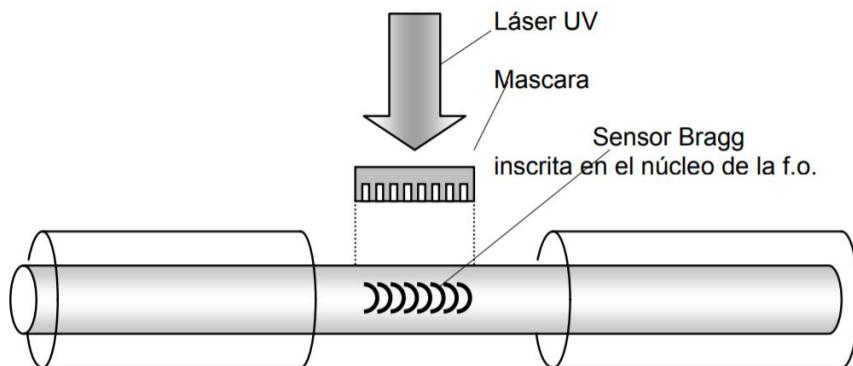


Figura 3.21: Proceso de generación del sensor de Bragg en la fibra. [28]

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

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

Existe una relación matemática entre la longitud característica de la FBG o longitud de la onda reflejada ( $\lambda_B$ ), el índice de refracción efectivo ( $\eta_{eff}$ ) y el periodo de la red de Bragg ( $\Lambda$ ), como se puede ver en la ecuación 3.2, dónde se define la longitud de la onda reflejada,  $\lambda_B$ :

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

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

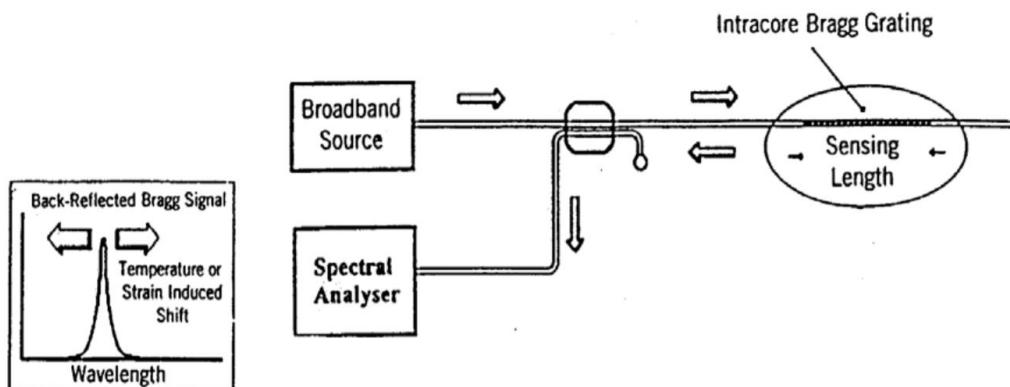


Figura 3.22: Representación esquemática de un sistema de medición de deformaciones mediante fibras ópticas con redes de Bragg y analizador spectral óptico. [28]

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

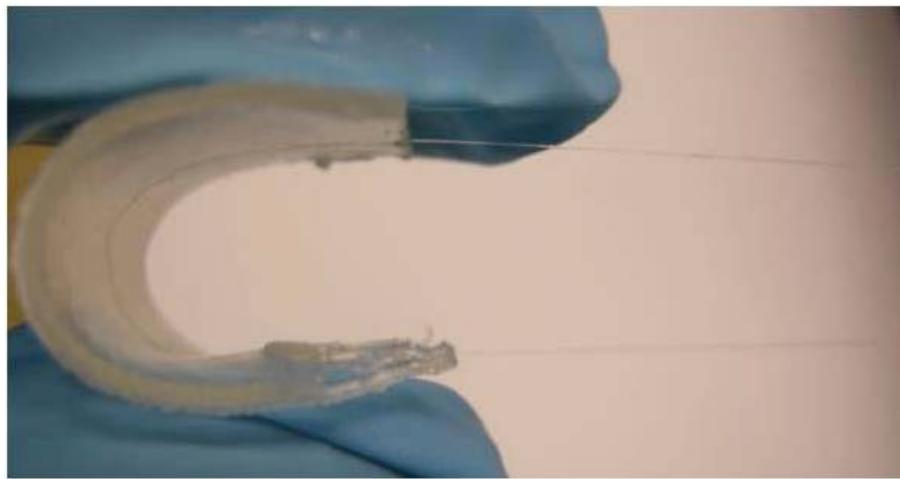


Figura 3.23: FBG embebida en un material flexible. [31]

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

asdf sdffsd

■ **Polidimetilsiloxano (PDMS)**

Material empleado para embeber las FBGs.

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

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

Su fórmula química es:  $(H_3C)_3SiO[Si(CH_3)_2O]_nSi(CH_3)_3$ , donde n es el número de unidades repetitivas del monómero  $[SiO(CH_3)_2]$  [30]. Es decir, n es el índice que indica el tamaño de su cadena principal. La consistencia del PDMS varía en función de n (tamaño de la cadena). Por tanto, si n es un valor bajo, el PDMS puede ser prácticamente líquido. En cambio, cuando n adopta un valor elevado, el material es sólido.

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

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

### ■ LabVIEW

LabVIEW es un software de ingeniería de sistemas que requiere pruebas, medidas y control con acceso rápido a hardware e información de datos. [32]

### 3.1.2. Desarrollo del prototipo

La realización del primer desarrollo se origina a partir de un trabajo realizado con anterioridad en el grupo de investigación de la universidad[33]. Se mejora el soporte físico(hardware) y se desarrolla un nuevo programa con un interfaz de usuario simple e intuitivo.

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

#### Materiales

En este apartado se disponen brevemente los componentes utilizados para el

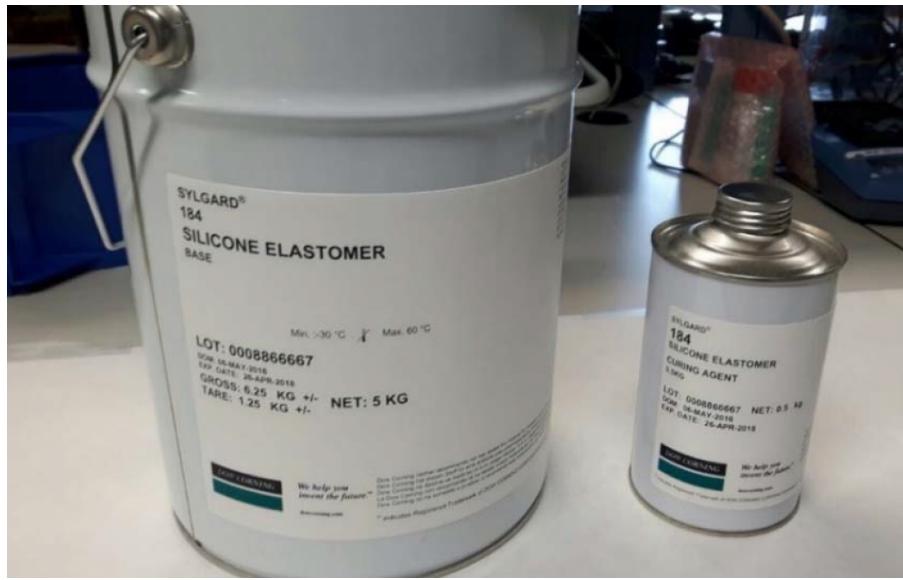


Figura 3.24: PDMS: Elastómero y agente de cura.

#### Proceso de fabricación del soporte físico

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

■ **Modelado 3D - Configuración 3D**

Esta actividad comprende el diseño del molde con el que se fabrica el guante y de la caja contenedora de todo el cableado. Para poder producir el guante de PDMS es necesario tener un molde donde verter la disolución para darle la forma deseada. Gracias a las versatilidad de diseño que ofrece la impresión 3D se realiza con este proceso de manufactura el molde (véase figura 3.27).



Figura 3.25: Molde

■ **Fabricación del guante**

Para el proceso de fabricación del guante se necesitan .....

1. Preparar mezcla PDMS (35g de polímero y 3.5g de agente de curación). Primero el elastómetro y después agente de curación.
2. Revolver la mezcla durante al menos 4 minutos.
3. Se deposita el PDMS y se colocan las fibras en el molde
4. Se introduce en un horno de vacío para eliminar las burbujas durante 20 minutos, sin aplicar temperatura.
5. Meter el molde en el horno (4h y media a  $-55^{\circ}\text{C}$ ). Dejar un poco más.
6. Desmoldar.

