

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

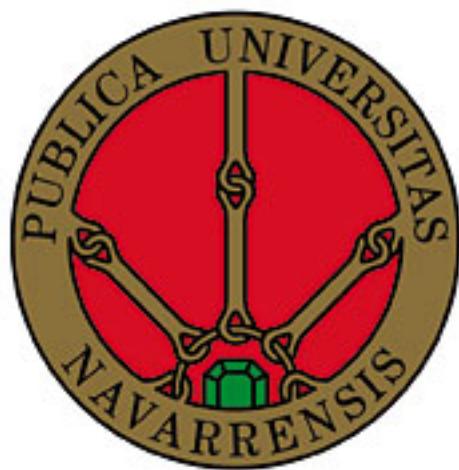
Trabajo Fin de Máster

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 . . . . .	9
2.2.2. Dinámica de la rehabilitación . . . . .	9
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 . . . . .	10
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 . . . . .	23
3.2. Solución con sensores IMU . . . . .	27
3.2.1. Marco conceptual . . . . .	27
3.2.2. Desarrollo del prototipo . . . . .	27
3.3. _____ . . . . .	28
3.4. _____ . . . . .	29
3.5. Sistema de medida . . . . .	29
3.6. Sensores inerciales . . . . .	30
3.6.1. Principio de funcionamiento . . . . .	30
3.6.2. Sensores inerciales propuestos . . . . .	30
3.7. Sensor de ultrasonido . . . . .	31
3.7.1. Principio de funcionamiento . . . . .	31
3.7.2. Sensor de ultrasonido propuesto . . . . .	32
3.7.3. Comunicación del sensor . . . . .	34
3.8. Procedimiento de medida . . . . .	35
3.8.1. Set-up de medida . . . . .	35
3.8.2. Captura de datos . . . . .	38
3.8.3. Sincronización . . . . .	38
3.8.4. Obtención de distancia . . . . .	38
<b>4. Resultados y análisis</b>	<b>47</b>

## ÍNDICE GENERAL

---

4.1. Resultados . . . . .	48
4.1.1. Medidas en estático . . . . .	48
4.1.2. Medidas en dinámico . . . . .	50
4.2. Análisis de resultados . . . . .	51
<b>5. Conclusiones y líneas futuras</b>	<b>53</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>55</b>





# Índice de tablas

3.1.	Tabla longitud de cada sensor FBG . . . . .	26
3.2.	Tabla longitud de cada sensor FBG . . . . .	26
4.1.	Tabla medidas en estático . . . . .	51
4.2.	Tabla medidas en dinámico . . . . .	52



# 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.	Capas fibra óptica [14, 15] . . . . .	18
3.4.	Relación grosor fibra multimodo (MM) y monomodo (SM) [17] . . . . .	20
3.5.	Guía de un haz de luz en una fibra multimodo a través de la reflexión interna total en la interfaz núcleo-revestimiento. [18] . . . . .	20
3.6.	Orientación de la luz en una fibra monomodo. El perfil de intensidad dentro del núcleo está determinado únicamente por el diseño de la fibra. [18] . . . . .	21
3.7.	PDMS: Elastómero y agente de cura. . . . .	24
3.8.	Molde . . . . .	25
3.9.	Interfaz del programa de labview. . . . .	27
3.10.	Prototipo de sensor de ultrasonidos . . . . .	33
3.11.	Esquema de conexión del sensor de ultrasonido . . . . .	34
3.12.	Módulo Bluetooth HC-05 . . . . .	34
3.13.	Dongle Bluetooth 4.0 WhiteLabel . . . . .	35
3.14.	Set-up de medida de un paso de 43 cm . . . . .	36

## ÍNDICE DE FIGURAS

---

3.15. Set-up de medida de un paso de 80.5 cm . . . . .	36
3.16. Colocación de los sensores para la medida . . . . .	37
3.17. Ejemplo de paso para la medida . . . . .	37
3.18. Ejemplo de deriva en la señal . . . . .	39
3.19. Recta para la corrección de la deriva . . . . .	40
3.20. Ejemplo eliminación de la deriva . . . . .	41
3.21. Ejemplo eliminación de la deriva . . . . .	41
3.22. Setup medida estática de sensor de ultrasonido . . . . .	43
3.23. Colocación de sensor para medidas en dinámico . . . . .	43
3.24. Cálculo final de distancia de separación entre pasos . . . . .	44
4.1. Medida de sensor de ultrasonido en estático. . . . .	48
4.2. Medida de sensor de ultrasonido en estático. . . . .	49
4.3. Medida de sensor de ultrasonido en estático. . . . .	49
4.4. Medida sensor de ultrasonido en dinámico . . . . .	50
4.5. Medida sensor de ultrasonido en dinámico . . . . .	51
4.6. Validación del sensor de ultrasonidos en dinámico . . . . .	52



# 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.

### **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].

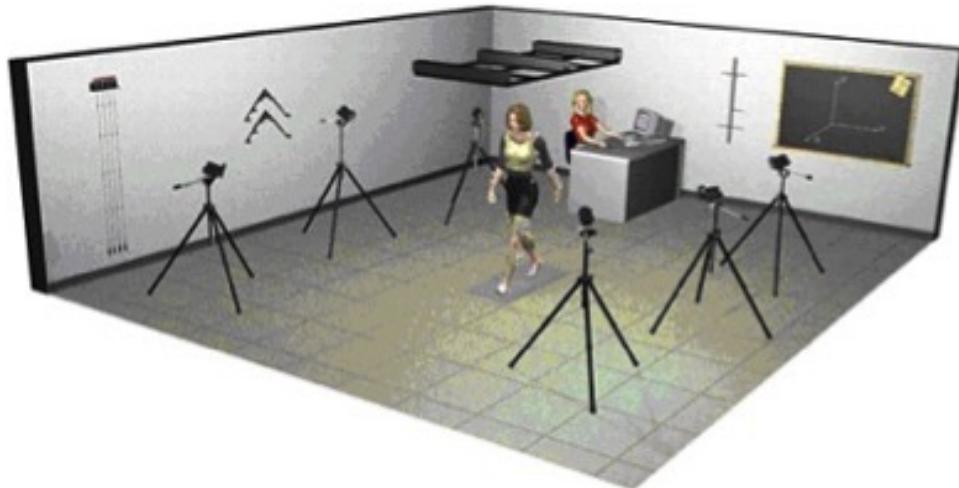


Figura 2.1: Sistema de medida mediante cámaras

### 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

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

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.*

- *Fabricación.*

*Soldado.*

- *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.

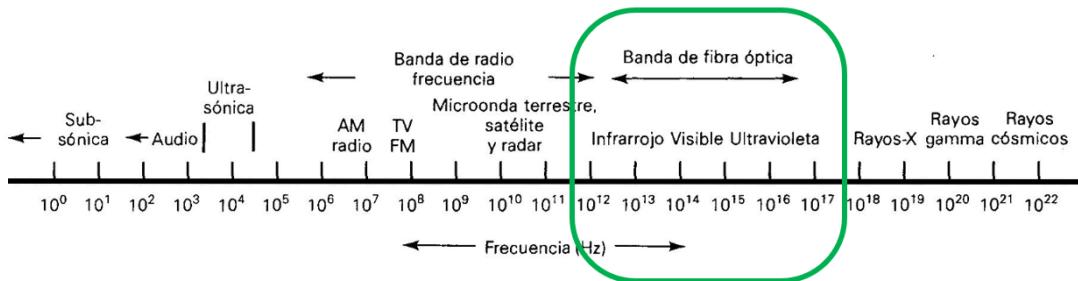


Figura 3.1: Espectro electromagnético en frecuencia.

