

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID**

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR  
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN**



**GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA  
TRABAJO FIN DE GRADO**

***DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN  
SISTEMA DE CAPTACIÓN Y ANÁLISIS DE  
SEÑAL PARA UN ANDADOR INTELIGENTE***

**CARLOS CLEMENTE MARTÍN**

**2021**

## GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

### TRABAJO FIN DE GRADO

**Título:** Diseño e implementación de un sistema de captación y análisis de señal para un andador inteligente.

**Autor:** D. Carlos Clemente Martín

**Tutor:** D. Adrián Jiménez Loygorri

**Cotutor:** D. Álvaro Gutiérrez Martín

**Ponente:** D. Álvaro Gutiérrez Martín

**Departamento:** Tecnología fotónica y bioingeniería.

### MIEMBROS DEL TRIBUNAL

**Presidente:** D. ....

**Vocal:** D. ....

**Secretario:** D. ....

**Suplente:** D. ....

Los miembros del tribunal arriba nombrados acuerdan otorgar la calificación de:  
.....

Madrid, a                    de                    de 20...

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID**

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR  
DE INGENIEROS DE TELECOMUNICACIÓN**



**GRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA  
TRABAJO FIN DE GRADO**

***DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN  
SISTEMA DE CAPTACIÓN Y ANÁLISIS DE  
SEÑAL PARA UN ANDADOR INTELIGENTE***

**CARLOS CLEMENTE MARTÍN**

**2021**



## RESUMEN

Actualmente, los trastornos que afectan a la movilidad constituyen uno de los grandes problemas de salud a nivel mundial. Enfermedades como el Parkinson, el daño cerebral adquirido y la parálisis cerebral figuran hoy en día como los trastornos neurológicos más prevalentes que causan una discapacidad física. El Parkinson es la segunda enfermedad degenerativa con más incidencia a nivel mundial y está caracterizada por la aparición de eventos espásticos, bradicinesia y la afectación de la marcha y el equilibrio. Por otro lado, el daño cerebral adquirido presenta dos causas fundamentales: ictus y traumatismo craneoencefálico. El cuadro clínico es considerablemente diverso dependiendo de la gravedad del daño y el área cerebral afectado. Por último, la parálisis cerebral abarca un extenso grupo de trastornos que son originados durante el desarrollo fetal, o asociados al nacimiento. Estos se caracterizan por la presencia de alteraciones en el tono muscular y la discapacidad en el control fino del movimiento. A pesar de la variabilidad de sus síntomas, los trastornos anteriores tienen en común la afectación a la movilidad del paciente como consecuencia de la discapacidad física que producen.

Existen gran variedad de tecnologías asistivas para incrementar, mantener o mejorar las capacidades funcionales de personas con discapacidad siendo los andadores la opción que destaca para aquellos usuarios con afectaciones que no impiden, pero sí dificultan su desplazamiento. Sin embargo, los andadores clásicos son la causa de un número importante de caídas de los usuarios, debido principalmente a que no disponen de sistemas adecuados de control de la velocidad. Además, el manejo y control de dichos andadores exige un esfuerzo físico que no siempre está al alcance de sus usuarios debido a las patologías que padecen.

Por todo lo anterior, se propone el desarrollo de un andador inteligente, que incorpora un diseño novedoso del andador de cuatro ruedas e implementa una electrónica de control que reduce el esfuerzo físico del usuario para moverse con el dispositivo. Por otro lado, el andador minimiza el riesgo de caída y favorece el desplazamiento autónomo del usuario, lo que es positivo para su calidad de vida y para la evolución de su enfermedad.

El objetivo de este Trabajo de Fin de Grado es dotar a la electrónica de control del andador inteligente de sistemas de captación y análisis de señal. En concreto, se busca desarrollar tres subsistemas que recojan señales de la inclinación del terreno, la velocidad angular de las ruedas y el estado de los agarres. Cada una de ellas es procesada por un controlador embebido para dar una respuesta en tiempo real mediante los distintos actuadores.

Los resultados obtenidos demuestran la validez del circuito de adquisición y el procesamiento software propuesto para cada una de las señales. Como consecuencia, se concluye que los sistemas desarrollados presentan un gran potencial para formar parte de la electrónica de control del andador.

## PALABRAS CLAVE

Andador inteligente, tecnologías asistivas, afectaciones neurológicas, desplazamiento autónomo, caídas, análisis de señal.

## SUMMARY

Nowadays, mobility disorders are one of the main health problems worldwide. Among the neurological conditions that cause physical disability, Parkinson's disease, acquired brain injury and cerebral palsy are the most prevalent. Parkinson's is the second most prevalent neurodegenerative disease worldwide. It is characterized by difficulties in gait and postural control, bradykinesia, and the occurrence of tremors. Acquired brain injury refers to neurological disorders caused by a sudden brain damage, which can be produced by a brain stroke or a traumatic brain injury. The clinical picture is remarkably diverse depending on the severity of the damage and the area of the brain affected. Cerebral palsy embraces a group of neurological disorders originated at childbirth or short after. They are characterized by the alteration in muscle tone and the impairment of fine motor control, frequently accompanied by paraplegia. Despite the variability of the disorders described, they share the fact that they produce a physical impairment that conditions patients' mobility.

There are a variety of assistive technologies to increase, maintain or improve the functional capabilities of people with disabilities. Walking aids are the option for users with impairments that do not impede but do make it difficult for them to move around. However, classic walkers are the cause of a significant number of falls of users, mainly because they do not have adequate speed control systems. On the other hand, the handling and control of these walkers requires a physical effort that is not always within the reach of their users due to the pathologies they suffer from.

For all these reasons, the development of an intelligent walker is proposed, which incorporates a novel design of the four-wheeled walker and implements a control electronics that reduces the physical effort of the user to move with the device. On the other hand, the walker minimises the risk of falling and favours the autonomous movement of the user, which is positive for their quality of life and for the evolution of their illness.

The aim of this Final Degree Thesis is to equip the control electronics of the intelligent walker with signal capture and analysis systems. Specifically, the aim is to develop three subsystems that collect signals from the inclination of the terrain, the angular velocity of the wheels and the state of the grips. Each of these signals is processed by an embedded controller to give a real-time response through the different actuators.

The results obtained demonstrate the validity of the acquisition circuit and the software processing proposed for each of the signals. Therefore, it is concluded that the developed systems have a great potential to be part of the control electronics of the walker.

## KEYWORDS

Smart walker, assistive technologies, neurological disorders, autonomous mobility, falls, signal analysis.

# ÍNDICE

<b>ÍNDICE DE FIGURAS.....</b>	<b>8</b>
<b>ÍNDICE DE TABLAS.....</b>	<b>9</b>
<b>ÍNDICE DE ECUACIONES .....</b>	<b>9</b>
<b>GLOSARIO .....</b>	<b>9</b>
<b>1. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>1</b>
1.1. Contexto clínico.....	1
1.2. Justificación y contexto del trabajo.....	3
1.3. Organización del documento .....	4
<b>2. OBJETIVOS .....</b>	<b>5</b>
<b>3. ESTADO DEL ARTE .....</b>	<b>6</b>
3.1. Sillas de ruedas .....	6
3.2. Vehículos autónomos.....	7
3.3. Equipos de entrenamiento de movilidad.....	7
3.4. Órtesis y prótesis.....	7
3.5. Dispositivos externos .....	8
<b>4. DESARROLLO.....</b>	<b>12</b>
4.1. Solución propuesta: El andador inteligente.....	12
4.2. Electrónica del andador inteligente.....	13
4.3. Metodología de trabajo .....	13
4.3.1. Instituciones colaboradoras.....	14
4.4. Medida de la inclinación.....	15
4.4.1. Acelerómetro.....	15
4.4.2. ADC .....	15
4.4.3. Controlador embebido.....	16
4.4.4. Adquisición de la señal .....	17
4.4.5. Procesamiento de la señal .....	18
4.5. Medida de la interacción con los agarres .....	20
4.5.1. Velostat .....	20
4.5.2. Diseño del sensor .....	21
4.5.3. Adquisición de la señal .....	21
4.5.4. Procesamiento de la señal .....	22
4.6. Medida de la velocidad angular de la rueda.....	23
4.6.1. Sensor de efecto hall .....	23
4.6.2. Adquisición de la señal .....	23
4.6.3. Procesamiento de la señal .....	25

4.7.	Interfaz para la visualización .....	26
4.7.1.	Diseño de la interfaz gráfica .....	26
4.7.2.	Comunicación con la tablet.....	28
<b>5.</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>29</b>
5.1.	Medida de la inclinación.....	29
5.2.	Medida de los agarres .....	30
5.3.	Medida de la velocidad angular .....	31
5.4.	Resultados del sistema completo .....	32
5.4.1.	Discusión de los resultados .....	36
<b>6.</b>	<b>CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS .....</b>	<b>37</b>
6.1.	Conclusiones.....	37
6.2.	Líneas futuras.....	37
	<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>39</b>
	<b>ANEXO A: ASPECTOS ÉTICOS, ECONÓMICOS, SOCIALES Y AMBIENTALES .....</b>	<b>41</b>
A.1	INTRODUCCIÓN .....	41
A.2	DESCRIPCIÓN DE IMPACTOS RELEVANTES RELACIONADOS CON EL PROYECTO .....	41
A.3	ANÁLISIS DETALLADO DE ALGUNO DE LOS PRINCIPALES IMPACTOS .....	41
A.4	CONCLUSIONES .....	42
	<b>ANEXO B: PRESUPUESTO ECONÓMICO .....</b>	<b>43</b>
	<b>ANEXO C: CÓDIGO PYTHON DESARROLLADO EN EL TRABAJO .....</b>	<b>45</b>
	<b>ANEXO D: MATERIAL DE LA SESIONES DE TRABAJO CON GGZ.....</b>	<b>52</b>

# ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Actividad muscular durante la marcha. ....	1
Figura 2. Renderizado de MODEL1. ....	4
Figura 3. Clasificación de asistencia a la movilidad [14]. ....	6
Figura 4. Silla de ruedas (a) y vehículos autónomos (b,c) [14]. ....	7
Figura 5. Barras paralelas [14]. ....	7
Figura 6. Órtesis pasiva (a) y activas (b, c). ....	8
Figura 7. Pauto (a) y SmartCane (b). ....	8
Figura 8. Andador sin ruedas (a), con ruedas frontales (b) y cuatro ruedas (c). ....	9
Figura 9. PAM-AID (a), JAIST (b) y Walkmate (c) [13]. ....	10
Figura 10. Siemens Healthcare modelo [17]. ....	10
Figura 11. Nabtesco Corporation modelo[18]. ....	11
Figura 12. Kyungsung University Industry Cooperation modelo. ....	11
Figura 13. Renderizado de alta resolución del andador inteligente. ....	12
Figura 14. Diagrama de alto nivel del funcionamiento del andador. ....	13
Figura 15. Diagrama GAITS [19]. ....	14
Figura 16. Acelerómetro sobre la PCB. Reverso (a) y anverso (b). ....	15
Figura 17. ADS1015. ....	16
Figura 18. GPIO Raspberry Pi 4. ....	17
Figura 19. Esquemático del montaje para el acelerómetro. ....	18
Figura 20. Posición del acelerómetro en el andador. ....	18
Figura 21. Ejes del acelerómetro. ....	19
Figura 22. Señal de inclinación antes (a) y después (b) del suavizado. ....	20
Figura 23. Velostat y cinta de cobre conductor adhesiva. ....	20
Figura 24. Distribución de capas del sensor. ....	21
Figura 25. Montaje del sensor y divisor de voltaje. ....	22
Figura 26. Señales registradas del sensor del agarre izquierdo. ....	22
Figura 27. Rueda del Hoverboard desmontada. ....	23
Figura 28. Amplificador no inversor usando TL072ACP. ....	24
Figura 29. Montaje final del sensor de efecto hall. ....	25
Figura 30. Diagrama de estados para el manejo de interrupciones del sensor de efecto Hall [32]. ....	26
Figura 31. Menú principal de la interfaz gráfica. ....	27
Figura 32. Ventana para el display implementada con <i>pygame</i> . ....	27
Figura 33. Señal de la inclinación del andador durante la prueba. ....	29
Figura 34. Espectro de la señal de la figura 35. ....	29
Figura 35. Señal de la figura 35 sin filtrar y filtrada con un filtro Butterworth. ....	30
Figura 36. Señal del estado del agarre izquierdo (a) y derecho (b). ....	30
Figura 37. Señal del estado del agarre izquierdo (a) y derecho (b) con la corrección del umbral. ....	31
Figura 38. Señal de la velocidad angular. ....	31
Figura 39. Señal de la velocidad angular sin filtrar y filtrada. ....	32
Figura 40. Placa de madera situada debajo del asiento del andador. ....	32
Figura 41. Electrónica sobre el asiento del andador. ....	33
Figura 42. Sensores de los agarres. ....	33
Figura 43. Electrónica sobre el andador. ....	34
Figura 44. Rampa de acceso. ....	34
Figura 45. Diagrama del recorrido para las pruebas. ....	35
Figura 46. Señales de la prueba final en el circuito de la Figura 34. ....	35