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

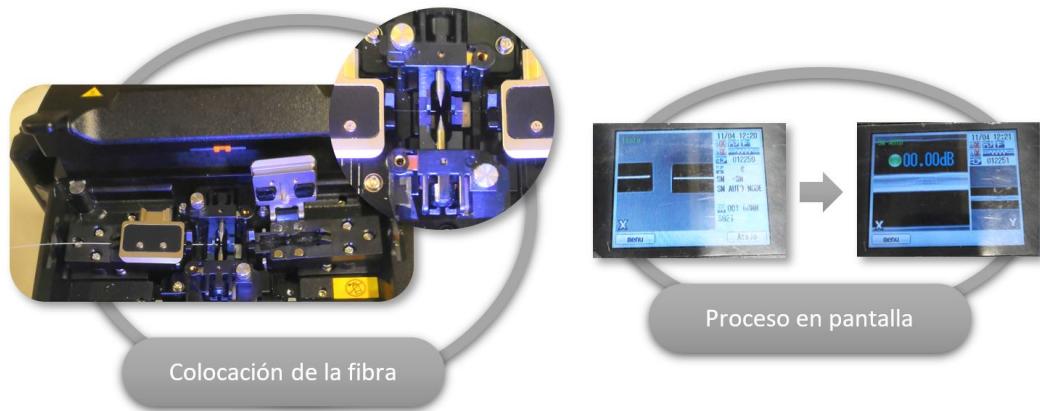


Figura 3.26: Colocación de la fibra en la fusionadora y proceso por pantalla. [24]

■ Montaje completo

asdf

asdf

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

Tabla 3.2: Tabla longitud de cada sensor FBG

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

Tabla 3.3: Tabla longitud de cada sensor FBG

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

Para determinar la valid

### Funcionamiento

asdf

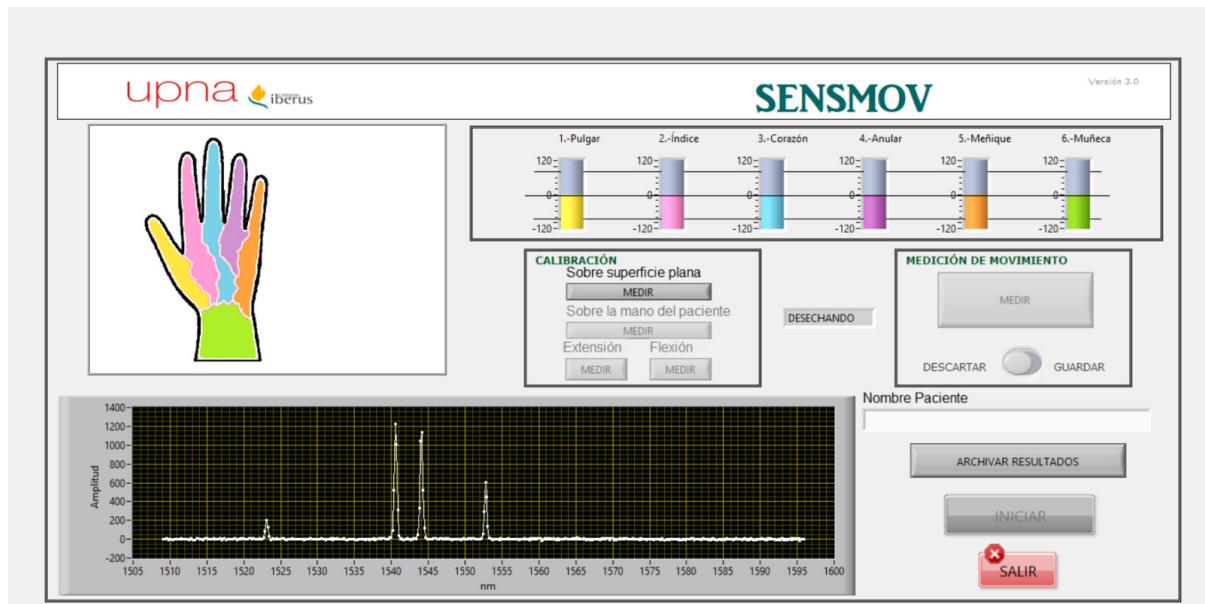


Figura 3.27: Interfaz del programa de labview.

## 3.2. Solución con sensores IMU

asdf

### 3.2.1. Marco conceptual

asdf

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

### 3.2.2. Desarrollo del prototipo

asdf

#### Materiales

asdf

#### Elaboración/Proceso de fabricación

asdf

#### Funcionamiento

asdf

### 3.3. —————

ME PLENTEO LA POSIBILIDAD DE DIVIDIR EL CAPITULO 3 EN CAPITULO 3 Y

4.

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

---

### 3.4. \_\_\_\_\_

En este capítulo se detalla la metodología empleada para el diseño del sistema adaptado al contexto en el que se aplica. Se describe cada uno de los componentes que forman parte del sistema de medición así como el procesado posterior de los datos para obtener la distancia entre pasos(Matlab®). En el diseño intervienen sensores inerciales (Xsens Technologies B.V, The Netherlands) y se propone el diseño de un sensor de ultrasonido de bajo coste basado en la tecnología Arduino.

### 3.5. Sistema de medida

En la Figura ?? aparece representado un esquema general de la metodología empleada. Mediante el sensor de ultrasonidos se obtiene la distancia D1 y con los sensores inerciales se obtiene la distancia D2 aplicando a cada una de las señales el procesado que se detallará en posteriores apartados.

Por tanto, el diseño del sistema puede descomponerse en dos niveles de jerarquía (ver Figura ??). El primero de ellos, a más bajo nivel, es el diseño del sensor de ultrasonidos y la obtención de las señales necesarias para el cálculo de cada una de las distancias de ambos sensores. El segundo de los niveles es el correspondiente al de la sincronización y post-procesado de los datos para determinar la distancia entre pasos.

Con el post-procesado de las señales obtenidas por cada uno de los sensores se obtendrán las distancias D1 y D2 que permitirán el cálculo de la distancia objetivo mediante la ecuación

3.3 (Teorema de Pitágoras).

$$Dist.\text{sep.}\text{pasos} = \sqrt{D1^2 + D2^2} \quad (3.3)$$

En los siguientes apartados se especifican cada uno de los componentes que intervienen en el sistema.

## 3.6. Sensores iniciales

### 3.6.1. Principio de funcionamiento

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

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

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

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

### 3.6.2. Sensores iniciales propuestos

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

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

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

## 3.7. Sensor de ultrasonido

### 3.7.1. Principio de funcionamiento

Un sistema de ultrasonidos tiene como principio de funcionamiento el fenómeno físico por el cual recibe ese nombre, las ondas de ultrasonidos.

Se envía un pulso de 40 KHz que incide sobre un obstáculo y se recibe con un retardo que se corresponde con el tiempo que tarda la onda desde que se envía hasta que se recibe, es decir el Time of Flight"(ToF). Por tanto, puede hallarse la distancia mediante la

En la Figura ?? se observa dicho funcionamiento.

La distancia entre dos puntos puede hallarse mediante la ecuación 3.4

$$D = (ToF/2)V_{sonido} \quad (3.4)$$

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

Una alternativa al sistema de ultrasonidos es usar la tecnología de infrarrojos. Su principal ventaja es su rápida respuesta y por ello resulta beneficioso para aplicaciones en tiempo real como pueden ser los sensores de proximidad. La principal desventaja es que presentan no linealidades procedentes de su dependencia con la superficie de reflexión. Es necesario un conocimiento a priori de las características de dispersión, absorción etc. del material sobre el que incide la onda emitida para poder realizar una medida de distancia correcta.

Teniendo en cuenta las características de ambos sensores, se decidió que el sensor más apropiado para la aplicación clínica de este trabajo es el sensor de ultrasonidos, ya que su coste no es elevado y su resolución y su latencia son aceptables. Se ha descartado el uso de un sensor de infrarrojos, por un lado, porque la velocidad no es un factor crítico y por otro lado, realizar una medida de distancia con este tipo de sensores supone la necesidad de conocer a priori el material del calzado de cada paciente o añadir una superficie con un material concreto en uno de los zapatos del paciente lo cual hace que el diseño resulte menos ergonómico. Finalmente añadir que aunque existen sensores de infrarrojo basados en la medida de desfase que podrían utilizarse como sensores de distancia, su precio es realmente elevado para las características necesarias en este trabajo [34]

### 3.7.2. Sensor de ultrasonido propuesto

El principal objetivo en el diseño del sensor es optimizar el compromiso entre bajo coste y precisión. En la Figura 3.30 puede verse el prototipo del sensor. Este primer prototipo está compuesto por un sensor de ultrasonidos HC-SR04 (1), un módulo Bluetooth (2) para el envío de datos a un PC, una placa Arduino UNO (3) para el procesado de la información del sensor, y la alimentación mediante una pila recargable de 9V (4) para dotar de autonomía al sistema.