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

---

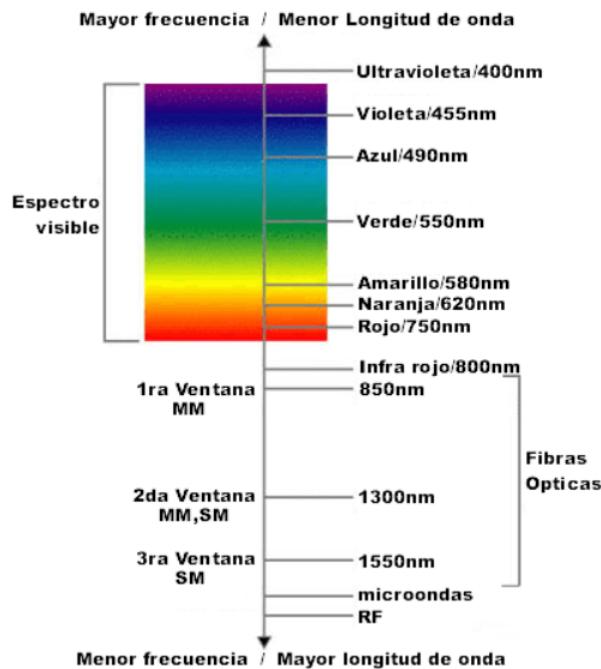


Figura 3.2: Longitud de onda fibra óptica junto con el espectro visible. [13]

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.

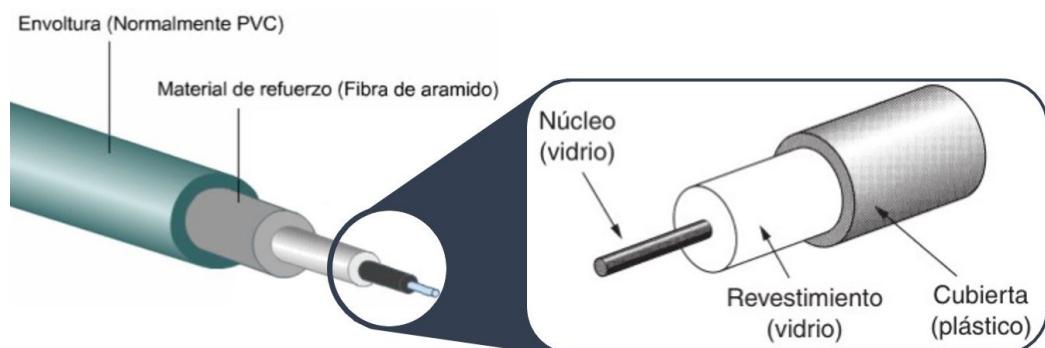


Figura 3.3: Capas fibra óptica [14, 15]

La fibra óptica estándar cuenta varias capas (figura 3.3): núcleo, revestimiento y cubierta (o buffer). Si la aplicación lo permite, conviene proteger la fibra con más capas externas.

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

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 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 3.3). Finalmente los kilómetros de fibra óptica se enrollan en grandes bobinas. [16]

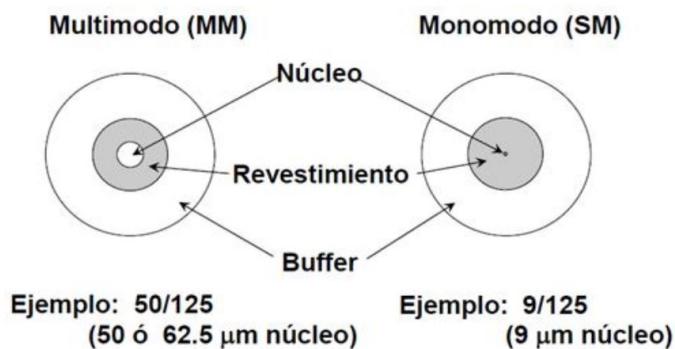


Figura 3.4: Relación grosor fibra multimodo (MM) y monomodo (SM) [17]

Dependiendo de la relación de diámetro entre el núcleo y el revestimiento, la fibra fibra será monomodo o multimodo (figura 3.4). Esta diferencia afecta a la propagación de la luz dentro de la guía de onda. 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.

[http://www.thefoa.org/ESP/Fibra\\_optica.htm](http://www.thefoa.org/ESP/Fibra_optica.htm)

revisar:

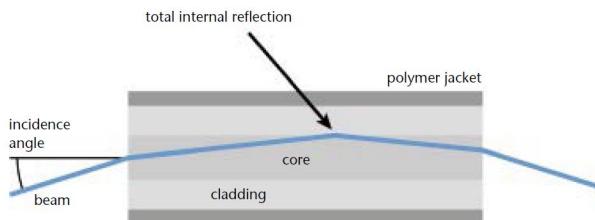


Figura 3.5: Guía de un haz de luz en una fibra multimodo a través de la reflexión interna total en la interfaz núcleo-revestimiento. [18]

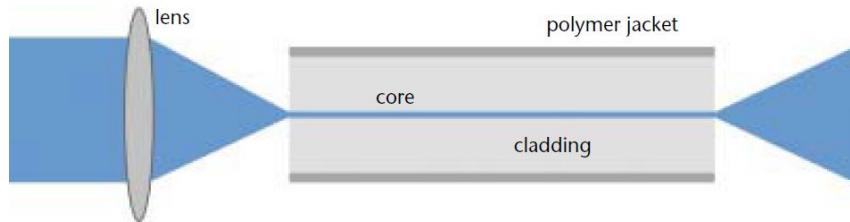


Figura 3.6: Orientación de la luz en una fibra monomodo. El perfil de intensidad dentro del núcleo está determinado únicamente por el diseño de la fibra. [18]

*Si veo que tal puedo extenderme con relacionar las ventanas con monomodo y multimodo. Y además concretar mas las características de cada ventana (grafica de interferencias esta)*

Generalmente, la fibra multimodo se utiliza con fuentes LED en longitudes de onda de 850 y 1300 nm (ver debajo) para redes de área local (LAN) más lentas y con fuentes láser a 850 nm (VCSEL) y 1310 nm (láser Fabry-Perroy) para redes que operan a velocidades de gigabits por segundo o mayores.

La fibra monomodo se utiliza para telefonía y para televisión por cable (CATV) con fuentes de luz láser a 1300 y 1550 nm ya que tiene poca pérdida y un ancho de banda prácticamente infinito.

Existen otros tipos de fibras ópticas: POF - PCS y HCS (imagen ejemlo de diámetros)

[http://www.thefoa.org/ESP/Fibra\\_optica.htm](http://www.thefoa.org/ESP/Fibra_optica.htm)

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 índice de refracción del núcleo es mayor que el del revestimiento.

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

//– Antes de la etapa de propagación en la fibra óptica, cualquier señal eléctrica, analógica o digital, se convierte en señal óptica en el emisor o fuente de luz situado en el extremo inicial. Una vez realizada la conversión, la señal se transmite a lo largo del cable de

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

fibra óptica hasta llegar al extremo final donde sufre el proceso inverso, efectuado por un detector. A continuación, se presenta un esquema simplificado del sistema de comunicación mediante fibra óptica (Fig. 3.2.).

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

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

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

---

### TIPOS DE EMISORES

#### ///— LASER

Para poder transmitir en una de estas ventanas es necesaria una fuente de luz "cohérente", es decir de una única frecuencia (o longitud de onda), la cual se consigue con un

componente electrónico denominado LD ó diodo LASER (Light Amplification by Stimulated Emision of Radiation). Este componente es afectado por las variaciones de temperatura por lo que deben tener un circuito de realimentación para su control.

También pueden usarse diodos LED.

### Detectores ópticos

Como receptores ópticos se utilizan fotodiodos APD o diodos pin (PIN-PD) que poseen alta sensibilidad y bajo tiempo de respuesta.