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Especificaciones técnicas del ADXL335.....	15
Tabla 2. Especificaciones técnicas ADS1015.....	16
Tabla 3. Especificaciones técnicas Raspberry Pi 4.....	17
Tabla 4. Especificaciones técnicas de Velostat#1361 ®.....	20
Tabla 5. Especificaciones del sensor de efecto hall SS43F.....	23

## ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Ángulo de inclinación.....	19
Ecuación 2. Divisor de tensión.....	21
Ecuación 3. Ganancia de amplificador no inversor ideal.....	23
Ecuación 4. Fórmula para calcular la velocidad angular.....	25

## GLOSARIO

- EM:** Esclerosis múltiple
- PC:** Parálisis cerebral
- ECG:** Electrocardiograma
- EMG:** Electromiografía
- BCI:** de sus siglas en inglés: brain computer interface
- LiPo:** Litio Fosfato
- I2C:** de sus siglas en inglés Inter-Integrated circuit
- PCB:** de sus siglas en inglés Printed circuit board
- IMU:** de sus siglas en inglés: inertial measurement unit
- HRV:** de sus siglas en inglés : heart rate variability
- QFN:** de sus siglas en inglés: Quad flat no-leads package
- SOP:** de sus siglas en inglés: Small-outline package
- DIP:** de sus siglas en inglés: Dual inline package

# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. CONTEXTO CLÍNICO

### LA MARCHA

La marcha humana es un modo de locomoción bípeda con actividad alternada de los miembros inferiores, que se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y de apoyo unipodal; en consecuencia, durante la marcha el apoyo no deja nunca el suelo [1]. Sin embargo, este apoyo es unipodal durante el 80 % del ciclo, convirtiendo la marcha en una de las destrezas biomecánicas de mayor complejidad.

A través de la electromiografía dinámica, se ha podido comprobar que la mayoría de los grupos musculares de la extremidad inferior están activos durante el ciclo de marcha (Figura 1). Las acciones musculares para el control del balanceo de los brazos durante la marcha, sobre todo cuando ésta es rápida, constituyen otro ejemplo de la actividad muscular [1].

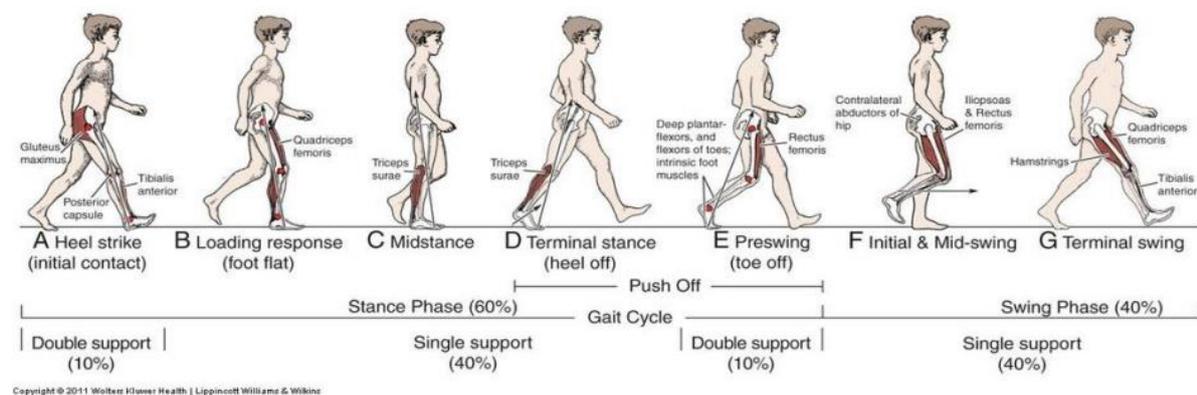


Figura 1. Actividad muscular durante la marcha.

### DETERIORO MOTOR Y SU INFLUENCIA EN LA MARCHA

El deterioro motor es la pérdida total o parcial de la función de una parte del cuerpo [2]. Puede dar lugar a debilidad muscular, poca resistencia, falta de control muscular o parálisis total.

Se denomina marcha patológica a las adaptaciones anómalas que se producen debido a afecciones físicas. Los deterioros motores que sufren los músculos involucrados en la marcha, generalmente los del tren inferior, dan lugar a marchas patológicas que pueden ocasionar daños en elementos del sistema musculoesquelético y caídas.

El deterioro motor suele ser evidente en afecciones neurológicas como las descritas a continuación y suele acentuarse con la edad.

### PARKINSON

En torno a 6 millones de personas sufren Parkinson en todo el mundo [3]. El Parkinson es una enfermedad que pertenece al grupo de enfermedades neurodegenerativas denominada parkinsonismos. Los pacientes de Parkinson sufren una degeneración progresiva de las neuronas dopaminérgicas localizadas en la llamada sustancia nigra del mesencéfalo. Cuando el deterioro lleva a la muerte de estas neuronas, los circuitos de retroalimentación comienzan a operar de forma anómala dando lugar a gran variedad de síntomas cada vez más severos.

Los síntomas más frecuentes que observamos en pacientes con Parkinson son bradiquinesia, temblores y distonías. Cuando la enfermedad alcanza una etapa más avanzada, los pacientes sufren desórdenes de movilidad. Lo más común son dificultades en movimientos con las manos y la marcha, siendo estos más propensos a sufrir caídas [4].

Según los datos del INE [5], en España la incidencia es de 10.000 nuevos casos cada año.

## ESCLEROSIS MÚLTIPLE

La esclerosis múltiple (EM) es una enfermedad degenerativa y crónica, de origen autoinmune, que afecta al sistema nervioso. Es la segunda causa de discapacidad entre los jóvenes.

El trastorno de la marcha en la EM es frecuente incluso en las fases tempranas de la enfermedad. Las causas de la alteración de la marcha son diversas y en ella influyen diferentes aspectos como la fuerza muscular, el equilibrio, la coordinación, la propiocepción (la conciencia del propio cuerpo), la visión, la espasticidad, la fatiga e incluso aspectos cognitivos [6].

Según los datos de la fuente [7], en España la EM afecta a 1.800 nuevos casos cada año.

## DAÑO CEREBRAL ADQUIRIDO

Bajo el concepto de lesión cerebral adquirida se engloban los desórdenes causados por daños cerebrales ocurridos después del nacimiento, y no por un trastorno genético o congénito [8]. Se pueden clasificar en dos grupos:

- Lesión cerebral traumática. Ocasionada por una fuerza externa, como un golpe. La sintomatología es muy variada dependiendo del lugar, fuerza y tipo de trauma.
- Lesión cerebral no traumática. Ocasionada por un problema cerebral interno. La lesión cerebral no traumática más extendida es el ictus. En la Unión Europea (UE), el ictus (hemorrágico o isquémico) es la segunda causa más común de muerte y de discapacidad en los supervivientes. Afecta en torno a 1.1 millones de habitantes en Europa y causa 440 000 muertes cada año [8]. De los supervivientes un porcentaje quedan con daños motores, se estima que en Europa la cifra es de 9,53 M actualmente. Los síntomas motores más frecuentes son:
  - Dificultades en la marcha.
  - Alteraciones posturales y pérdida del equilibrio.
  - Hemiplejía.
  - Pérdida de visión.

En España el dato de incidencia de daño cerebral adquirido es de en torno a 100.000 nuevos casos anuales [5].

## PARÁLISIS CEREBRAL

La parálisis cerebral (PC) es un grupo de desórdenes permanentes e irreversibles que afectan al desarrollo del movimiento limitando la actividad [9]. La prevalencia en Europa de la parálisis cerebral se estima en un valor en torno al millón de casos [10].

Dependiendo de la etiología tenemos distintos grados de deterioro de la función motora. Los subtipos que encontramos son [11]:

- PC Espástica: Es la más frecuente. Los grupos musculares se contraen todos a la vez impidiendo la correcta ejecución de los movimientos.
- PC atetoide: Afecta, básicamente, al tono muscular, que fluctúa de alto (hipertonía), a bajo (hipotonía). Estas alteraciones provocan movimientos bruscos, incontrolables y lentos debido a los desequilibrios de las contracciones musculares.
- PC atáxica: en este caso el cerebelo es la parte afectada. Puesto que este órgano controla el equilibrio y la coordinación de movimientos finos, la PC atáxica provoca problemas de equilibrio y destreza manual, con disminución de la fuerza muscular (hipotonía).
- PC mixta: nos encontraremos es una mezcla de los síntomas de los tres tipos anteriores.

En España por cada 1.000 recién nacidos la incidencia de la parálisis cerebral es de 2-2.5 [5].

## ENVEJECIMIENTO

El término envejecimiento en el ámbito de la medicina no tiene una definición clara. Algunos autores lo definen como "el cambio gradual e intrínseco en un organismo que conduce a un riesgo reciente de vulnerabilidad, pérdida de vigor, enfermedad y muerte" [12].

Respecto a la función motora, algunos estudios [13] explican cómo la reducción de la materia gris en el lóbulo temporal, consecuencia del envejecimiento, reduce la adaptación motora debido a la pérdida de memoria.

Independientemente de las patologías, existe una alteración de la marcha debida al deterioro fisiológico de las estructuras del aparato locomotor y el sistema nervioso.

## 1.2. JUSTIFICACIÓN Y CONTEXTO DEL TRABAJO

### JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

Todas las patologías mencionadas previamente pueden ocasionar trastornos de la marcha que limitan el desplazamiento autónomo del paciente. Estas personas necesitan utilizar herramientas de ayuda para desplazarse, como puede ser un bastón, un andador o una silla de ruedas. Los bastones son adecuados para personas con afectaciones leves del movimiento mientras que las sillas de ruedas o motocarros son la opción para aquellas personas incapaces de desplazarse; siendo los andadores la herramienta disponible para todo el resto de los casos intermedios. Sin embargo, el uso de los andadores tradicionales es causa de frecuentes caídas de los usuarios, lo que, además de los daños ocasionados por la caída, genera inseguridad en estos pacientes.