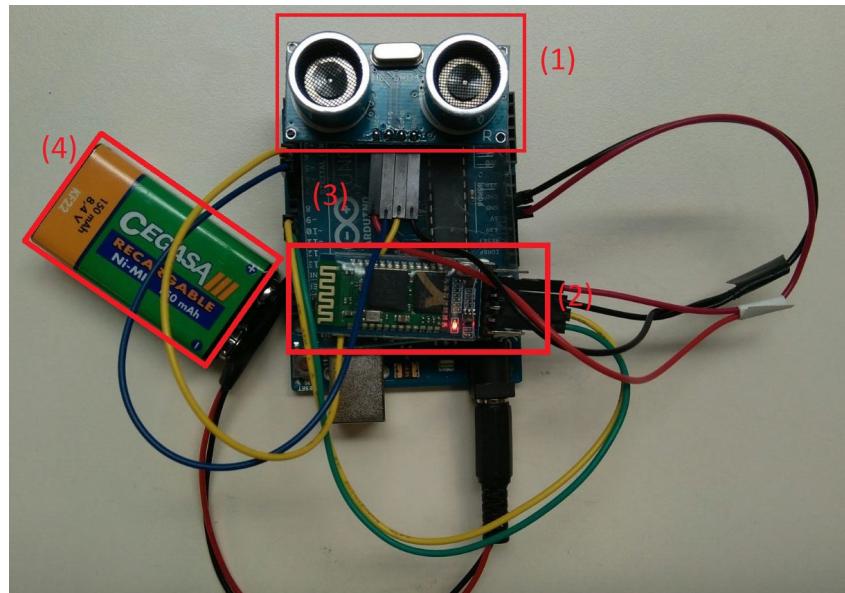


Figura 3.28: Prototipo de sensor de ultrasonidos

### Conexionado del sensor

El conexionado del prototipo (apartado 3.7.2), aparece representado de manera esquemática en la Figura 3.31 con el fin de clarificar las conexiones. En un futuro diseño más compacto, la placa utilizada, así como algunos de los componentes, serán modificados manteniendo el enfoque de bajo coste, ergonomía y precisión. Por ello las conexiones podrán ser modificadas según sea necesario.

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

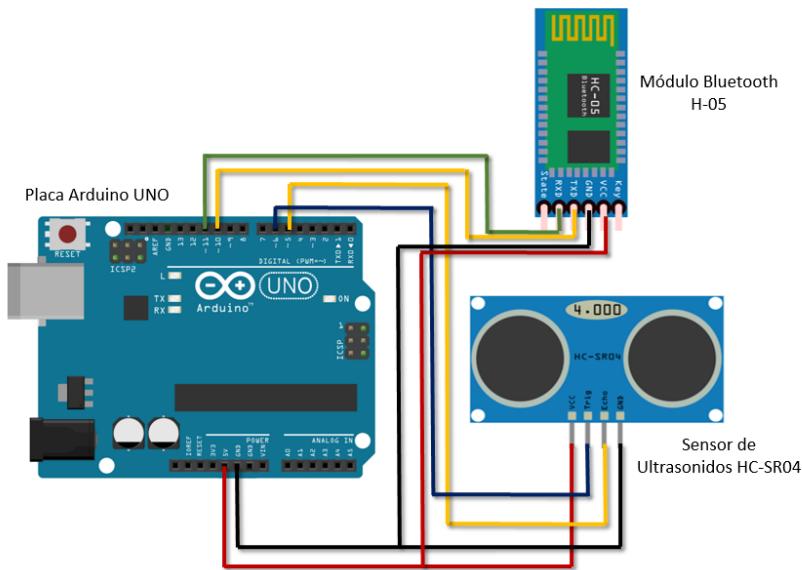


Figura 3.29: Esquema de conexión del sensor de ultrasonido

### 3.7.3. Comunicación del sensor

#### Bluetooth

Para el envío de la información de distancia desde la placa Arduino hasta el PC donde se van a procesar los datos, se ha elegido el módulo comercial Bluetooth H-05 que aparece representado en la Figura 3.32.

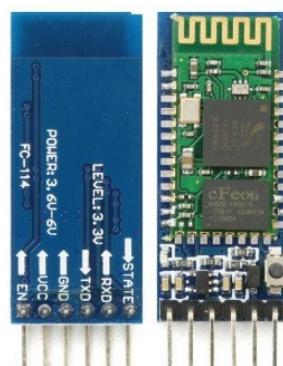


Figura 3.30: Módulo Bluetooth HC-05

Dicho módulo se comunicará con un dongle USB 4.0 en el PC ya que éste no dispone de interfaz Bluetooth de serie (ver Figura 3.33). Además es compatible con estándares anteriores (2.0, 3.0) por lo que resulta apropiado para el diseño.



Figura 3.31: Dongle Bluetooth 4.0 WhiteLabel

### Software de captura

En este trabajo se ha diseñado un software de captura (Figura ??) para la obtención de los datos de distancia suministrados por el sensor.

Las funcionalidades principales de este software son:

1. Creación del interfaz Bluetooth para la comunicación con Matlab.
2. Representación de los datos recogidos en tiempo real.
3. Posibilidad de guardar los datos en un archivo.
4. Posibilidad de cargar un archivo y representarlo offline.

## 3.8. Procedimiento de medida

### 3.8.1. Set-up de medida

Para demostrar la viabilidad del sistema en cuanto a su capacidad para medir la distancia de separación entre pasos, se proponen dos set-ups que consisten en establecer unas marcas en

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

el suelo a una distancia conocida para así, una vez realizado el procesado de las señales, poder determinar si los resultados son correctos. El primer set-up consta de una medida de paso de 43 cm (ver Figura 3.34) y el segundo para una de 80.5 cm (ver Figura 3.35 ).

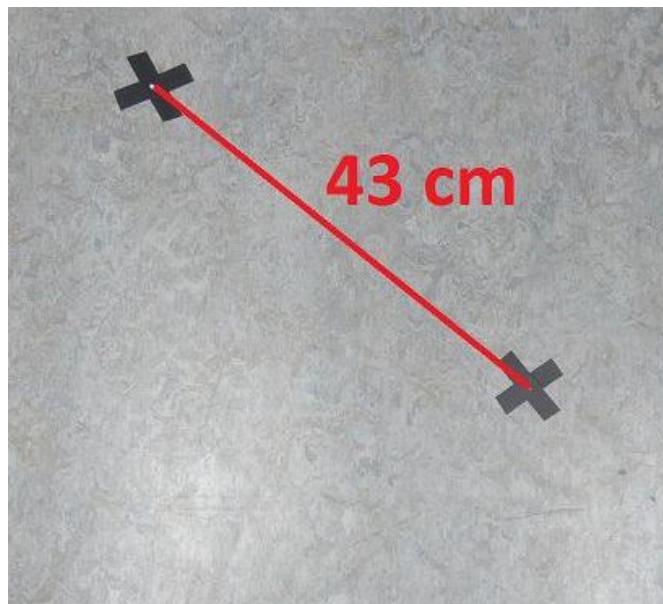


Figura 3.32: Set-up de medida de un paso de 43 cm

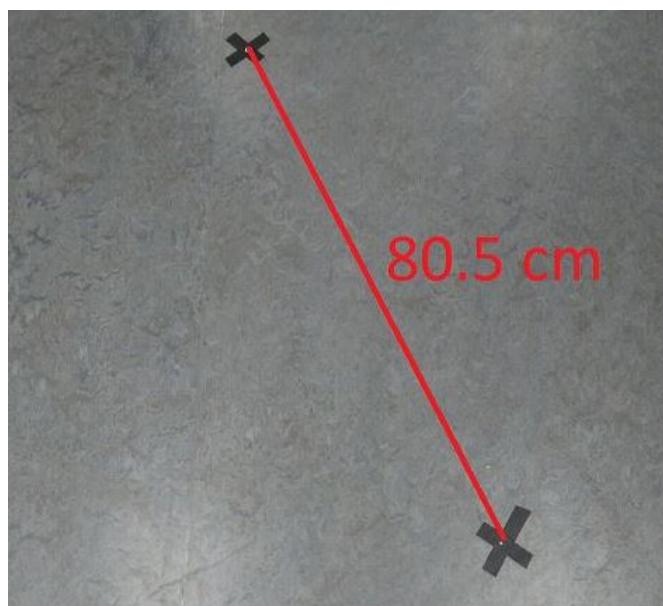


Figura 3.33: Set-up de medida de un paso de 80.5 cm

Este montaje permitirá el poder medir un la distancia de un paso para verificar que el tanto el

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

funcionamiento como el procesado con correctos. Se dejará como línea futura el poder realizar el procesado de forma automática y para varios pasos. Para realizar las medidas se ha colocado un sensor inercial en cada pie y el sensor de ultrasonidos en el tobillo según se representa en la Figura 3.36 y 3.37.