El APD también requiere de un ajuste automático ante variaciones de temperatura.

Recubrimientos: <http://apacoe.weebly.com/conocimiento/que-es-la-fibra-optica> Link:Conectores y empalmes <http://www.thefoa.org/ESP/Conectores.htm>

- **Redes de difracción de Bragg**

Funcionamiento y sensibilidad

- **Polidimetilsiloxano (PDMS)**

Material empleado para embeber las FBGs.

- **LabVIEW**

LabVIEW es un software de ingeniería de sistemas que requiere pruebas, medidas y control con acceso rápido a hardware e información de datos. [19]

### 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[20]. 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.

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

### Materiales

En este apartado se disponen brevemente los componentes utilizados para el

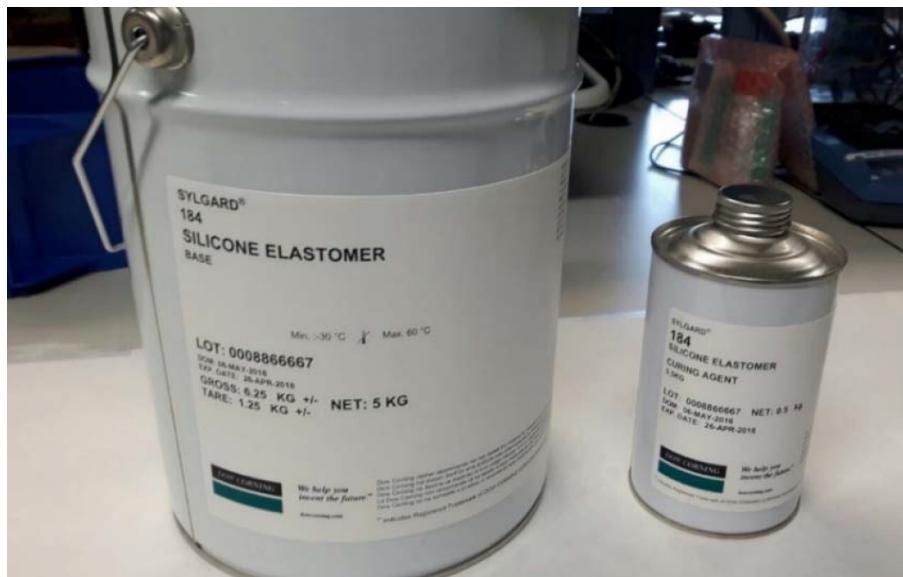


Figura 3.7: PDMS: Elastómero y agente de cura.

### 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 contenadora 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 3.8).



Figura 3.8: 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.

#### ■ Montaje completo

asdf

asdf

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

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 3.1: 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 3.2: Tabla longitud de cada sensor FBG

Para determinar la valid

## Fucionamiento

asdf

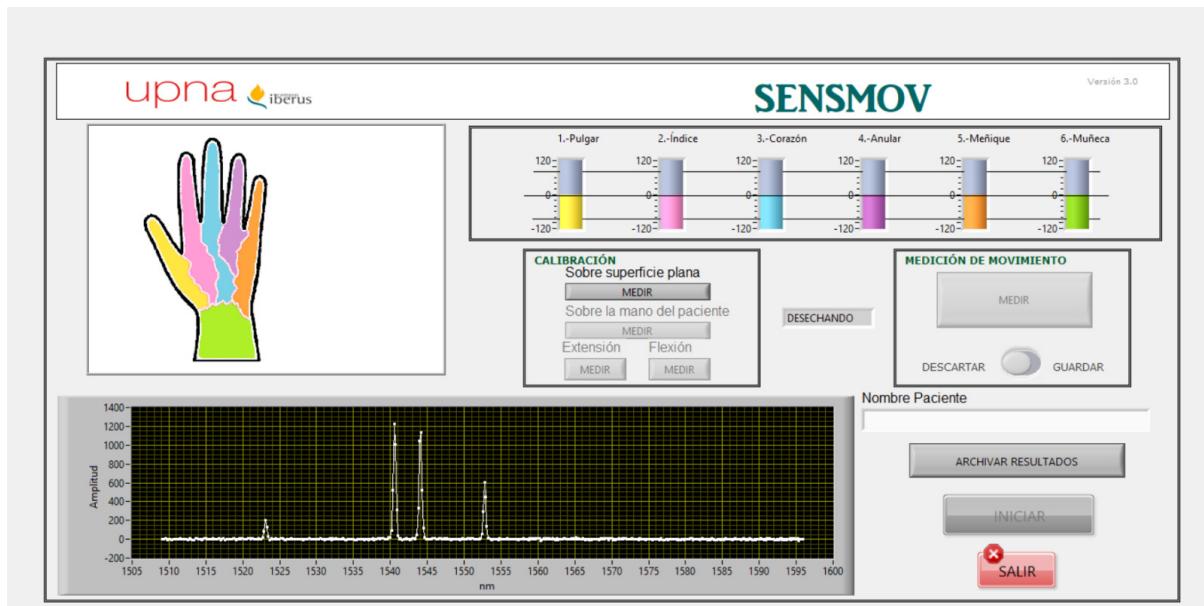


Figura 3.9: Interfaz del programa de labview.

## 3.2. Solución con sensores IMU

asdf

### 3.2.1. Marco conceptual

asdf

### 3.2.2. Desarrollo del prototipo

asdf

## Materiales

asdf

CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

## **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 iniciales (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 iniciales 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 3.1 (Teorema de Pitágoras).

$$Dist.sep.pasos = \sqrt{D1^2 + D2^2} \quad (3.1)$$

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 3.2

$$D = (ToF/2)V_{sonido} \quad (3.2)$$

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.

## CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL PROYECTO

---

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 [21]

### 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 3.10 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.

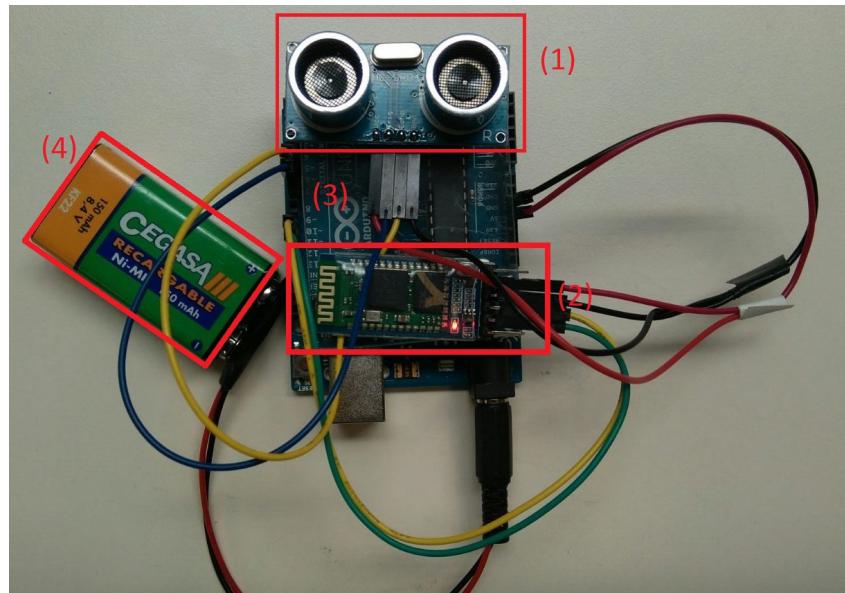


Figura 3.10: Prototipo de sensor de ultrasonidos

### Conexionado del sensor

El conexionado del prototipo (apartado 3.7.2), aparece representado de manera esquemática en la Figura 3.11 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