Es frecuente que dichas caídas se generen cuando el paciente se desplaza por rampas de bajada, porque el andador tiende a incrementar la velocidad con la bajada y deja atrás al usuario. En los desplazamientos por rampas de subida también se producen caídas cuando el usuario carece de la fuerza o habilidad para mantener fijo el andador en las paradas (el andador se cae hacia atrás). Por otro lado, en cualquier tipo de superficie puede producirse la caída del usuario en los pacientes que tienen marchas erráticas (marcha irregular, paradas bruscas, inicio brusco de la marcha) porque es frecuente que este tipo de pacientes no tengan la fuerza y agilidad necesaria para controlar la velocidad del andador.

Además de todo lo anterior, el uso de los andadores clásicos resulta incómodo y fatigoso para la mayoría de los pacientes, porque les exige un esfuerzo constante para controlar la velocidad y dirección del dispositivo, especialmente en rampas de subida y en los desplazamientos por superficies irregulares. Como consecuencia, el usuario se siente inseguro y reacio a usar el andador. Por tanto, tiende a reducir/minimizar o anular sus desplazamientos de forma autónoma, haciéndose necesario en muchos casos que sea acompañado por otras personas. Esta reducción en la independencia repercute negativamente en la progresión de la enfermedad y en la calidad de vida del paciente y de los familiares y/o personas allegadas que tienen que acompañarlo.

Como se ha argumentado, los andadores clásicos carecen de soluciones ante numerosas situaciones diarias en los pacientes que optan por su uso. Como conclusión, el andador, como tecnología de asistencia a la movilidad, es una herramienta incompleta.

### CONTEXTO DEL TRABAJO DE FIN DE GRADO

El presente Trabajo de Fin de Grado se ha desarrollado en las instalaciones de la empresa DARWIN Biomedical. DARWIN es una *spin-off* de la Universidad Pública de Navarra dedicada al desarrollo de dispositivos médicos.

El proyecto al que pertenece este TFG es el de la creación de un andador inteligente que pretende cubrir las necesidades de los andadores clásicos, expuestas en el anterior apartado. Este proyecto parte en el año 2019 con el nombre de MODEL1 (ver Figura 2) junto a la creación de DARWIN. Con la pandemia causada por el COVID-19, el proyecto queda paralizado durante gran parte del año 2020, retomándose a comienzos de este año. Actualmente, el proyecto recibe el nombre de SPROUT. Con SPROUT se busca generar nuevas funcionalidades y mejorar el diseño del prototipo MODEL1 manteniendo el enfoque socioeconómico para saltar al mercado en los próximos años.

La misión de este TFG es diseñar, desarrollar e implementar los sistemas de captación y análisis de señal de SPROUT en paralelo al resto del desarrollo del producto.



Figura 2. Renderizado de MODEL1.

### 1.3. ORGANIZACIÓN DEL DOCUMENTO

El documento se organiza en seis capítulos:

- El capítulo actual corresponde a la **introducción**. En este se presenta, se contextualiza y se justifica el trabajo.
- En el capítulo de **objetivos** se desglosa el objetivo principal en objetivos secundarios
- En el tercer capítulo, se revisa la literatura sobre el **estado del arte** de las tecnologías de asistencia a la movilidad.
- El cuarto capítulo contiene el **desarrollo** del trabajo. Este comienza con una introducción de la propuesta. En la Sección 4.1 se resumen las características principales y en la sección 4.2 se profundiza en la electrónica. La Sección 4.3 explica el tipo de metodología usada en el trabajo. En las secciones 4.4-4.6, se abordan, individualmente, los módulos de captación y análisis de las diferentes señales. El capítulo termina con la Sección 4.7 en la que se desarrolla una interfaz gráfica para la monitorización del andador durante las pruebas.
- El capítulo de **resultados** recoge el análisis de las señales, el montaje final del prototipo y su comportamiento en las pruebas. Además, se recogen algunos de los problemas que surgen en el desarrollo del TFG junto a su solución.
- El último capítulo expone las **conclusiones** extraídas del trabajo y plantea una serie de **líneas futuras**.

## 2. OBJETIVOS

El objetivo principal de este trabajo es dotar al andador inteligente de sistemas de captación de señal, que generen información de valor para el control automático de este. Por ejemplo, obtener la inclinación del terreno con un acelerómetro para controlar la velocidad de las ruedas motorizadas en tiempo real. Para lograr este objetivo se definen los siguientes objetivos secundarios:

- Revisar la literatura para la selección de materiales y métodos. Considerando la perspectiva de costes del proyecto y el uso de tecnología innovadora como pilares fundamentales.
- Diseñar o adaptar sensores que permitan captar las señales de interés. Para ello, se estudiará la naturaleza de la señal y se buscará la mejor forma de abordar el diseño en función de esta.
- Desarrollar montajes electrónicos que permitan adquirir la señal para su posterior procesamiento. Se mantendrá un enfoque de desarrollo modular que permita la futura integración de los montajes sobre la estructura del andador.
- Procesar la señal para obtener los parámetros necesarios para el control automático del andador. Se procurará desarrollar algoritmos eficientes.
- Diseñar una interfaz gráfica para la monitorización de los parámetros durante las pruebas. La interfaz será una herramienta de apoyo por lo que se basará en un diseño simple e intuitivo.
- Probar el andador en entornos cotidianos con potenciales usuarios. El enfoque de DARWIN se basa en probar el prototipo en entornos reales con el fin de reforzar la validez de los ensayos.

### 3. ESTADO DEL ARTE

En la actualidad, contamos con una clasificación bien definida de los dispositivos de asistencia a la movilidad (ver Figura 3) [14]. Por un lado, encontramos las sillas de ruedas y los vehículos autónomos que se engloban en las tecnologías de tipo alternativo. Están desarrolladas para pacientes con muy baja movilidad y suelen conducir a problemas de osteoporosis y de circulación sanguínea así como lesiones en la piel [14]. Para los pacientes con mayor grado de movilidad contamos con las tecnologías aumentativas. Este grupo se subdivide a su vez en otros tres subgrupos : los dispositivos de entrenamiento de movilidad, las órtesis y los dispositivos externos.

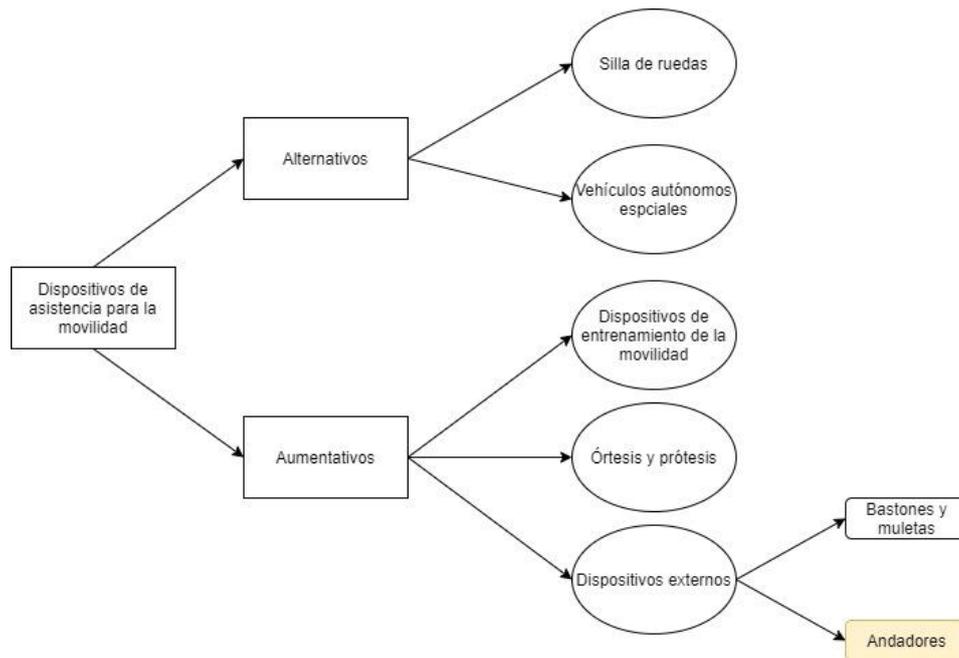


Figura 3. Clasificación de asistencia a la movilidad.

#### 3.1. SILLAS DE RUEDAS

La silla de ruedas es una de las primeras soluciones médicas para la parcial o total incapacidad motora producida por una enfermedad, una lesión o un accidente. De nuevo, esta tecnología tiene su propia clasificación. Las sillas de rueda manuales son aquellas cuya propulsión se realiza únicamente por la fuerza aplicada por el paciente (Figura 4.a). En cambio, las sillas de ruedas autónomas contienen en su diseño algún (uno o varios) elemento de propulsión. Actualmente, un gran número de empresas comercializan ambos tipos. Entre ellas, destacan *Invacare* (EE.UU), *Permobil* (Suecia) y *Sunrise Medical* ( España ).

Cuando el grado de movilidad es muy bajo, la silla de ruedas es la opción más usada. Se estima que en torno a un 1% del total de la población mundial (65 millones) necesita una silla de ruedas de los cuales 20 millones no tienen una [15]. A pesar de su extendido uso, tiene un gran número de limitaciones. Las sillas de ruedas empeoran la accesibilidad a ciertos espacios y son muy pesadas en comparación con otras alternativas.

### 3.2. VEHÍCULOS AUTÓNOMOS

Este tipo de tecnología, al igual que las sillas de ruedas, es una solución globalmente extendida. En este grupo encontramos una gran variedad de equipos que, como complemento a la ayuda al desplazamiento, hacen uso desde novedosas técnicas como BCI (*Brain computer interface*) o la EMG (Electromiografía) [14] (Figura 4.b y 4.c). Gracias a esto, su funcionalidad es más amplia que en el caso de las sillas de ruedas ya que además de contribuir al desplazamiento del paciente permiten mejorar sus capacidades cognitivas de forma simultánea.

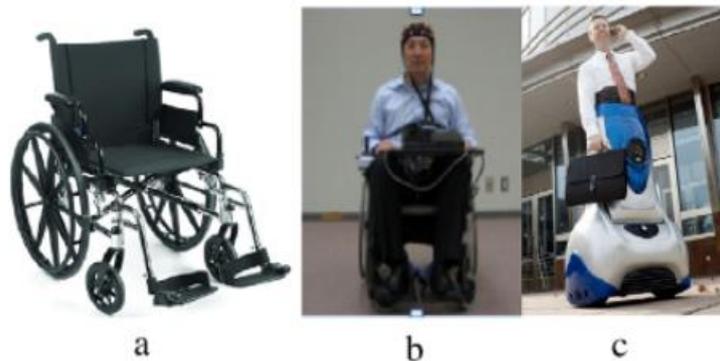


Figura 4. Silla de ruedas (a) y vehículos autónomos (b,c) [14].

### 3.3. EQUIPOS DE ENTRENAMIENTO DE MOVILIDAD

En la familia de los dispositivos de ayuda a la movilidad aumentativos se encuadran los equipos de entrenamiento de movilidad cuya función principal es ayudar a corregir o rehabilitar la marcha errática de los usuarios.

Esta solución es muy usada en procesos de rehabilitación, pero no es adecuada para su uso diario debido a su baja portabilidad. Un ejemplo de este tipo de equipos son las barras paralelas que han tenido muy buenos resultados en la rehabilitación (ver Figura 5).