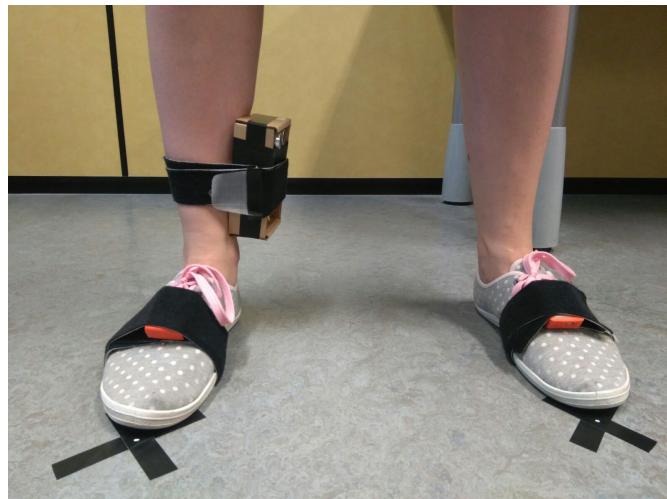


Figura 3.34: Colocación de los sensores para la medida

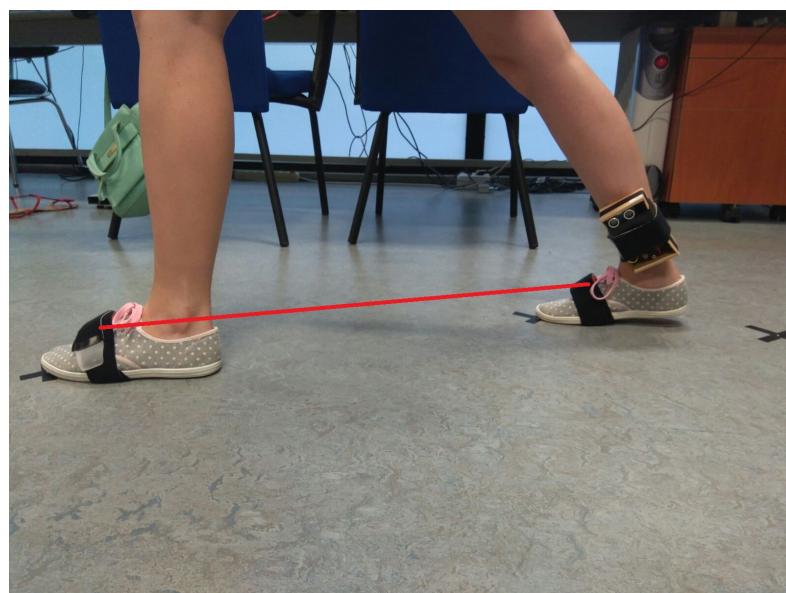


Figura 3.35: Ejemplo de paso para la medida

### 3.8.2. Captura de datos

Para llevar a cabo la medida se colocará un sensor inercial en cada pie y el sensor de ultrasonidos en uno de ellos. A continuación, se capturarán los datos de los sensores inerciales mediante el software específico MTManager de Xsens y los datos del sensor de ultrasonido mediante el software realizado con MATLAB®

### 3.8.3. Sincronización

Una de las etapas clave del diseño del sistema a tiempo real es el de la sincronización de ambos sensores. En este trabajo, para una demostración de funcionamiento, el procesado de las señales de ambos sensores se realizará por separado de forma que se pueda demostrar el funcionamiento del sistema y se dejará como línea futura de investigación la sincronización.

Se pretende conseguir una lectura de los datos del sensor de ultrasonido en el PC con un tiempo de muestreo constante. En este punto del trabajo se encuentran dificultades con la forma en que Matlab lee los datos. Los datos enviados por el sensor son constantes pero la lectura hace ese tiempo variable. Si se consigue un tiempo constante, mediante procesados como la interpolación podría sincronizarse con los sensores inerciales. Además, debido a que se utilizan dos programas de captura, es necesario establecer un inicio que se considere como principio tanto para las señales de los sensores inerciales como el de ultrasonidos.

### 3.8.4. Obtención de distancia

Para la obtención de la distancia de separación entre pasos existen tres scripts realizados con la herramienta software Matlab®

Mediante un software en Matlab® se cargan las señales y se realiza el post-procesado para obtener cada una de las distancias que van a permitir la obtención de la distancia de separación entre pasos.

Se procesará el cálculo de las distancias deseadas de los sensores inerciales y del de ultrasonido y dichas informaciones se utilizarán para la obtención de la distancia de separación entre pasos.

### Sensores inerciales

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

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

#### ■ Obtención de la velocidad

Se realiza una primera integración de la aceleración en el eje X y en el eje Y de donde se obtiene la velocidad tal y como aparece en la Figura 3.38

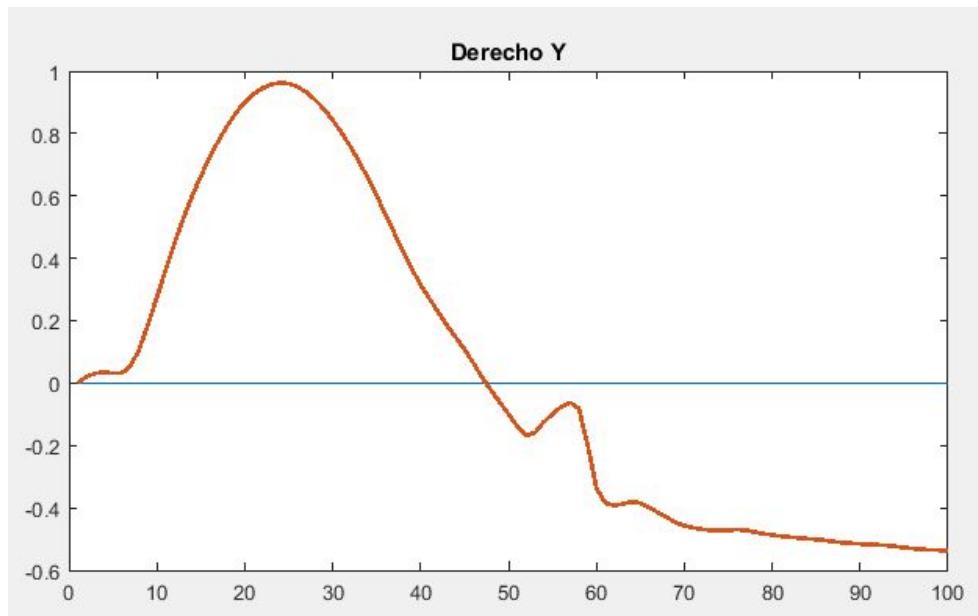


Figura 3.36: Ejemplo de deriva en la señal

■ Obtención de la velocidad sin deriva

En el instante de inicio y fin del paso, cuando el pie permanece apoyado, la velocidad debe ser cero.. Para lograr eliminar la deriva en la señal se propone utilizar la ecuación de la recta (color morado) que aparece en la Figura 3.39 . Dicha recta entre dos puntos A(a<sub>1</sub>, a<sub>2</sub>) y B(b<sub>1</sub>,b<sub>2</sub>) se define mediante la ecuación 3.5

$$y = \left( \frac{b_2 - b_1}{a_2 - a_1} \right) * (x - a_1) + b_1 \quad (3.5)$$

;donde:

- b<sub>2</sub>: coordenada y del último punto escogido (B)
- b<sub>1</sub>: coordenada x del último punto escogido (B)
- a<sub>2</sub>: coordenada x del primer punto escogido (A)
- a<sub>1</sub>: coordenada y del primer punto escogido (A)

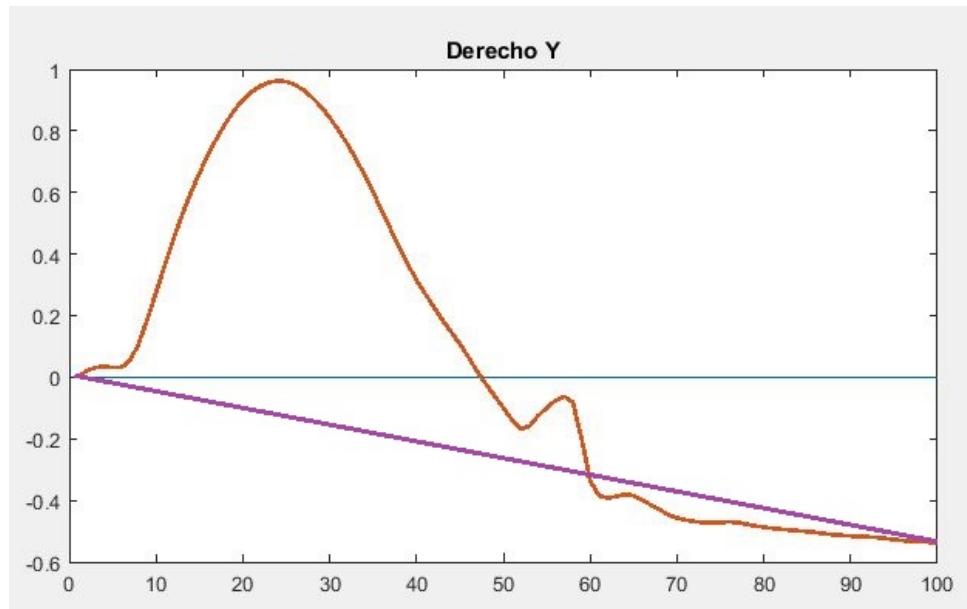


Figura 3.37: Recta para la corrección de la deriva

De esta forma restando a la señal de velocidad la recta calculada, el resultado es el que aparece en la Figura 3.40 donde se representa la velocidad sin deriva.