---

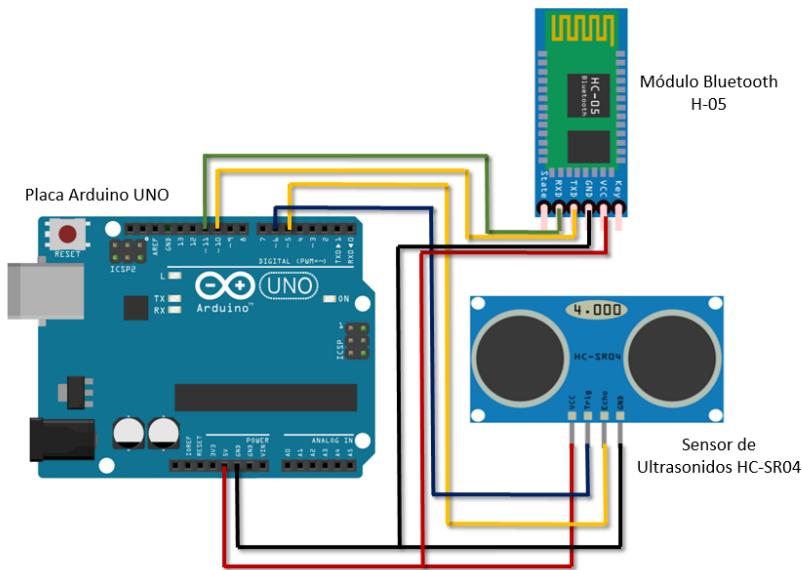


Figura 3.11: Esquema de conexión del sensor de ultrasonido

### 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 3.12.



Figura 3.12: 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 3.13). Además es compatible con estándares anteriores (2.0, 3.0) por lo que resulta apropiado para el diseño.



Figura 3.13: 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 3.14) y el segundo para una de 80.5 cm (ver Figura 3.15 ).

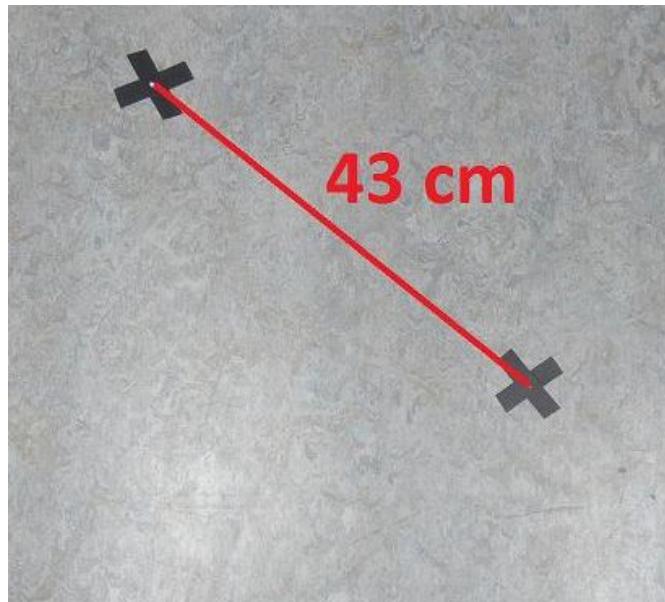


Figura 3.14: Set-up de medida de un paso de 43 cm

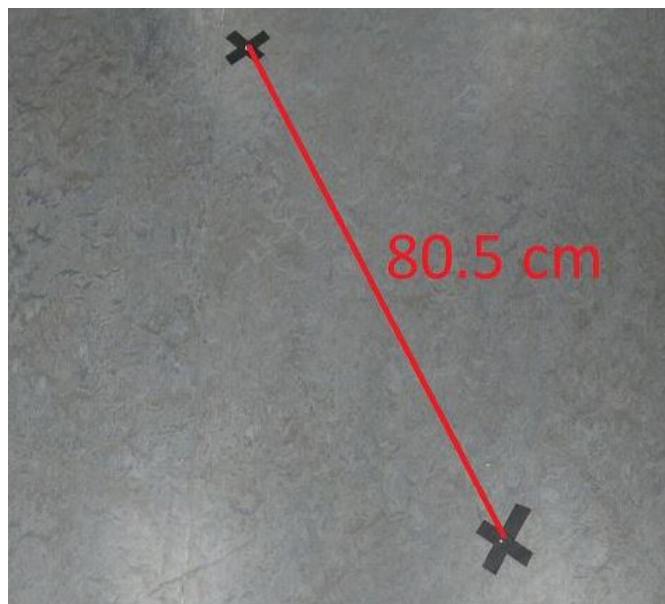


Figura 3.15: Set-up de medida de un paso de 80.5 cm

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 3.16 y 3.17.