Figura 5. Barras paralelas [14].

### 3.4. ÓRTESIS Y PRÓTESIS

Según la OMS [14], una órtesis es un dispositivo de aplicación externa que se utiliza para modificar las características estructurales y funcionales de los sistemas neuromuscular y esquelético y una prótesis se usa para reemplazar total o parcialmente una parte de un miembro ausente o deficiente. Entre ambos dispositivos, son las órtesis las que presentan una mayor relación física y cognitiva con el usuario, tratando de evitar la pérdida de función motora.

Existen dos tipos de órtesis, las activas y las pasivas. Las órtesis activas poseen un elemento propulsor que genera energía para acompañar el movimiento (Figura 6.b y Figura 6.c). En cambio, las órtesis pasivas actúan con la energía del propio paciente (Figura 6.a).



Figura 6. Órtesis pasiva (a) y activas (b, c).

### 3.5. DISPOSITIVOS EXTERNOS

#### BASTONES Y MULETAS

Son los dispositivos externos más sencillos y de los más usados. Actualmente, en torno a 1 millón de personas solo en los España necesitan bastones o muletas para andar.

Muchos grupos de investigación de distintas organizaciones han desarrollado sus bastones y muletas inteligentes con distintas peculiaridades técnicas. Pauto (ver Figura 7.a) es un producto comercial que permite geolocalizar al usuario a través de un GPS incorporado en su interior y registrar la actividad para hacer un seguimiento [15]. Además, cuenta con una característica extra que permite desbloquear a pacientes de Parkinson en un momento de congelación de la marcha [16] mediante la proyección de un láser sobre el suelo. La empresa Dring desarrolló SmartCane (ver Figura 7.b) [17]. Este bastón que contiene un acelerómetro y un giroscopio permite monitorizar los movimientos del usuario y en caso de caída alertar a los familiares.



Figura 7. Pauto (a) y SmartCane (b).

## ANDADORES

### ANDADORES CLÁSICOS

Bajo el nombre de andador se engloban una gran variedad de dispositivos. Los andadores que no incluyen ningún tipo de electrónica de asistencia a la marcha se conocen con el nombre de andadores clásicos. En la figura 8, muestra tres tipos dentro de esta familia: estándar (figura 8.a), con ruedas frontales (figura 8.b) y con cuatro ruedas (figura 8.c).

A pesar de ser una tecnología asistiva que proporciona más seguridad e independencia que otras soluciones como es el caso de la silla de ruedas, algunos estudios [16] indican que las personas abandonan el uso de andadores con alta frecuencia.

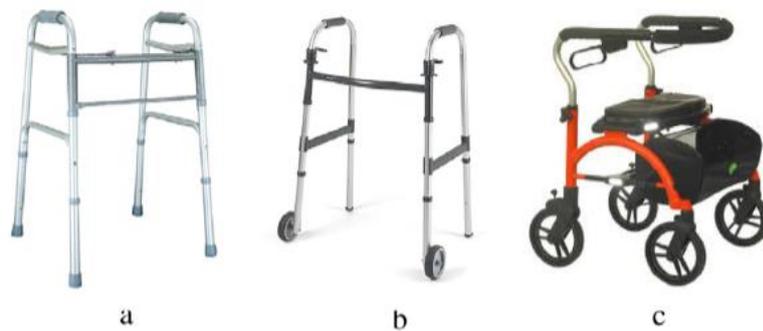


Figura 8. Andador sin ruedas (a), con ruedas frontales (b) y cuatro ruedas (c).

### ANDADORES INTELIGENTES

Un andador inteligente es un andador con algún sistema que permite al usuario evitar caídas y corregir su marcha. Muchas instituciones han desarrollado andadores inteligentes entre los cuales podemos destacar los siguientes:

- *PAM-AID* (Figura 9.a) es un andador equipado con tres tipos de sensores que proporcionan información del exterior: un sonar (para evitar choques), un sensor infrarrojo (sensor de proximidad) y un sensor en el parachoques que indica cuando el andador ha encontrado un obstáculo [14].
- *JAIST* (Figura 9.b) aplica un par de sensores infrarrojos, y posteriormente con telémetros láser en la base inferior del andador para controlar la velocidad de rotación de los motores. Estos sensores detectan la posición de las extremidades inferiores del usuario, lo que se utiliza para calcular la dirección y la velocidad que el andador debe realizar para seguir al usuario [14].
- *Walkmate* (Figura 9.c) Los sensores se fijan directamente en el manillar, por lo que pueden detectar tanto la presión de tracción como la de empuje del manillar. Además, los sensores de fuerza incrustados en el manillar ofrecen un bucle natural de realimentación negativa del control de movimiento. Cuando el usuario quiere mantener una velocidad constante, el manillar será tirado/empujado para desacelerar/acelerar el andador si éste es más rápido/lento que el usuario [14].



Figura 9. PAM-AID (a), JAIST (b) y Walkmate (c) [13].

### SOLUCIONES COMERCIALES

Los andadores vistos en la anterior sección solo son prototipos en fase de prueba que aún no están en el mercado. En esta sección, se repasan los modelos comerciales más parecidos a SPROUT.

El andador inteligente de Siemens Healthcare GmbH [17] que encontramos en la Figura 10 es una solución que posee un motor eléctrico, el cual controla las ruedas del propio andador. Su accionamiento se realiza por medio de la presión que ejerce el usuario en las manillas.

Adicionalmente, el andador registra, al menos, un parámetro vital del usuario, entre los que destaca la habilidad del usuario de responder y moverse.

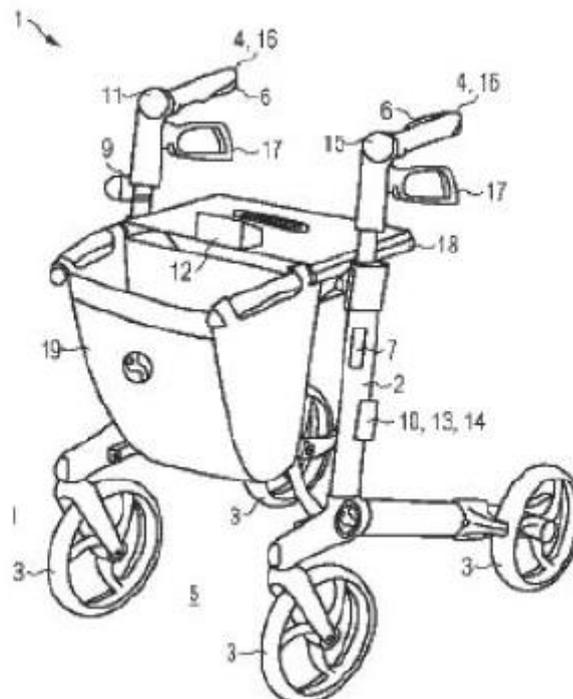


Figura 10. Siemens Healthcare modelo [17].

El producto de Nabtesco Corporation (ver Figura 11) [18] posee un control de velocidad basado en la relación entre la pendiente y la velocidad que puede alcanzar, de modo que el motor del andador genera un empuje de arrastre en función de la inclinación del andador. Para ello alberga un sensor que detecta la inclinación del andador desde una posición horizontal a una inclinada.

La principal diferencia que encontramos con respecto a SPROUT radica en que no registra los datos del movimiento que realiza ya que no posee ningún elemento para ese fin, por lo que no habría monitorización. Además, no hace control activo durante la bajada.

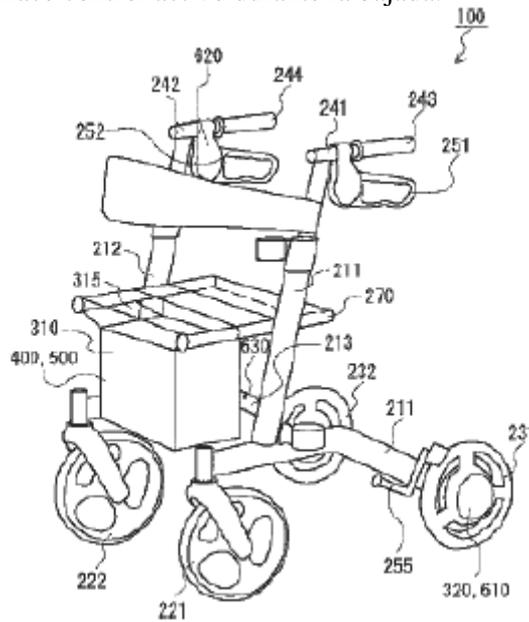


Figura 11. Nabtesco Corporation modelo[18].

El grupo surcoreano Kyungshung University Industry Cooperation Foundation patentó un andador motorizado [19] (ver Figura 12) controlado por sensores de presión en las manecillas. En este caso ya se contaba con un control de las ruedas mediante sensores que detectaban la disposición del usuario para ayudar en el avance o retroceso.

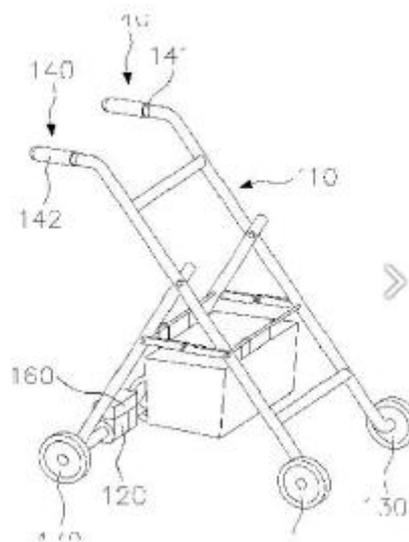


Figura 12. Kyungshung University Industry Cooperation modelo[19].

Como veremos, a pesar de que algunas de las características de SPROUT se encuentran en estos andadores, ninguno de los andadores contiene todas las características por sí solo y ninguno de ellos realiza una implementación de sensores de efecto hall para detectar la congelación de la marcha.

## 4. DESARROLLO

### 4.1. SOLUCIÓN PROPUESTA: EL ANDADOR INTELIGENTE

El andador inteligente, SPROUT (ver Figura 13), es un dispositivo médico que busca incorporar nuevas funcionalidades a la estructura básica de un andador clásico de cuatro ruedas. A través de la electrónica y el diseño mecánico, se pretende crear una tecnología de asistencia activa a la marcha en tiempo real. Además, gracias a la adaptación dinámica al entorno propuesta, el andador minimiza el riesgo de caídas en los usuarios.

Las características tecnológicas más relevantes y diferenciales con respecto a otros andadores son:

- Sensores de velocidad e inclinación para recoger datos de la velocidad y de la posición del andador sobre el terreno.
- Sensores en los agarres del andador para detectar la interacción usuario-dispositivo.
- Controlador embebido principal que recibe los datos de los sensores y genera acciones sobre los diferentes actuadores.
- Placa para sistema activo de control de tracción: formado por la placa con los drivers de potencia que alimentan las ruedas motorizadas y que está controlada por la placa principal de control.
- Láser de luz infrarroja controlado por la placa principal de control que permite desbloquear la congelación de la marcha.
- La electrónica y el cableado de control van integrados en la estructura del andador, aprovechando los huecos internos de los tubos de la estructura y zonas “muertas” (bajo el asiento, etc.).
- Alimentación: formada por una batería LiPo y por una placa electrónica que permite la carga de la batería y adapta los niveles de ésta para alimentar tanto las diferentes placas de control del dispositivo como los motores de las ruedas.



Figura 13. Renderizado de alta resolución del andador inteligente.