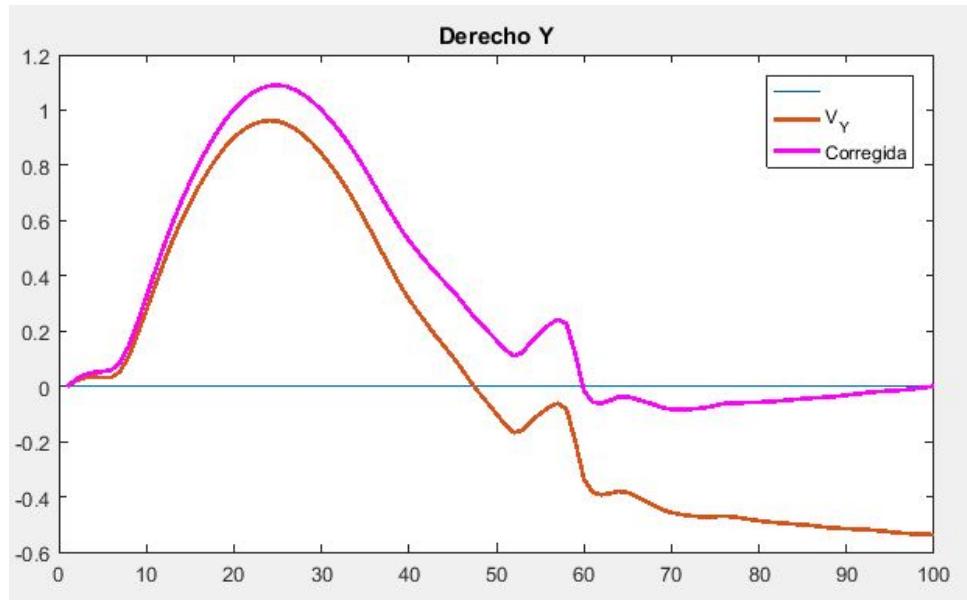


Figura 3.38: Ejemplo eliminación de la deriva

- **Obtención de distancia D2 de sensores iniciales**

Una vez corregida la deriva en las velocidades X e Y de los sensores izquierdo y derecho es necesaria una segunda integración para hallar la posición en cada uno de los ejes. A continuación se representa la posición en el eje X con respecto al eje Y para calcular la distancia total en el plano XY (ver Figura 3.41)

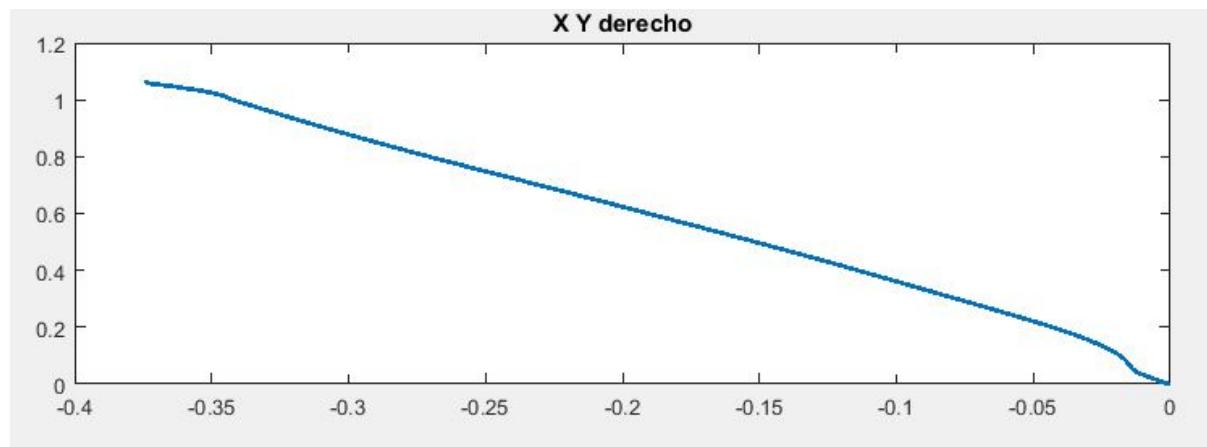


Figura 3.39: Ejemplo eliminación de la deriva

Para el cálculo de la distancia será necesario la eliminación de la deriva en la posición.

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

La distancia ( $D_2$ ) ahora será la distancia entre los puntos inicial y final de la Figura 3.41, una vez corregida la deriva, que se calculará mediante la ecuación 3.6

$$\text{Distancia} = \sqrt{(b_1 - a_1)^2 + (b_2 - a_2)^2} \quad (3.6)$$

$$B = [b_1, b_2] \quad (3.7)$$

$$A = [a_1, a_2] \quad (3.8)$$

;donde:

- $b_2$ : coordenada y del último punto escogido (B)
- $b_1$ : coordenada x del último punto escogido (B)
- $a_2$ : coordenada x del primer punto escogido (A)
- $a_1$ : coordenada y del primer punto escogido (A)

### Sensor de ultrasonido

Previamente a la obtención de la distancia que se desea obtener usando el sensor de ultrasonido, se realiza una comprobación del correcto funcionamiento tanto del dispositivo como del envío de datos al PC vía Bluetooth. Inicialmente se realizan medidas con el sensor en estático. Para ello se propone el set-up de medida que aparece representado en la Figura 3.42.

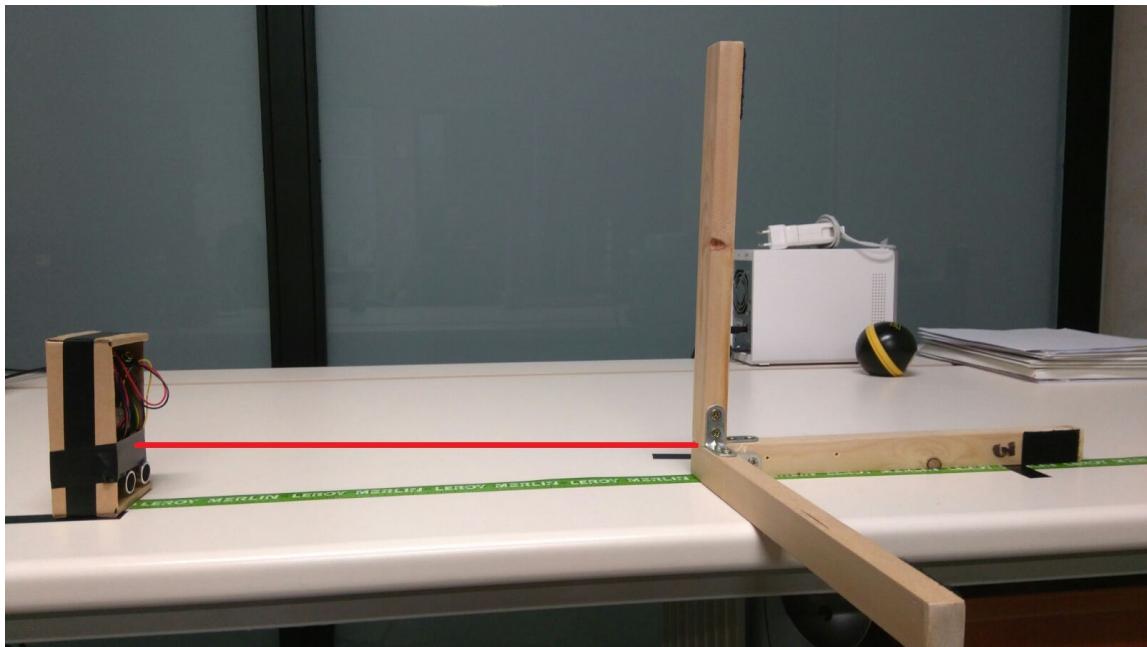


Figura 3.40: Setup medida estática de sensor de ultrasonido

Para estimar la precisión y el correcto funcionamiento del sensor se ha calculado el error absoluto y relativo de cada una de las medidas realizadas.

Una vez hecha dicha comprobación en estático, se añade al sistema de medida completo. Para ello se coloca el sensor en el tobillo y con el sensor orientado hacia la otra pierna (ver Figura 3.43).