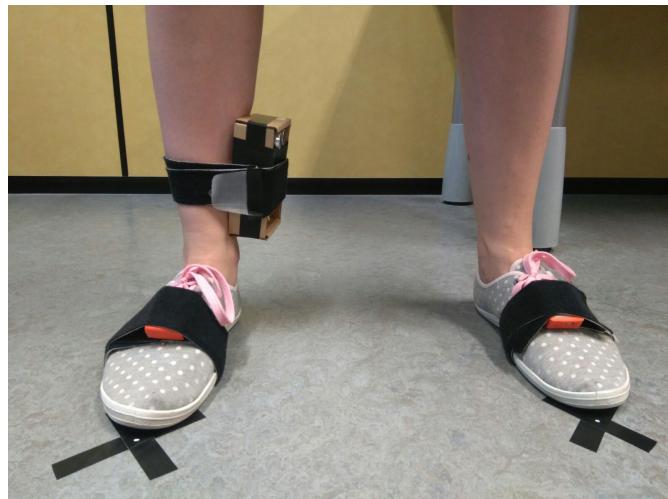


Figura 3.16: Colocación de los sensores para la medida

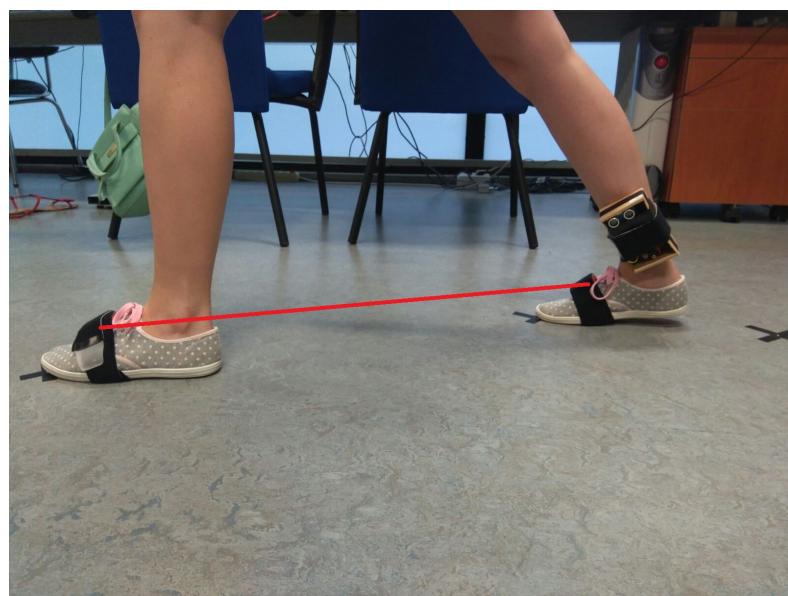


Figura 3.17: Ejemplo de paso para la medida

### 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 3.18

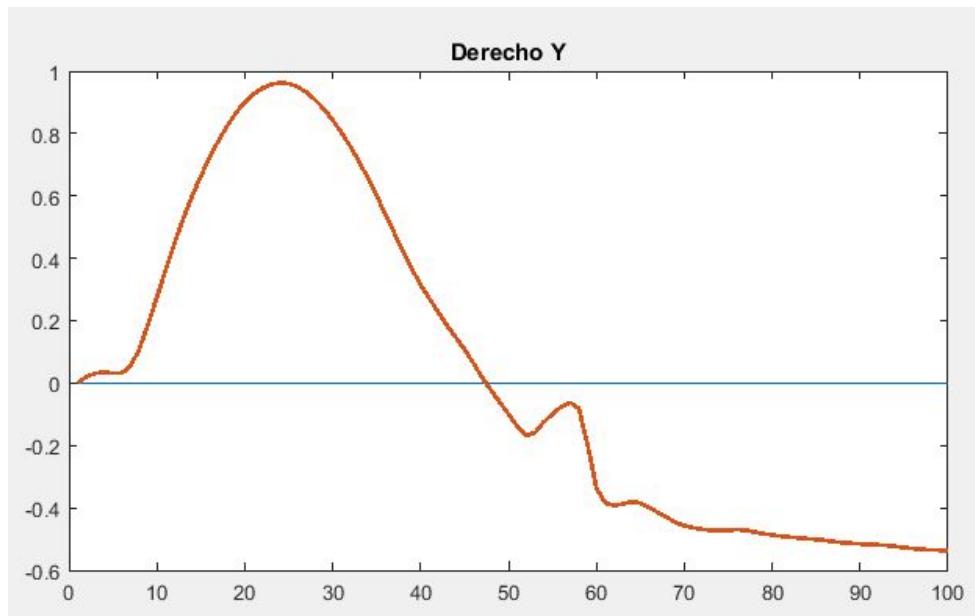


Figura 3.18: Ejemplo de deriva en la señal

■ 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 3.19 . 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 3.3

$$y = \left( \frac{b_2 - b_1}{a_2 - a_1} \right) * (x - a_1) + b_1 \quad (3.3)$$

;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)

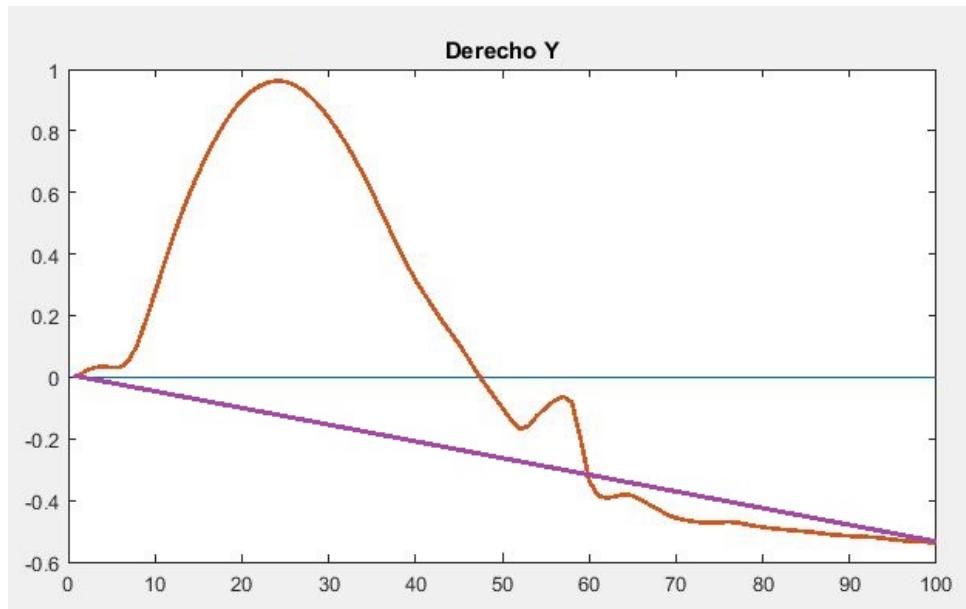


Figura 3.19: Recta para la corrección de la deriva

De esta forma restando a la señal de velocidad la recta calculada, el resultado es el que aparece en la Figura 3.20 donde se representa la velocidad sin deriva.

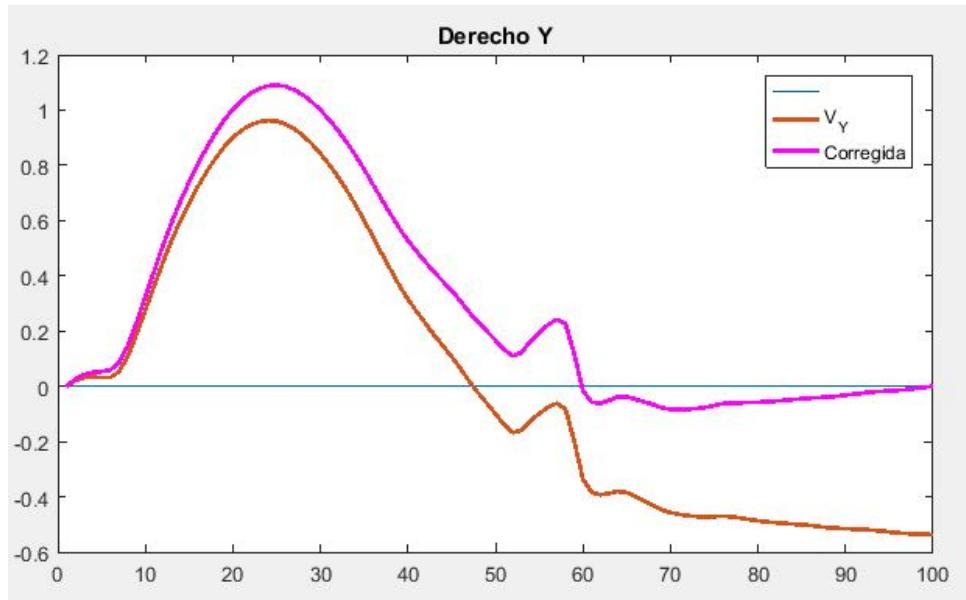


Figura 3.20: Ejemplo eliminación de la deriva

- **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 3.21)

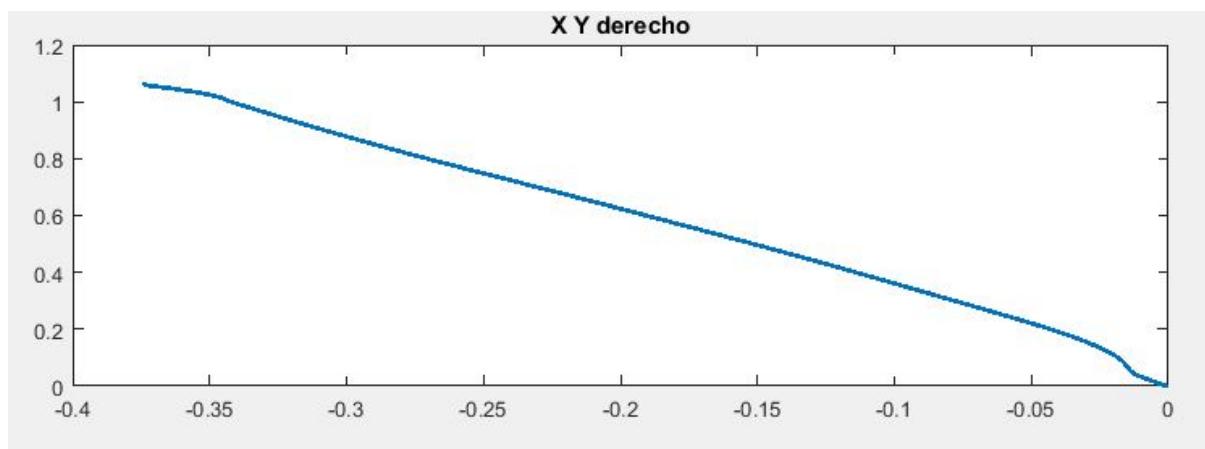


Figura 3.21: Ejemplo eliminación de la deriva

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 3.21, una vez corregida la deriva, que se calculará mediante la ecuación 3.4

$$\text{Distancia} = \sqrt{(b_1 - a_1)^2 + (b_2 - a_2)^2} \quad (3.4)$$

$$B = [b_1, b_2] \quad (3.5)$$

$$A = [a_1, a_2] \quad (3.6)$$

;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 3.22.