## 4.2. ELECTRÓNICA DEL ANDADOR INTELIGENTE

Como ya se ha mencionado previamente, en el presente Trabajo de Fin de Grado se implementa la sensorica del andador inteligente abordando la elección de los sensores, la adquisición de señales y el procesamiento de estas (ver Figura 14). Para introducir el desarrollo de los distintos módulos, es necesario tener una visión global del funcionamiento de la electrónica de control del andador.

Los objetivos de la electrónica de control, que definen los requisitos a cumplir por los sensores, son:

- Interpretar el terreno por el que se desplaza el andador para actuar sobre las ruedas motorizadas en tiempo real. Para esta funcionalidad, se propone el uso de un acelerómetro con el que **medir la inclinación del terreno** y controlar la velocidad de las ruedas.
- Caracterizar los patrones de marcha de los usuarios mediante la **interacción con los agarres** del andador. Para este control, se proponen sensores de agarres basados en material piezorresistivo.
- Evitar la congelación de la marcha en los usuarios que sufran la enfermedad de Parkinson. Para ello, se incorpora un láser que se activará cuando el andador está parado. El sensor de efecto Hall proporciona una **medida de la velocidad angular**, que informa sobre la parada del andador.

En las secciones 4.4,4.5 y 4.6 se explican los materiales y métodos para conseguir estos objetivos.

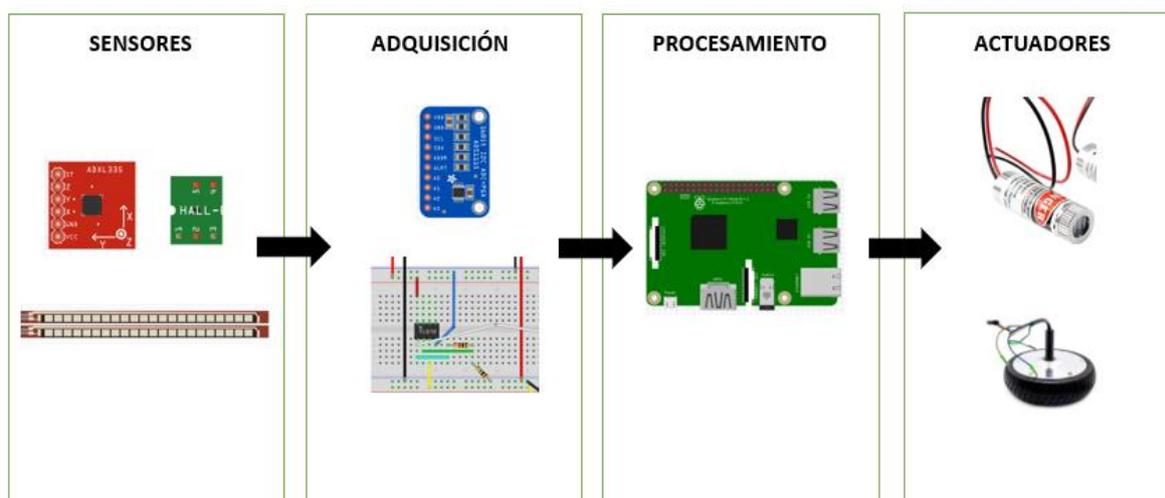


Figura 14. Diagrama de alto nivel del funcionamiento del andador.

## 4.3. METODOLOGÍA DE TRABAJO

Con el fin de organizar el trabajo de forma eficiente y de optimizar los resultados, se sigue la metodología GAITS (*Guidance and Impact Tracking System*) [20] para el desarrollo del andador inteligente. Esta metodología se centra en proporcionar un esquema de trabajo a proyectos de innovación en el ámbito médico. Se fundamenta en hacer una distribución homogénea del trabajo entre cuatro grandes dominios durante cada una de las fases que componen el desarrollo del producto. Dichos dominios hacen referencia a los aspectos tecnológicos, regulatorios, comerciales y clínicos.

Como parte del proyecto, el presente Trabajo de Fin de Grado se rige por la misma metodología. En concreto, abarca los aspectos tecnológicos desde las primeras fases hasta la fase 4 que coincide con el capítulo de Resultados del TFG (Figura 15).

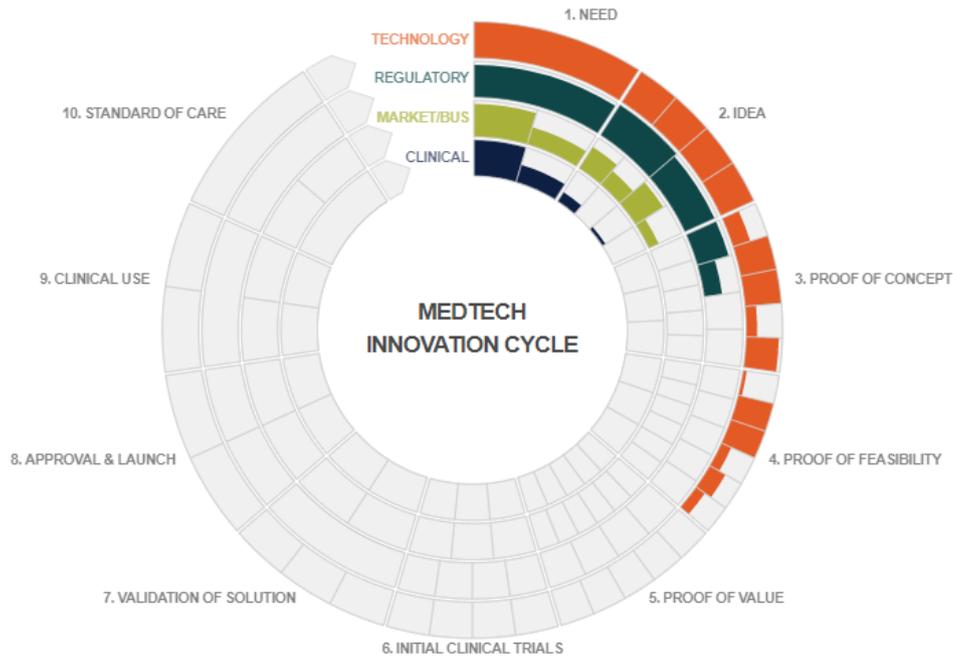


Figura 15. Diagrama GAITS [20].

#### 4.3.1. INSTITUCIONES COLABORADORAS

##### ASOCIACIÓN NAVARRA DE PARKINSON

La Asociación Navarra de Parkinson (ANAPAR) es una entidad sin ánimo de lucro ubicada en Pamplona que colabora con DARWIN Biomedical desde principios del año 2019.

ANAPAR tiene en su registro a más cincuenta pacientes de Parkinson de los cuales veinte accedieron a participar voluntariamente en las pruebas clínicas con el andador. La organización prepara un horario para trabajar con los usuarios en ventanas de veinte minutos, dos días a la semana. Debido a la variabilidad entre los pacientes, se decide aplicar la metodología de desarrollo de producto conocida como *Persona Method* [21]. Este es un método basado en la creación de perfiles de usuario que se utiliza por ejemplo para las páginas webs. El enfoque de DARWIN se fundamenta en la búsqueda de patrones comunes y diferencias entre los usuarios para desarrollar un prototipo que se adapte a las necesidades reales de los pacientes. La recogida de datos de los usuarios se lleva a cabo a través de tres medios: cuestionarios a los pacientes y profesionales, observación y parámetros extraídos de las señales medidas.

##### THE GERIATRIE HEALTH CARE CENTERS OF THE CITY OF GRAZ

Como parte del proyecto europeo I-CARE-SMART [22], El Instituto Geriátrico de la ciudad de Graz (GGZ) ofrece una plataforma de trabajo para proyectos de innovación social con personas mayores y profesionales del sector de la salud. Además, brinda la oportunidad de hacer uso de sus instalaciones en la ciudad de Graz para hacer pruebas con usuarios, *workshops*, *living-lab testing* y gran variedad de actividades centradas en la co-creación.

Con motivo de la participación y consecución del primer premio en el concurso *Human Technology Cluster Styria* [23], la empresa DARWIN se desplazó a Graz para utilizar los recursos ofrecidos por GGZ.

Durante las primeras semanas colaborando con GGZ, se hicieron sesiones de *shadowing* con potenciales usuarios que ayudaron a fijar ciertos requisitos de funcionamiento del andador. La metodología de recopilación de información empleada se puede encontrar en el Anexo D.

#### 4.4. MEDIDA DE LA INCLINACIÓN

El primer subsistema de captación, adquisición y procesado de señal pretende medir la inclinación del andador respecto al suelo. Para dicha implementación se usa un acelerómetro, un ADC y un procesador embebido.

##### 4.4.1. ACELERÓMETRO

El acelerómetro que se utiliza es el modelo comercial *ADXL335* [24] fabricado por *Sparkfun Electronics*®. La elección de este componente se basa en el precio (componente de bajo coste), su tamaño y sus especificaciones técnicas. Revisando la literatura [25], su uso en aplicaciones similares está bastante extendido. Se trata de un acelerómetro de tres ejes cuyas especificaciones técnicas están recogidas en la Tabla 1.

Características generales	Valores		
Peso	0.03 kg		
Dimensiones	4 mm × 4 mm × 1.45 mm		
Características eléctricas	Min	Typ	Max
Voltaje de alimentación	1.8 V		3.6 V
Sensibilidad	270 mV/g	300 mV/g	330 mV/g
Ancho de banda eje Z		550 Hz	
Ancho de banda ejes X e Y		1600 Hz	
Cero g offset / bias level eje Z	1.2 V	1.5 V	1.8 V
Cero g offset/ bias level ejes X e Y	1.35 V	1.5 V	1.65V

Tabla 1. Especificaciones técnicas del ADXL335.

El montaje del acelerómetro se realiza sobre una tarjeta PCB mediante un proceso de insulado (ver Figura 16). De este modo, se consigue reducir el tamaño de la electrónica a integrar en el andador y una mejor adaptación de las geometrías de cara al prototipo final.



Figura 16. Acelerómetro sobre la PCB. Reverso (a) y anverso (b).

##### 4.4.2. ADC

Los conversores analógicos-digitales son dispositivos que discretizan una señal analógica. El parámetro más importante de estos componentes es su resolución. Este valor viene dado por el cociente del rango de voltaje entre el número de niveles. Según la aplicación, necesitaremos mayor o menor resolución.

En este trabajo, se ha usado el ADC ADS1015 [26] de 12 bits (ver Figura 17) ya que no se esperan altos niveles de ruido y una alta precisión no es necesaria.

El ADS1015 cuenta con cuatro canales numerados desde A0 hasta A3. El resto de las especificaciones las podemos encontrar en la Tabla 2.

Características generales	Valores		
Número de canales	4		
Dimensiones	2mm × 1,5mm × 0,4mm		
Protocolo de comunicación	I2C		
Características de operación	Min.	Typ.	Max.
Voltaje de alimentación	2.0 V	5.0 V	5.5 V
Resolución	12 bits		
Tasa de datos		128,250,490,920,1600,2400 SPS	
Voltaje de entrada	GND V		VDD V

Tabla 2. Especificaciones técnicas ADS1015.

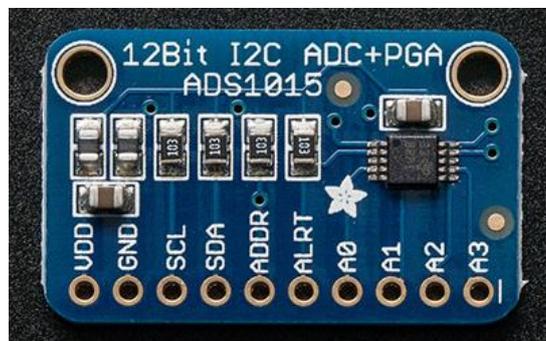


Figura 17. ADS1015.