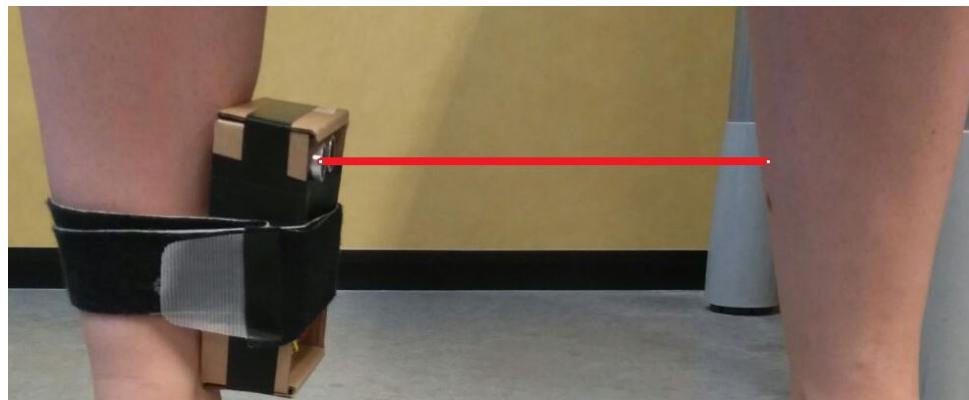


Figura 3.41: Colocación de sensor para medidas en dinámico

### Obtención de distancia de separación entre pasos

Una vez calculadas las distancias necesarias, se procede al cálculo de la distancia de separación entre pasos. En la Figura 3.44 se representa dicho cálculo. La distancia D2 es la correspondiente al cálculo de la distancia con el sensor inercial izquierdo en este caso, la distancia D1 es la distancia calculada mediante el sensor de ultrasonido.

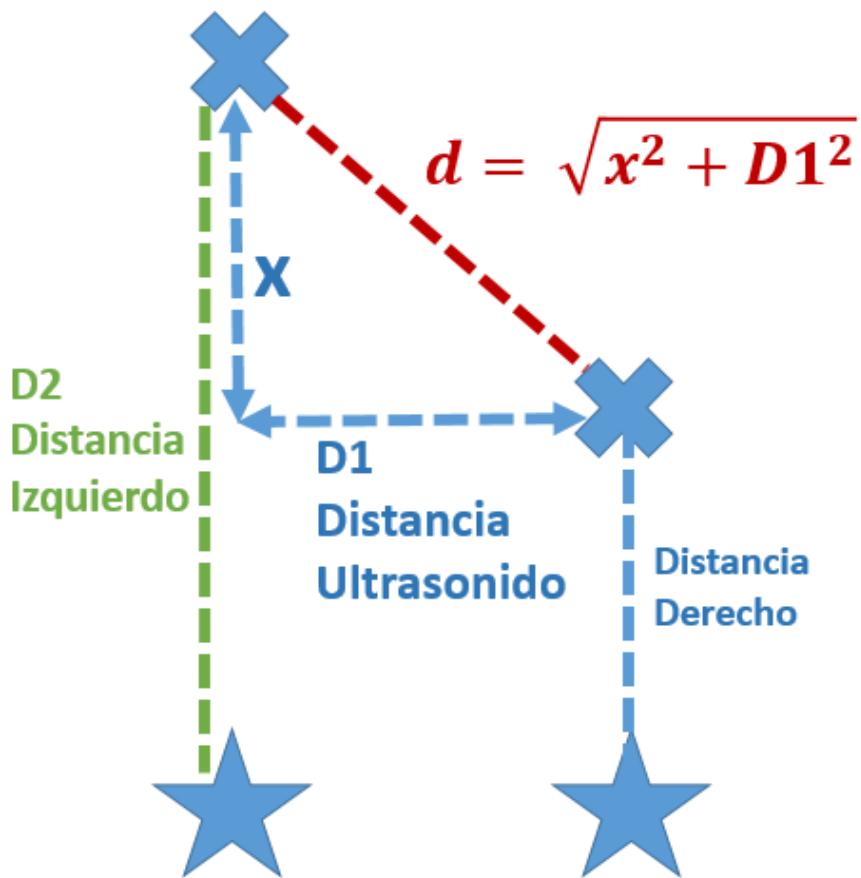


Figura 3.42: Cálculo final de distancia de separación entre pasos

Por tanto, para obtener X se utiliza la ecuación 3.9

$$x = D2 - DistanciaDerecho \quad (3.9)$$

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

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

Para determinar la distancia, se utiliza por tanto, la ecuación 3.10

$$d = \sqrt{x^2 + D1^2} \quad (3.10)$$



# 4

## Resultados y análisis

En este capítulo se detallan las medidas para la comprobación del sensor de ultrasonido. Para ello, se han realizado primero medidas en estático que han permitido la comprobación de la conectividad del sensor con el PC y a continuación se han realizado en dinámico para comprobar que es viable la medida de separación entre piernas para poder después medir la distancia de separación entre pasos.

## 4.1. Resultados

### 4.1.1. Medidas en estático

Mediante el set-up de medida representado en anteriores apartados se realizan pruebas en estático del sensor de ultrasonidos para verificar que funciona correctamente. Para ello, se realizaron medidas a una distancia de 5 cm, de 35 cm y de 60 cm. No se consideraron distancias mayores ya que creemos que la separación entre piernas no superará ese rango de distancias.

#### ■ Medida de 5 cm

En la Figura 4.1 aparece representada la medida para una distancia de 5 cm.

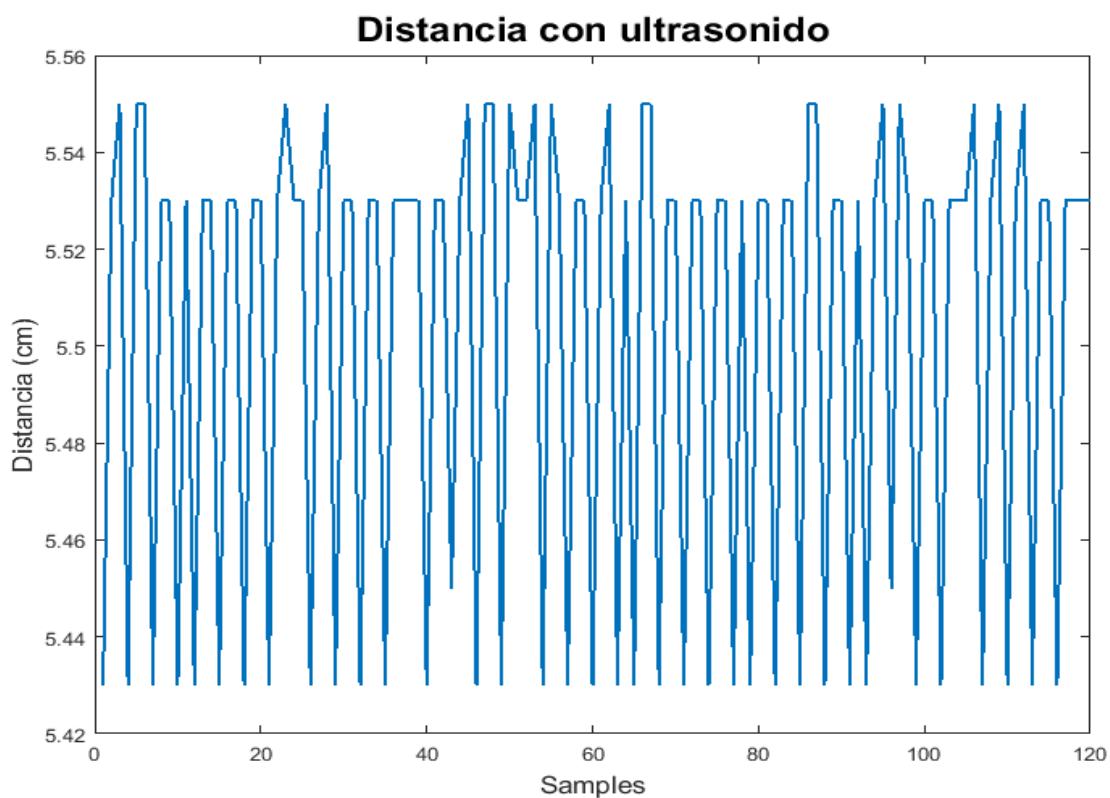


Figura 4.1: Medida de sensor de ultrasonido en estático.

#### ■ Medida de 35 cm

En la Figura 4.2 se representa una medida con un obstáculo situado a 35 cm del sensor.