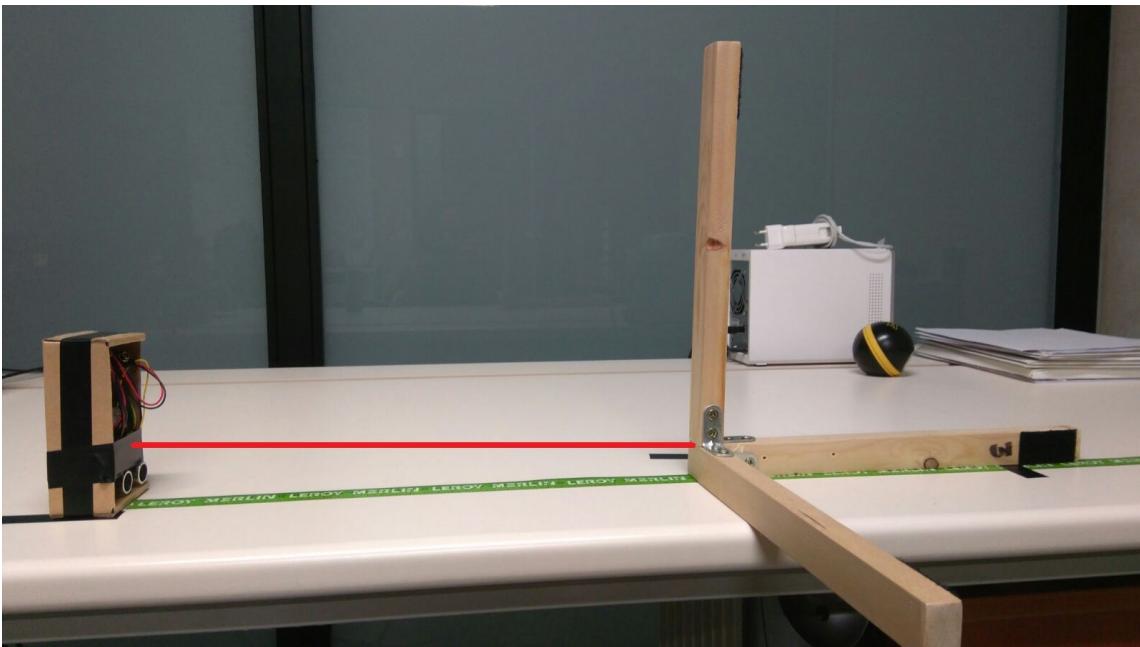


Figura 3.22: Setup medida estática de sensor de ultrasonido

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 3.23).