#### 4.4.3. CONTROLADOR EMBEBIDO

Raspberry es una marca comercial creada en Reino Unido que fabrica diferentes tipos de microprocesadores y electrónica en general. Para este trabajo se ha utilizado la Raspberry Pi 4 [27]. Se eligió por su gran capacidad de procesado, su flexibilidad, su pequeño tamaño y su precio.

A continuación, se pueden ver el esquema de los puertos de entrada y salida (Figura 18); y sus especificaciones (Tabla 3).

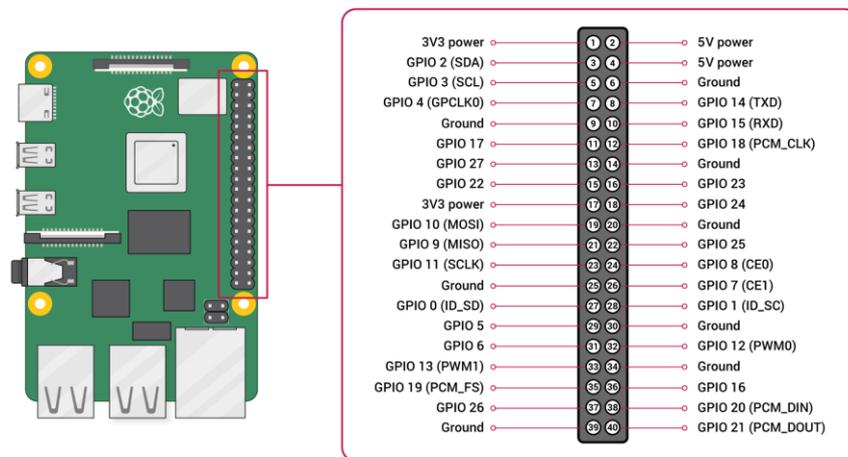


Figura 18. GPIO Raspberry Pi 4.

Características generales	Valores
Capacidad	3,5,10, 20,25,30,50 (Aluminio)
Dimensiones	80 mm × 12.7 mm × 12.7 mm
Características eléctricas	
Voltaje de alimentación	5-10 V
Voltaje de salida	1.0 ± 0.15 mV/V
Resistencia de entrada	1000 ± 15 Ω
Resistencia de salida	1000 ± 10 Ω

Tabla 3. Especificaciones técnicas Raspberry Pi 4.

#### 4.4.4. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

El acelerómetro proporciona una señal analógica que debe ser discretizada para el posterior procesamiento de los datos. Como consecuencia, las salidas analógicas (x, y, z) del acelerómetro se conectan a los canales del ADC.

A continuación, se conectan los pines SDA y SCL del ADC a la Raspberry estableciéndose una comunicación mediante el protocolo I2C por software para la lectura de los datos. Este protocolo permite la comunicación simultánea de varios dispositivos controlada por un dispositivo maestro, utilizando solo dos cables. En el Anexo C, se puede encontrar el código de la implementación del protocolo I2C entre el ADC y la Raspberry.

Podemos ver las conexiones mencionadas en la Figura 19, realizada con el software gratuito *Fritzing*®.

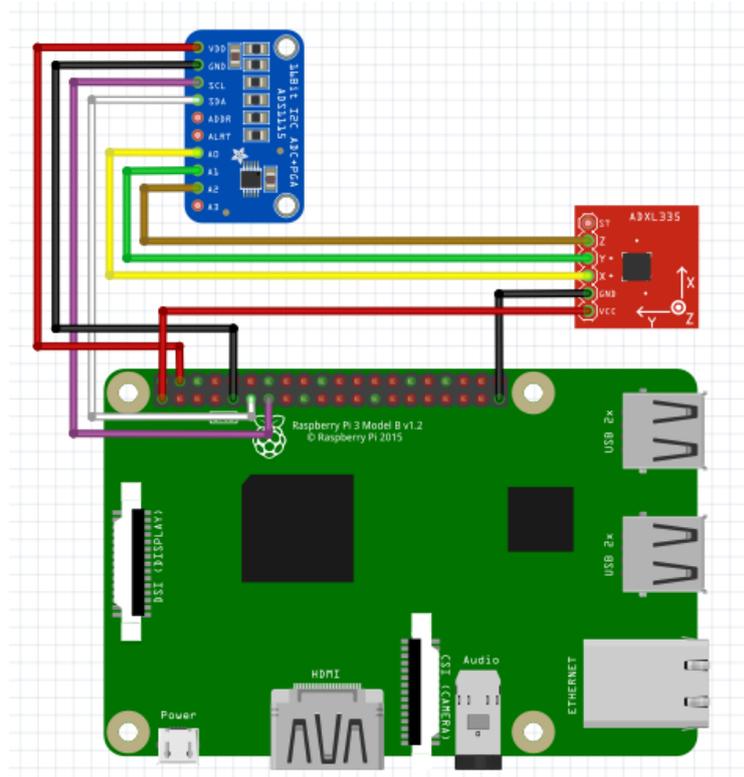


Figura 19. Esquemático del montaje para el acelerómetro.

#### 4.4.5. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

Para el procesamiento de esta señal se propone el entorno de programación *Thonny* de la Raspberry usando el lenguaje Python. Python es muy versátil por lo que se usa en numerosas aplicaciones. En particular, las librerías que incluye facilitan la manera en la que se desea procesar los datos en este TFG. Las clases y métodos generados para este trabajo se recogen en el Anexo C, aunque se explican las partes más relevantes del funcionamiento del código en sus respectivas secciones.

Para entender los algoritmos del cálculo de la inclinación debemos conocer la posición del acelerómetro en el andador. En base a la colocación mostrada en la figura 20, el ángulo que forma el andador con el plano del suelo equivale al que forma el plano YZ del acelerómetro con el suelo. Este es el ángulo buscado que denominaremos  $\theta$ .

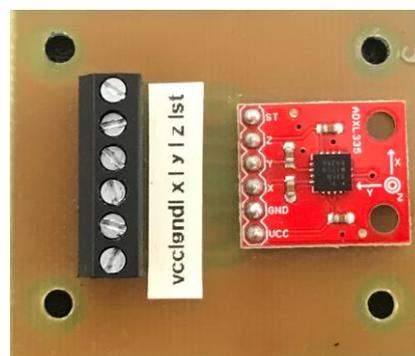


Figura 20. Posición del acelerómetro en el andador.

Bajo la hipótesis de que la aceleración de la gravedad que experimenta el andador es razonablemente mayor que las aceleraciones lineales en otras direcciones, se calcula el valor de  $\theta$  con las señales procedentes de los ejes Z y X del acelerómetro con la Ecuación 1. Esta ecuación se obtiene de la relación trigonométrica que se deduce de la Figura 21.

$$\theta = \tan^{-1} \frac{z'}{x'}$$

Ecuación 1. Ángulo de inclinación.

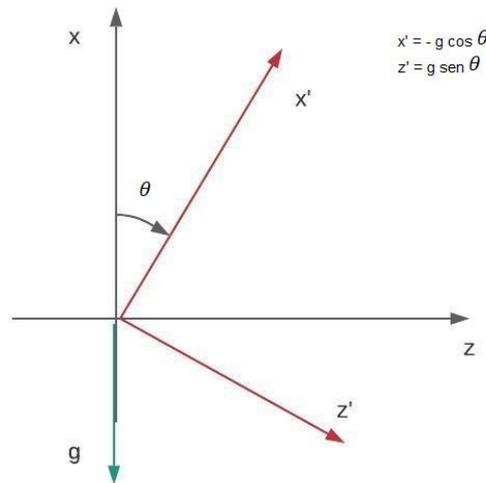


Figura 21. Ejes del acelerómetro.

En el código de la clase *Accelerometer* del Anexo C se implementan las funciones implicadas en el cálculo de la inclinación. Además, se incluye una función de suavizado para evitar cambios bruscos en los valores.

En primer lugar, la función *get\_angle* calcula el arco tangente de las variables que guardan los valores de los ejes X y Z. Para ello, se utiliza la función *atan* de la librería *math*. Cabe destacar, que antes de este cálculo las variables de los ejes se mapean con la función *valmap*. Posteriormente, la función *get\_attitude* mapea el valor de  $\theta$  a ángulos de inclinación negativos en subida y positivos en bajada; siendo el cero el ángulo de inclinación nula.

La función *smooth\_attitude* sirve para suavizar la curva de inclinación frente a tiempo. El código compara el valor previo y el actual de  $\theta$ . Tanto si el ángulo se está incrementando como decrementando, el ángulo previo se actualiza sumando o restando, respectivamente, un valor constante en ambos casos. De este modo se consigue variaciones menos bruscas. En la Figura 22.b, observamos el resultado del suavizado sobre una medida con cambios bruscos de ángulo (ver Figura 22.a).

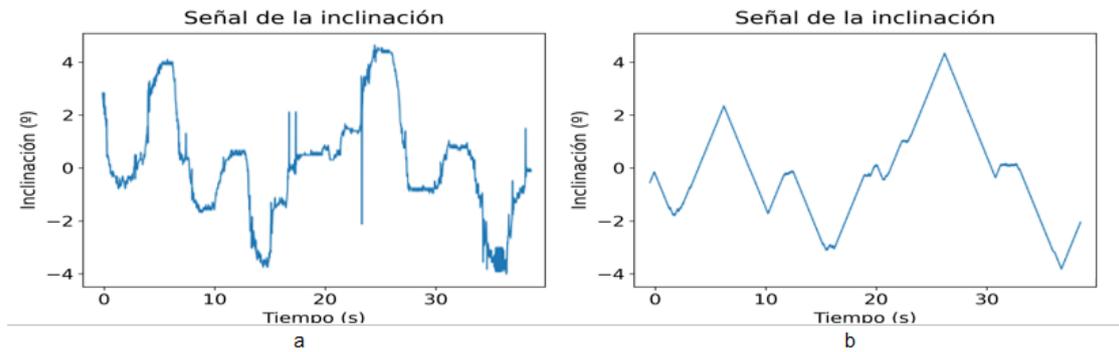


Figura 22. Señal de inclinación antes (a) y después (b) del suavizado.

## 4.5. MEDIDA DE LA INTERACCIÓN CON LOS AGARRES

El segundo sistema comprende dos sensores (izquierdo y derecho) diseñados con *Velostat*® junto a sus respectivos sistemas de adquisición que confluyen en la Raspberry para el procesado.

### 4.5.1. VELOSTAT

El *Velostat* #1361® [28] es un material piezorresistivo comercial muy útil para prototipar y de bajo coste. Algunos autores [29] lo han usado como sensor de presión basado en su respuesta eléctrica ante las deformaciones. En este trabajo se usa este mismo enfoque para el diseño de los sensores de los agarres del andador.

Sus especificaciones se recogen en la Tabla 4.

Características generales	Valores
Peso	18.66 g
Dimensiones	280 mm × 280 mm × 0.1 mm
Características eléctricas	
Sensibilidad de volumen	< 500 ohm/cm <sup>3</sup>
Sensibilidad de superficie	<31 000 ohm/cm <sup>2</sup>

Tabla 4. Especificaciones técnicas de *Velostat*#1361®.

Para la fabricación también se usó una cinta adhesiva de cobre conductor y una funda de plástico (Figura 23).