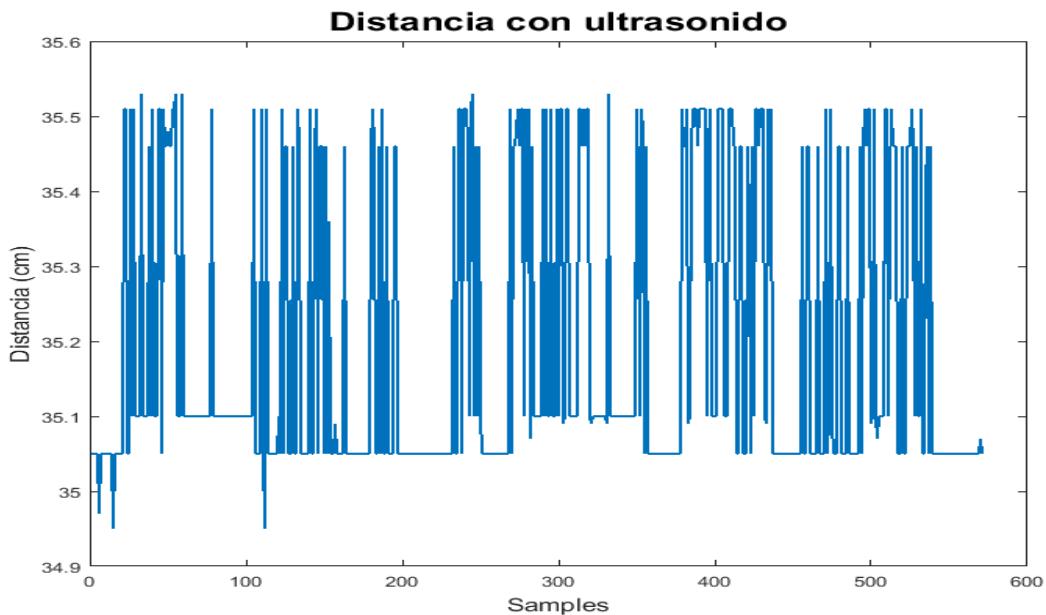


Figura 4.2: Medida de sensor de ultrasonido en estático.

#### ■ Medida de 60 cm

En la Figura 4.3 se representa la medida realizada a 60 cm.

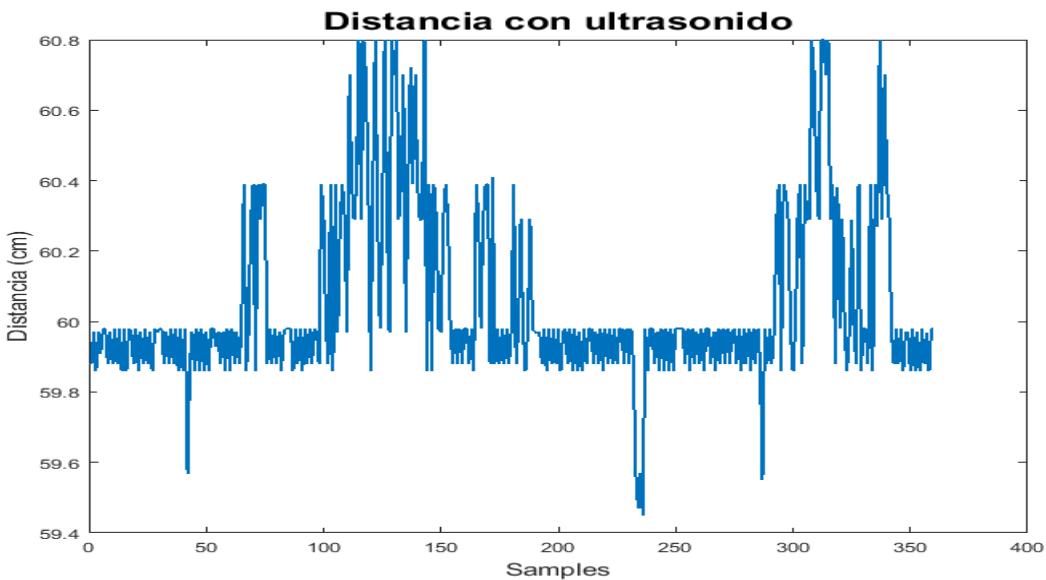


Figura 4.3: Medida de sensor de ultrasonido en estático.

## CAPÍTULO 4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

---

Para estimar la precisión del sistema se han calculado tanto errores absolutos como relativos de cada una de las medidas.

### 4.1.2. Medidas en dinámico

En la Figura 4.4 se observa cómo la distancia es de 28,38 cm. Dicho resultado se ha obtenido cuando la persona a la que se media daba un paso.

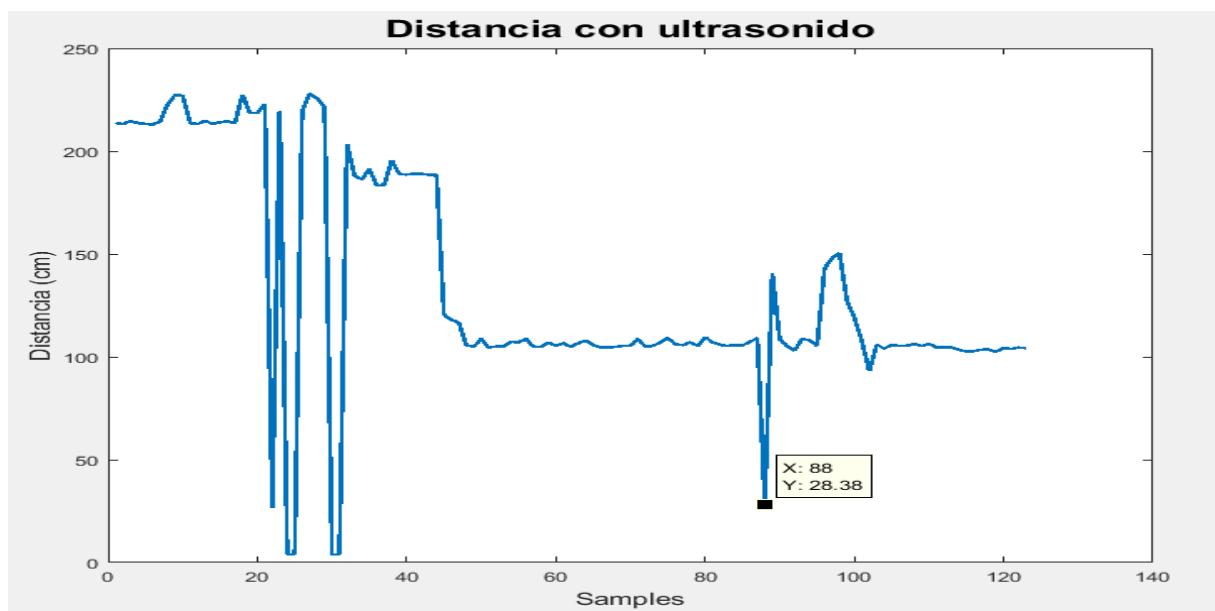


Figura 4.4: Medida sensor de ultrasonido en dinámico

En la Figura 4.5 se representa otra medida realizada por diferente sujeto y dando un paso de diferente longitud. En este caso también la distancia entre las piernas es de 24,55 cm

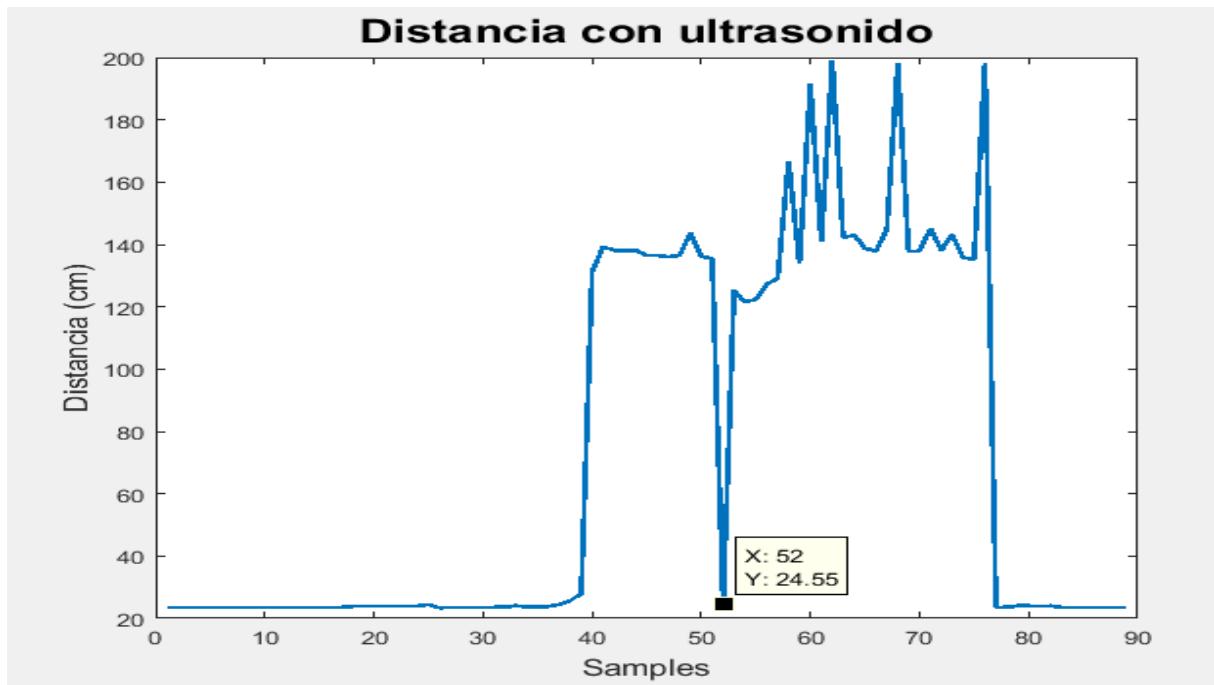


Figura 4.5: Medida sensor de ultrasonido en dinámico

Con los datos de distancia calculados mediante los diferentes sensores se puede calcular la distancia de separación entre pasos mediante lo detallado en el Capítulo 3.