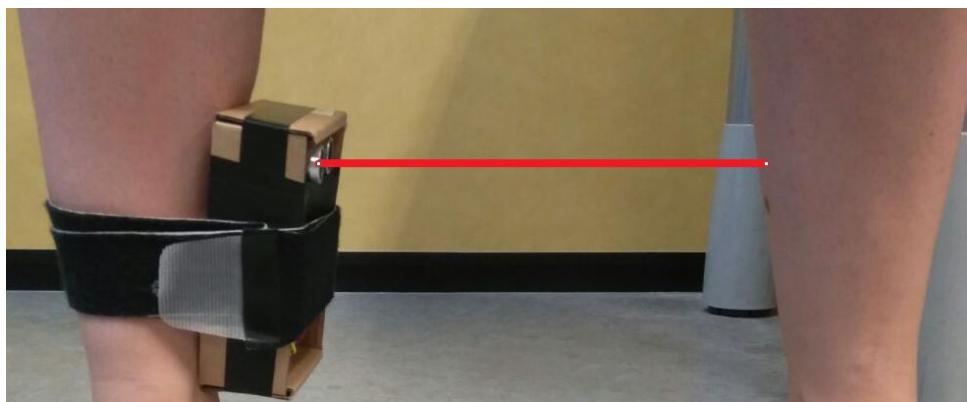


Figura 3.23: Colocación de sensor para medidas en dinámico

### 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 3.24 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.

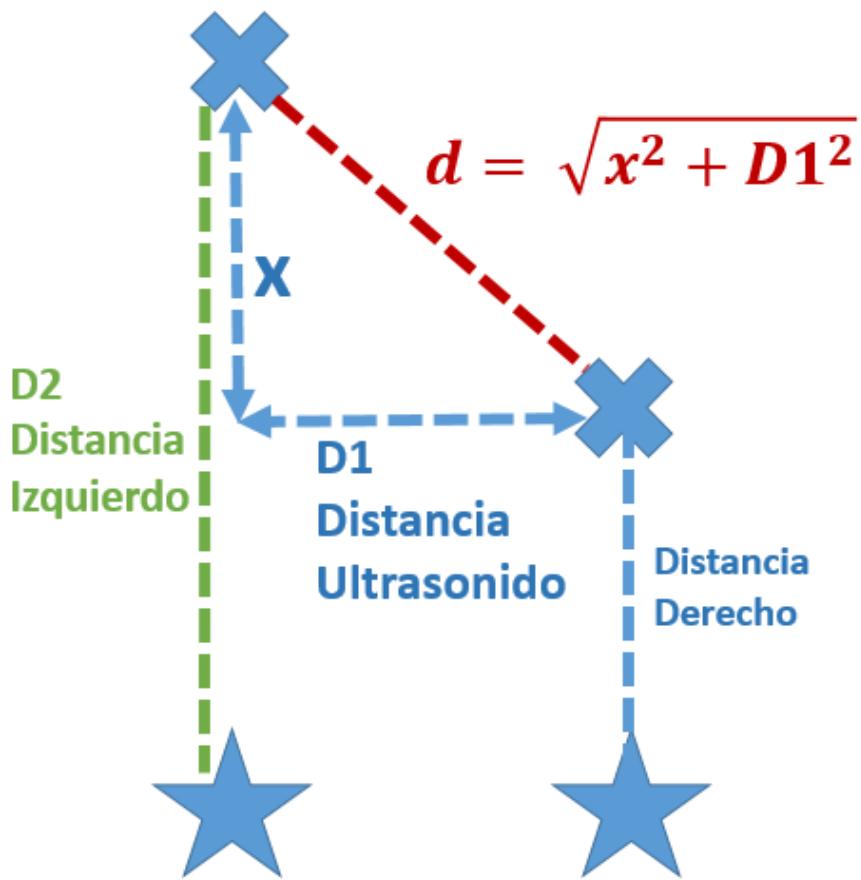


Figura 3.24: Cálculo final de distancia de separación entre pasos

Por tanto, para obtener X se utiliza la ecuación 3.7

$$x = D2 - DistanciaDerecho \quad (3.7)$$

---

## 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 3.8

$$d = \sqrt{x^2 + D1^2} \quad (3.8)$$



# 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.

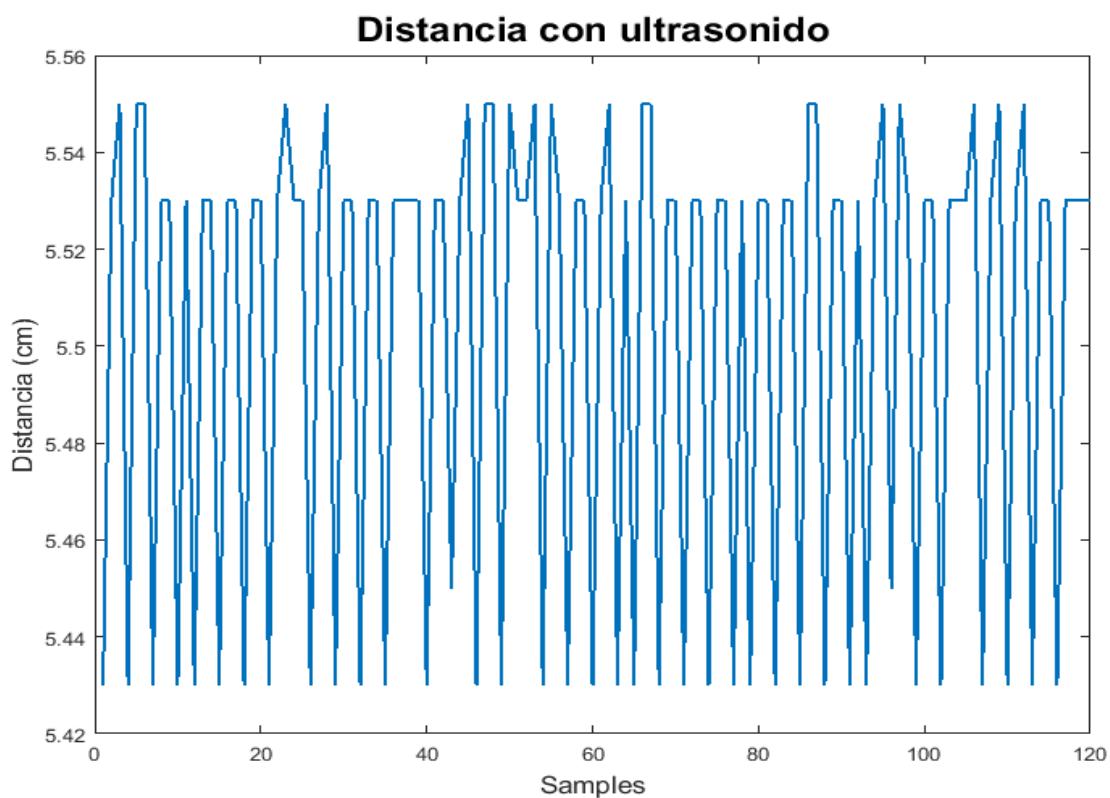


Figura 4.1: Medida de sensor de ultrasonido en estático.

#### ■ Medida de 35 cm

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

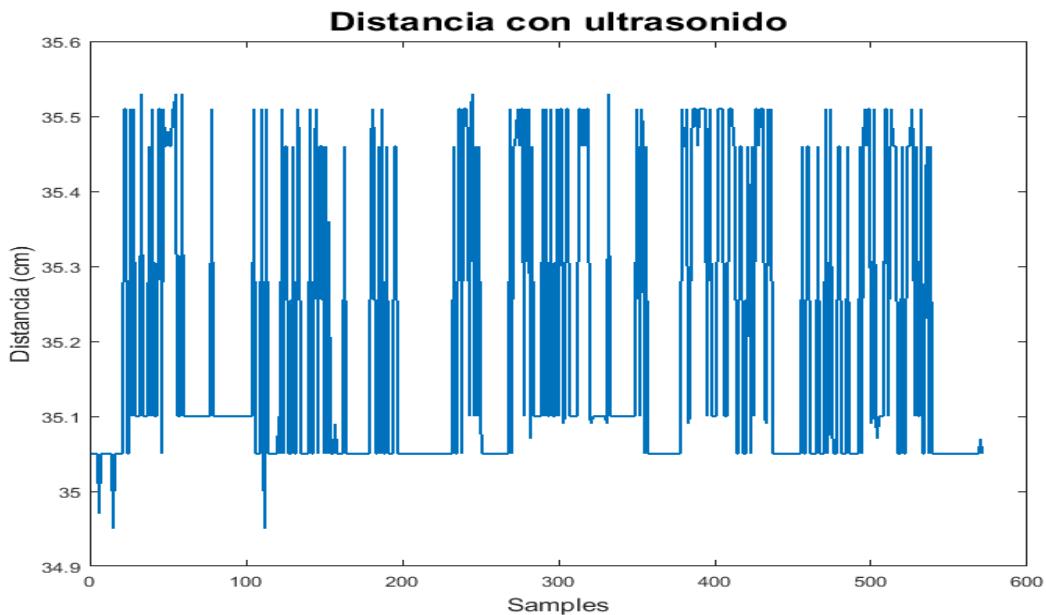


Figura 4.2: Medida de sensor de ultrasonido en estático.

#### ■ Medida de 60 cm

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

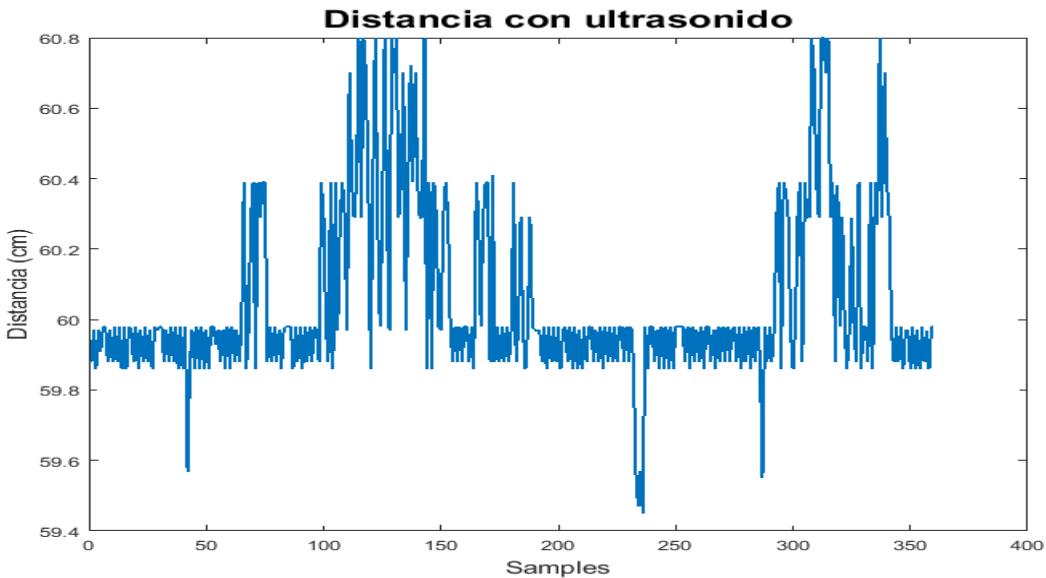


Figura 4.3: Medida de sensor de ultrasonido en estático.