Figura 23. *Velostat* y cinta de cobre conductor adhesiva.

#### 4.5.2. DISEÑO DEL SENSOR

Los puntos determinantes en el diseño fueron la geometría del agarre, la ergonomía y la simplicidad.

Para el desarrollo se siguieron tres simples pasos:

- Toma de medidas. Se midieron las dimensiones de los agarres.
- Fabricación del sensor. Se recortaron dos rectángulos del material con las dimensiones medidas y se forzó el contacto entre las caras exteriores con cinta adhesiva de cobre conductor. Después, se envuelve el conjunto en plástico protector y se sella.
- Contactos eléctricos. Para finalizar, se soldaron dos terminales a cada una de las cintas de cobre que sobresalen.

La distribución de capas del sensor se puede ver en la Figura 24.



Figura 24. Distribución de capas del sensor.

#### 4.5.3. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

En la adquisición de la señal del sensor casero además de la discretización de la señal analógica, se requiere un circuito previo para medir correctamente la magnitud de interés.

Para medir el voltaje que cae en el sensor en función de la deformación aplicada, se construye un divisor de voltaje. La Ecuación 2 corresponde a la fórmula del divisor donde el término  $V_{dd}$  corresponde a la tensión de alimentación,  $R$  a la resistencia de  $47\text{ k}\Omega$  y  $R(\xi)$  al sensor. La elección de  $R$  se basa en ajustar el voltaje de salida a valores del orden de magnitud cercanos al rango de funcionamiento del ADC.

$$V_s = V_{dd} \frac{R}{R + R(\xi)}$$

Ecuación 2. Divisor de tensión.

Para registrar la señal y posteriormente procesarla, se conectan los terminales  $V_{DD}$ ,  $V_s$  y  $GND$  de la Figura 25 al ADC ADS1015. La conexión entre el ADS 1015 y el divisor de tensión se muestra en la Figura 25, usando el canal A0 para leer los datos del sensor derecho y A1 para el sensor izquierdo. Con la señal ya digitalizada los datos se transmiten por las conexiones SDA y SCL del I2C entre el ADC y la Raspberry.

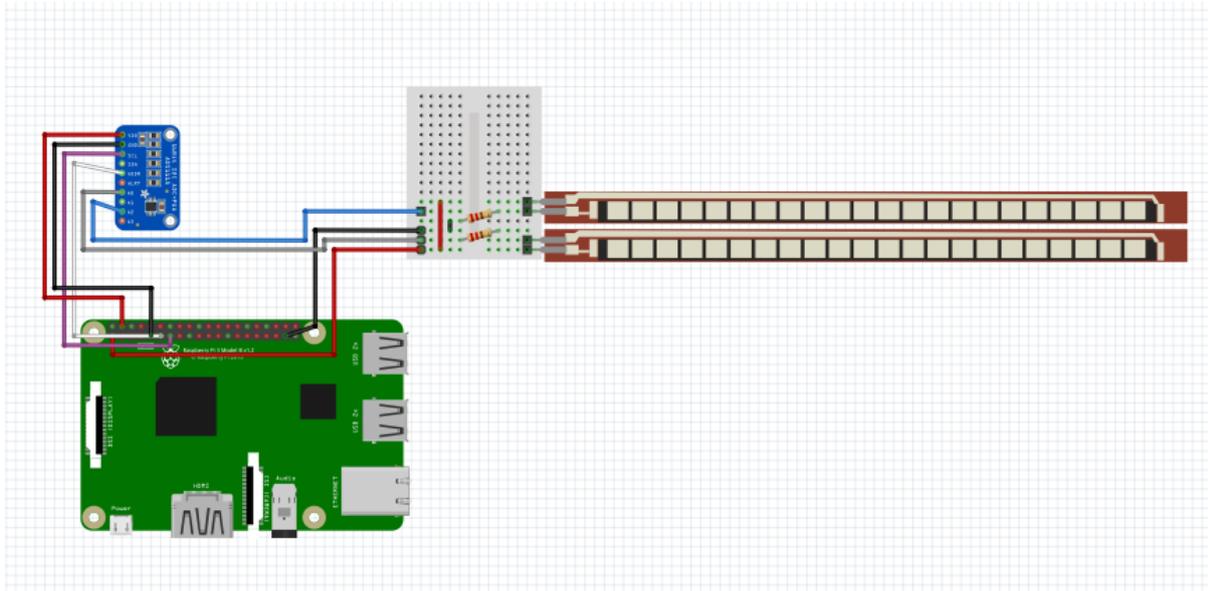


Figura 25. Montaje del sensor y divisor de voltaje.

#### 4.5.4. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

El procesado de la señal original pretende devolver una señal de pulsos que valga uno si el usuario está agarrado al andador y cero de lo contrario.

La función *read* de la clase *gripSensor* (Anexo C) fija una frecuencia de muestreo y recoge muestras en ventanas de tiempo fijas. Estas ventanas se umbralizan con un valor fijo dando lugar a un array de unos y ceros en función de si han superado o no el umbral. Para fijar de forma definitiva el uno, se suman los valores y se aplica un margen del 80% por cada ventana.

En la Figura 26 se representa, en azul, la señal obtenida desde el sensor tras pasar por el ADC y ser digitalizada. El umbral aplicado es la línea morada horizontal y la señal umbralizada es la roja de trazos discontinuos.

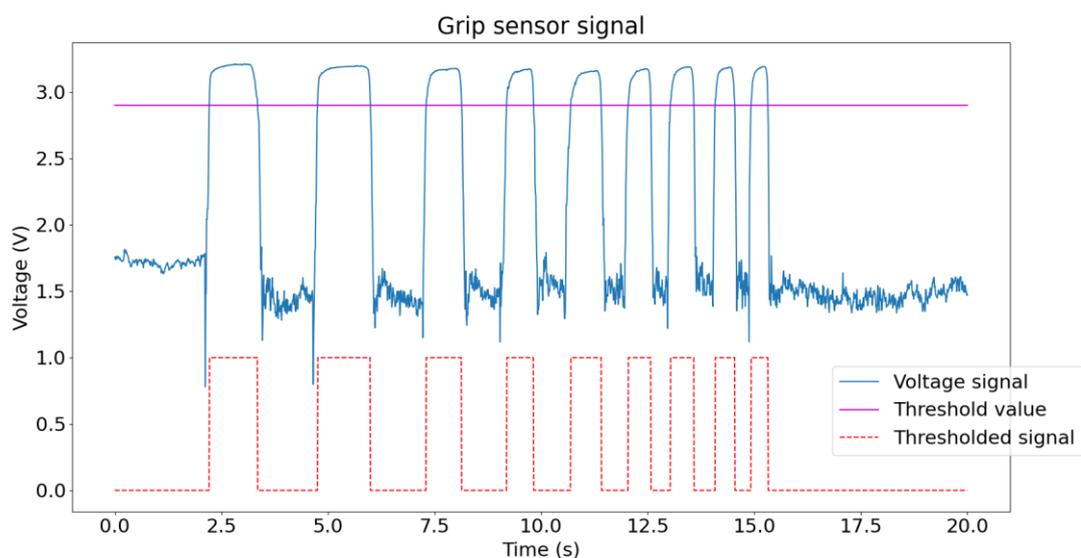


Figura 26. Señales registradas del sensor del agarre izquierdo. El eje de ordenadas de la señal umbralizada (en rojo) no corresponde con niveles de voltaje sino con estados lógicos (1 y 0).

## 4.6. MEDIDA DE LA VELOCIDAD ANGULAR DE LA RUEDA

El tercer y último sistema se compone de un sensor de efecto Hall incorporado en la rueda, el circuito de adquisición correspondiente y la Raspberry.

### 4.6.1. SENSOR DE EFECTO HALL

Para la medición de la velocidad angular de las ruedas se utilizan los sensores de efecto hall integrados en las ruedas del Hoverboard comercial [30].

Se logra encontrar la referencia de los sensores Hall de la rueda al desmontarla (Figura 27). En su interior hay tres sensores de efecto Hall SS43F [31], cuyas características se encuentran en la tabla 5.

Características generales	Valores
Rango de temperaturas	-40 a 105 °
Dimensiones	13.5 mm x 4 mm x 1.48 mm
Características eléctricas	
Sensibilidad	2.5 mV/ Gauss
Vcc	5 – 24 V

Tabla 5. Especificaciones del sensor de efecto hall SS43F.

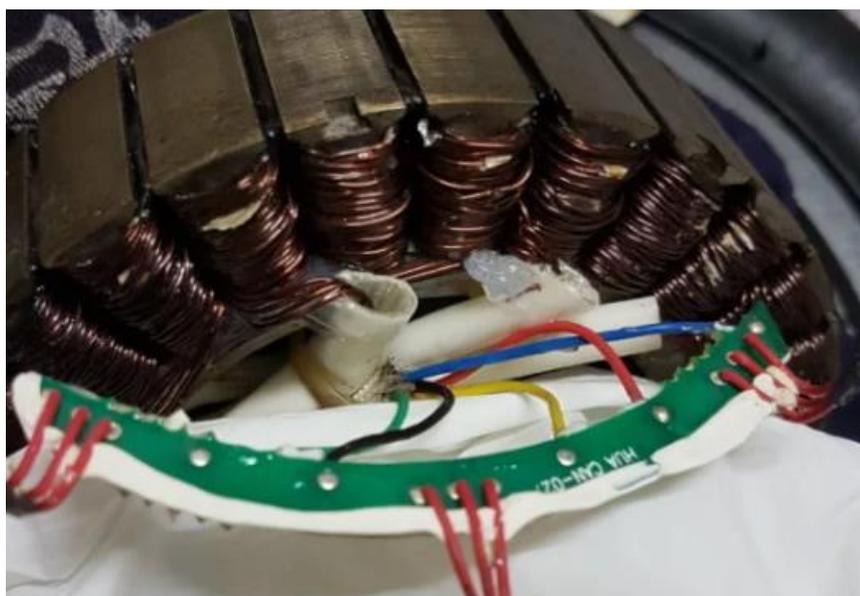


Figura 27. Rueda del Hoverboard desmontada.

### 4.6.2. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL

En esta implementación se utiliza un solo sensor de efecto hall de los tres disponibles ya que la señal en los otros dos es la misma pero retrasada un cierto tiempo.

Usando el chip integrado TL072ACP [32], se conectó la salida del sensor a la entrada no inversora del amplificador diferencial y se creó un circuito con realimentación negativa cuya ganancia viene dada por la Ecuación 3 de un amplificador no inversor ideal:

$$G = 1 + \frac{R4}{R3}$$

Ecuación 3. Ganancia de amplificador no inversor ideal.

Con el montaje de la Figura 28, se consigue aislar las impedancias a ambos lados del circuito. La elección de las resistencias se basa en intentar conseguir la ganancia unidad, eligiendo finalmente unos valores de resistencia de  $R3 = 1\text{ M}\Omega$  y  $R4 = 1\text{ K}\Omega$ .

En este caso, como las señales que leemos del sensor de efecto hall son pulsos digitales, no se requiere el uso de convertidores analógico-digitales. Sin embargo, debido a los niveles de tensión de lectura de la Raspberry (3.3V) es necesario construir un divisor de tensión para adecuar la señal. La ecuación del divisor está en el apartado del sensor de agarres. Los valores que usamos ahora son:  $R1 = 20\text{ K}\Omega$  y  $R2 = 30\text{ K}\Omega$ . Con estos valores conseguimos un valor de tensión legible para la Raspberry.