## 4.2. Análisis de resultados

En la Tabla 4.1 aparecen representados los datos obtenidos en las medidas con el sensor en estático. Se observa como la precisión es mayor en valores intermedios de distancia, es decir en aquellos valores en los que estará comprendido el valor de distancia de separación entre piernas. El mayor error se da para el caso de 5 cm pero en este contexto la distancia que se desea medir será mayor a ese valor.

	Medida 1 (5 cm)	Medida 2 (35 cm)	Medida 3 (60 cm)
Medida	5 cm	35 cm	60 cm
Error absoluto	0.5022 cm	0.1870 cm	0.1906 cm
Error relativo	10,0433 %	0.5342 %	0.2816 %

Tabla 4.1: Tabla medidas en estático

## CAPÍTULO 4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

---

En la Tabla 4.2 se representan cinco medidas realizadas a diferentes sujetos con el sensor mientras se efectúa un paso.

Medida 1	Medida 2	Medida 3	Medida 4	Medida 5
28,38 cm	24,55 cm	23,42 cm	24,89 cm	26,55 cm

Tabla 4.2: Tabla medidas en dinámico

Para determinar la validez y fiabilidad de los medidas realizadas en dinámico se pidió a los sujetos que participaron en la validación que realizarán pasos sobre marcas en el suelo, situadas a distancias fijas. Estas marcas simulan diferentes longitudes de paso (Figura 4.6). D1 es de aproximadamente 25 cm pero dependiendo del sujeto puede variar.

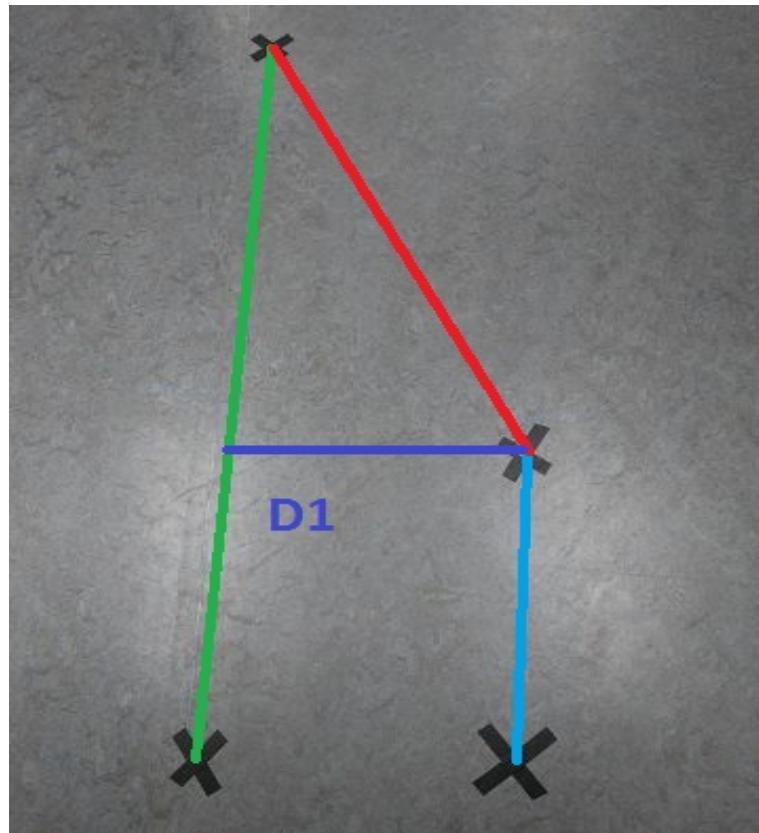


Figura 4.6: Validación del sensor de ultrasonidos en dinámico



# 5

## Conclusiones y líneas futuras

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

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

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

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

## CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

---

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

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

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

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

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

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



## Bibliografía

- [1] Yuval Noah Harari. *Sapiens: a brief history of humankind*. Toronto, 2014.
- [2] *Ictus Datos*. Federación española de Ictus. URL: <https://ictusfederacion.es/infoictus>.
- [3] *Ictus. Observatorio del ictus*. URL: <http://www.observatoriodelictus.com/index.php/que-es-un-ictus>.
- [4] *Secuelas y complicaciones tras ictus*. URL: [http://www.guiasalud.es/egpc/ictus\\_ap/resumida/apartado06/manejo\\_alta03.html](http://www.guiasalud.es/egpc/ictus_ap/resumida/apartado06/manejo_alta03.html).
- [5] *Gasto asociado al cuidado de un enfermo*. URL: <http://www.elmundo.es/suplementos/salud/2007/733/1196463608.html>.
- [6] S. E. M. Lawson R.G. Morris. *A review and evaluation of available gait analysis technologies, and their potential for the measurement of impact transmission*. Newcastle University.
- [7] *Ictus. prueba*. URL: <http://www.observatoriodelictus.com/index.php/que-es-un-ictus>.
- [8] Henk C. Schamhardt Hilary M. Clayton. *Measurement Techniques for Gait Analysis*. URL: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.475.1447&rep=rep1&type=pdf>.

## BIBLIOGRAFÍA

---

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

- [21] Mariana. *Fibra óptica: ¿Qué es?, tipos, características y ventajas.*(Infografía). URL: <https://www.pandaancha.mx/noticias/fibra-optica-caracteristicas-ventajas.html>.
- [22] *Emisores y receptores de fibra optica.* URL: <https://servestandardwanpppoe.wordpress.com/2015/07/31/emisores-y-receptores-de-fibra-optica/>.
- [23] *Tipos de conectores y usos.* URL: <https://sites.google.com/site/stigestionydesarrollo/recuperacion/desarrollo-1/temall/8---propiedades-y-tipos-de-conectores-de-fibra-optica>.
- [24] Inc The Fiber Optic Association. *Conectores y empalmes.* URL: <http://www.thefoa.org/ESP/Conectores.htm>.
- [25] Concepción Pérez COnde. *Sensores ópticos.* 1996.
- [26] Francisco Navarro-henríquez. «Sensores de fibra óptica FBG para el monitoreo de la salud estructural de los puentes Structural Health Monitoring of Bridges with Fiber Bragg Grating Sensors». En: 27.506 (2014), págs. 3-13.
- [27] Shizhuo Yin Francis T. S. Yu. *Fiber Optic Sensors.* The Pennsylvania State University, 2002. ISBN: 082470732X.
- [28] Malte Frovel. *Sensores de fibra óptica tipo redes de Bragg embebidos en material compuesto para medir deformaciones y temperaturas criogénicas.* Escuela técnica superior de ingenieros aeronáuticos, Universidad Politécnica de Madrid, 2006.
- [29] Heather J. Patrick Michel LeBlanc K. P. Koo Alan D. Kersey Michael A. Davis. «Fiber Grating Sensors». En: 15.8 (1997), págs. 1442-1463.
- [30] ¿Qué es una red de Bragg en fibra? URL: <https://www.hbm.com/es/4596/que-es-una-red-de-bragg-en-fibra/>.
- [31] P. Dubrule. *Flexible sensing skin with embedded fibre Bragg gratings.* 2010. URL: <https://www.hbm.com/es/4596/que-es-una-red-de-bragg-en-fibra/>.
- [32] ¿Qué es LabVIEW? URL: <http://www.ni.com/es-es/shop/labview.html>.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [33] Silvia Castillo Sagasta. «Prototipo de guante de fibra óptica para monitorización de personas con movilidad reducida». 2018.
- [34] J.E. Simó P. Pérez G. Benet F. Blanes. *Using infrared sensors for distance measurement in mobile robots*. URL: <https://pdfs.semanticscholar.org/79ce/8e7294c2125749da28c85cdfa28f5c802f02.pdf>.