## 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.

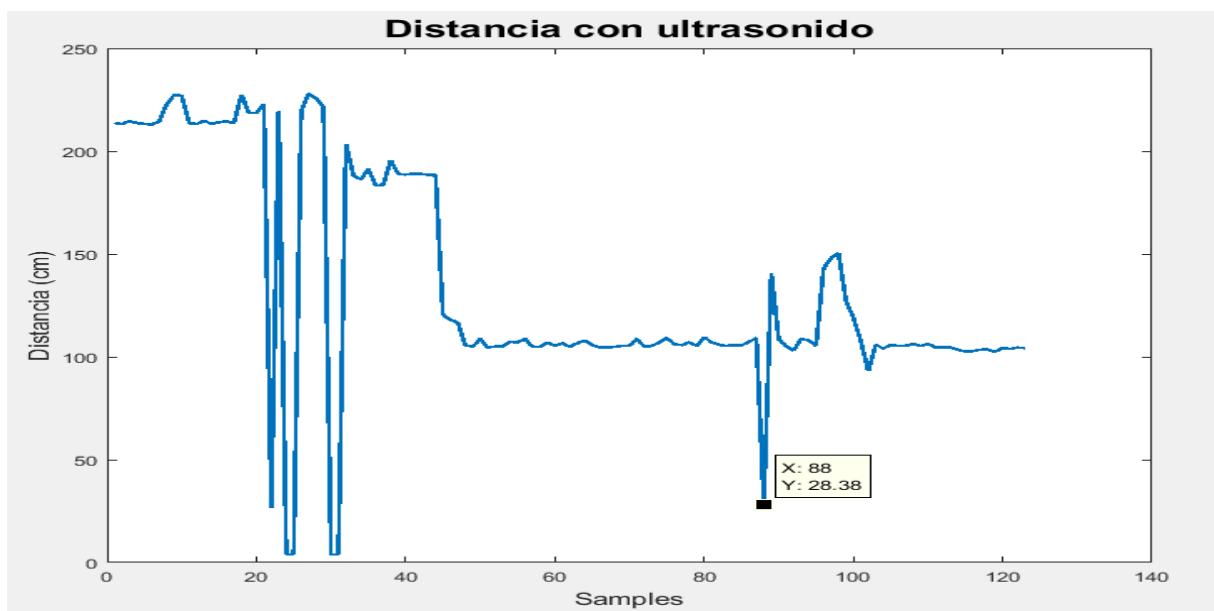


Figura 4.4: Medida sensor de ultrasonido en dinámico

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

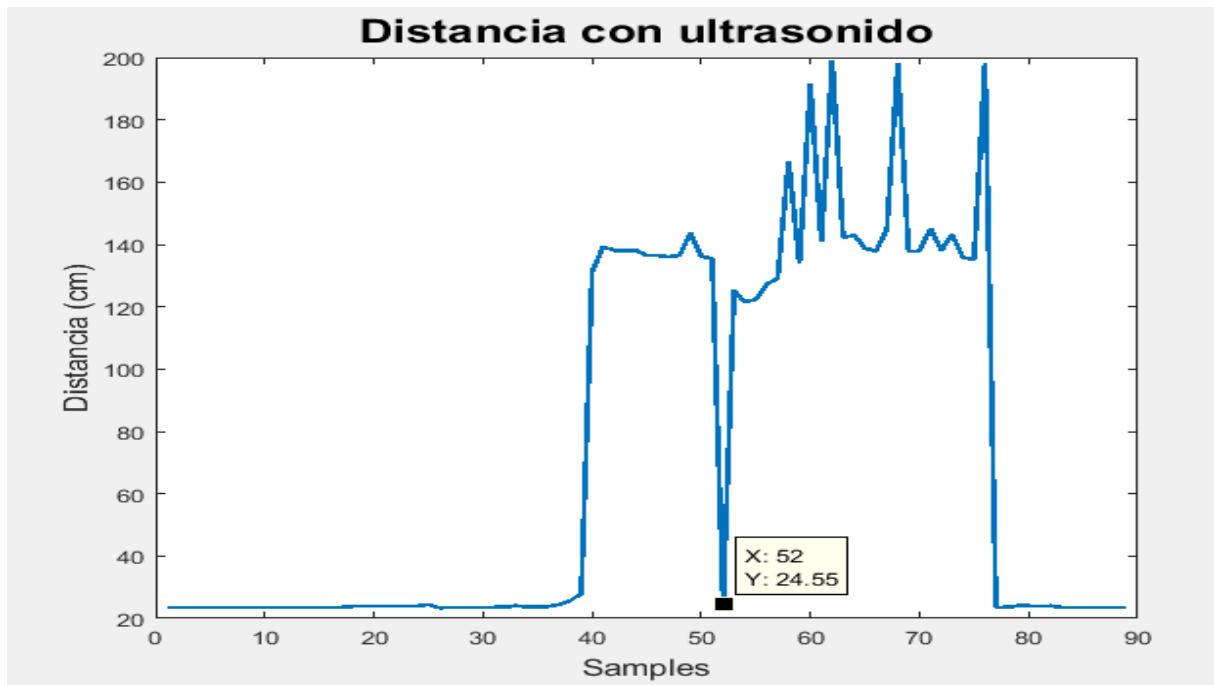


Figura 4.5: Medida sensor de ultrasonido en dinámico

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.

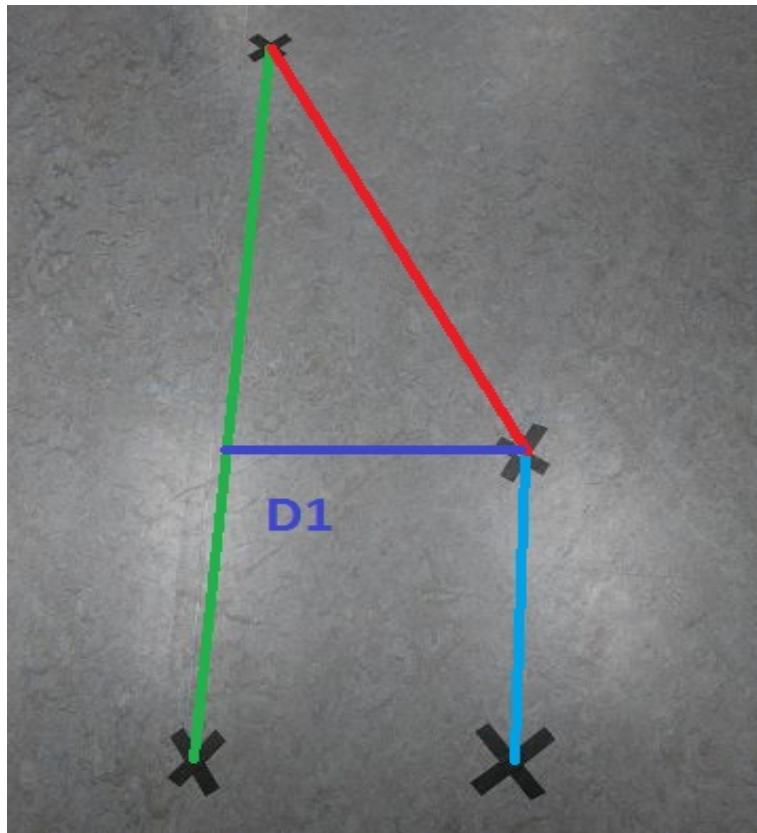


Figura 4.6: Validación del sensor de ultrasonidos en dinámico



# 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] Núcleo fibra. 2018. URL: <https://fusicom.es/normativa-ict/nucleo-fibra/>.
- [15] James Chen K. ¿Qué es la "fibra óptica" y ¿Porqué utilizarlas ? URL: <http://apacoe.weebly.com/conocimiento/que-es-la-fibra-optica>.
- [16] IGNACIO MUNGUÍA. ¿Cómo se fabrica la fibra óptica? URL: <https://www.xatakaciencia.com/tecnologia/como-se-fabrica-la-fibra-optica>.
- [17] Fundamentos de las Fibras Ópticas. URL: <http://fibraoptica.blog.tartanga.eus/fundamentos-de-las-fibras-opticas/>.
- [18] Yuval Noah Harari. *Sapiens: a brief history of humankind.* Toronto, 2014.
- [19] ¿Qué es LabVIEW? URL: <http://www.ni.com/es-es/shop/labview.html>.
- [20] Silvia Castillo Sagasta. «Prototipo de guante de fibra óptica para monitorización de personas con movilidad reducida». 2018.

## BIBLIOGRAFÍA

---

- [21] 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>.