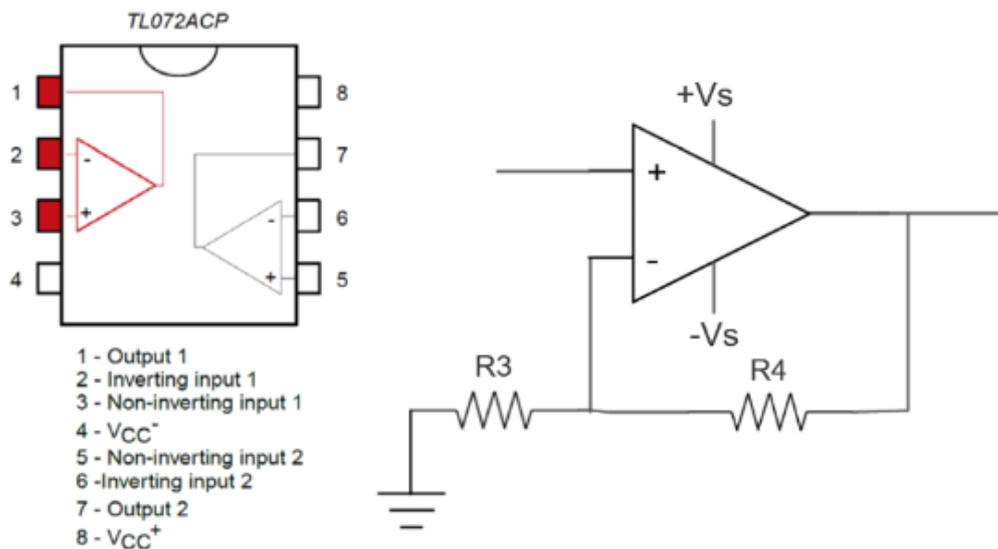


Figura 28. Amplificador no inversor usando TL072ACP.

El montaje final para la lectura de las señales de los sensores de efecto Hall se puede ver en la Figura 29. A la izquierda de la figura, encontramos el módulo del seguidor de voltaje ya presentado con su respectiva alimentación; y a la derecha, el divisor de tensión cuya salida se conecta a un pin de entrada digital de la Raspberry.

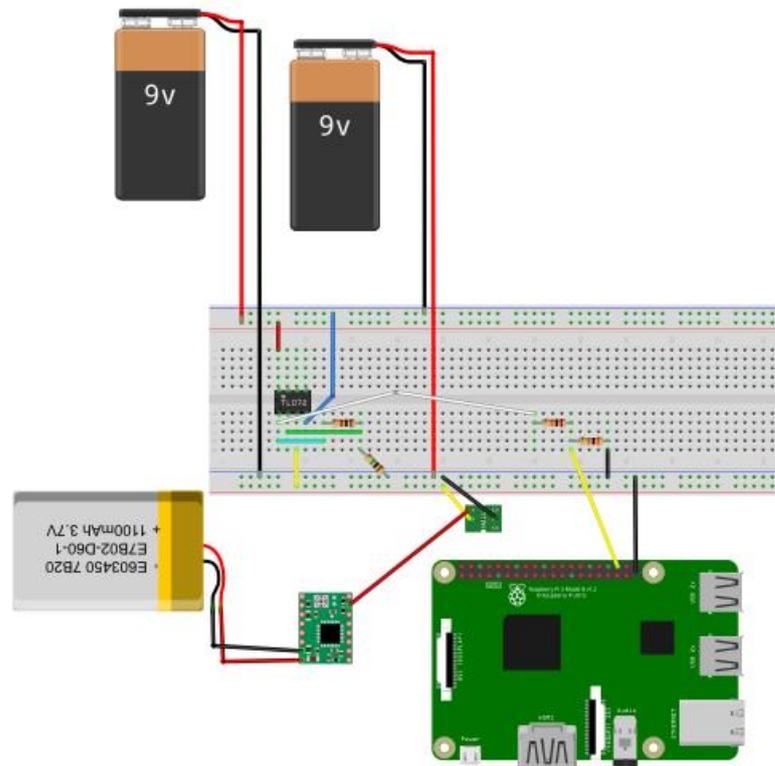


Figura 29. Montaje final del sensor de efecto hall.

#### 4.6.3. PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

Para entender cómo se puede obtener la velocidad angular de la rueda a través de los sensores de efecto Hall, se recurre a la literatura [33]. El sensor de efecto hall mide las fluctuaciones del campo magnético que se generan con motivo del giro de la rueda. La salida del sensor es una señal de pulsos cuyo ciclo de trabajo varía en función de la velocidad.

La Ecuación 4 nos permite conocer la velocidad angular donde T es el tiempo transcurrido entre flancos de subida de la señal medida. Por tanto, conociendo T podemos calcular la velocidad angular de la rueda.

$$\omega = \frac{12^\circ}{T} \frac{\pi}{180^\circ} = \frac{0,209 \text{ rad}}{T}$$

Ecuación 4. Fórmula para calcular la velocidad angular.

El código implementado en Python para detectar los flancos y calcular la velocidad se encuentra en la clase Hall dentro del Anexo C. Este código utiliza interrupciones externas para autorizar el cálculo de la velocidad. El diagrama de estados de la Figura 30 muestra el manejo de las interrupciones [33]:

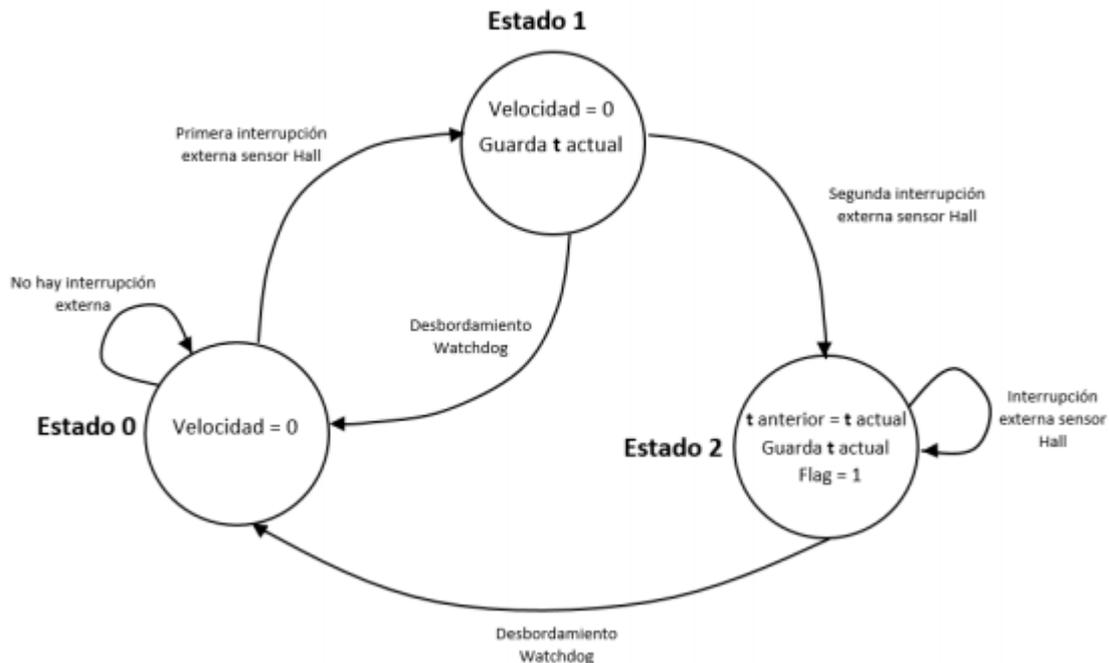


Figura 30. Diagrama de estados para el manejo de interrupciones del sensor de efecto Hall [33].

Para detectar las interrupciones provenientes del sensor Hall se utiliza la función `add_event_detect` de la librería RPi.GPIO. Además, se usa un *timer* como *watchdog* para detectar cuando la rueda está parada o se está moviendo muy lento. Con estas dos herramientas podemos definir los tres estados y sus interacciones.

- Estado 0: Parado o velocidad muy lenta.  
Se llega por el desbordamiento del *timer*. El *watchdog* está ligado a una ISR que fija la velocidad a 0 cuando el temporizador ha llegado a contar hasta 1 segundo sin que haya habido interrupciones externas.
- Estado 1: Primer flanco.  
Se llega cuando se detecta la primera interrupción y se guarda el instante de tiempo en el que ocurre.
- Estado 2: Cálculo de la velocidad angular.  
Se llega desde el estado 1 si ocurre otra interrupción externa y se mantiene mientras no se desborde el *timer*. Por último, calcula la velocidad con la Ecuación 4.

## 4.7. INTERFAZ PARA LA VISUALIZACIÓN

Como herramienta de ayuda en el estudio de la señales y parámetros en tiempo real, se propone una simple interfaz gráfica para usar en una Tablet Android que se comunica con la Raspberry por una aplicación de telemetría.

### 4.7.1. DISEÑO DE LA INTERFAZ GRÁFICA

Para este desarrollo, se realiza una búsqueda sobre las principales librerías de Python utilizadas para crear interfaces de usuario. Después de evaluar diferentes opciones, la opción que resultó más conveniente fue la librería *Tkinter*. Esta elección se sustenta en su facilidad de uso y simplicidad.

Dado que esta herramienta se basa en la creación ventanas sucesivas, es necesario definir un orden en estas. A su vez, cada ventana se compone de widgets jerarquizados por lo que también hay que fijar el contenido y la geometría de estos.

Se optó por un modelo de interfaz sencilla que cumpliera los requerimientos mínimos.

En primer lugar, se creó un menú principal (ver Figura 31) compuesto por dos widgets uno para grabar las variables y otro de visualizar las señales ya guardadas.



Figura 31. Menú principal de la interfaz gráfica.

Para crear el menú secundario se introduce la librería *pygame*. Esta librería está enfocada al desarrollo de videojuegos en lenguaje Python por lo que tiene muchas funciones de visualización con un fácil manejo. En la Figura 32, vemos una captura de pantalla del menú con todos los parámetros y su valor en un determinado momento.

La interfaz presenta los parámetros en tiempo real de forma simultánea. Este modo de funcionamiento requiere el uso de programación concurrente. Se trabaja con la librería *threading* que permite crear diferentes hebras para cada parámetro a mostrar por pantalla.



Figura 32. Ventana para el display implementada con *pygame*.

---

#### 4.7.2. COMUNICACIÓN CON LA TABLET

Para el control remoto de la Raspberry y, por ende, de la interfaz gráfica desde la Tablet, se recurre a la aplicación Microsoft Remote Desktop®.

Esta aplicación establece un protocolo SSH que permite el control remoto mediante Wi-Fi. Para ello, se debe conectar ambos dispositivos a la misma red Wi-Fi.

## 5. RESULTADOS

A lo largo de este capítulo, se recopila la implementación final de la sensórica sobre el andador y los resultados obtenidos en las pruebas realizadas. Además, se resaltan alguno de los problemas encontrados durante los primeros análisis de señal junto con su resolución.

### 5.1. MEDIDA DE LA INCLINACIÓN

En la Figura 33, podemos ver la señal registrada por el acelerómetro tras el procesamiento realizado en la Raspberry. Se representa el ángulo de inclinación del andador frente al tiempo.

Como se puede apreciar, la señal presenta altos niveles de contaminación por ruido, que no permiten diferenciar los cambios en la inclinación a lo largo del tiempo. En consecuencia, es necesario eliminarlo para tener una señal de calidad para el control de los motores de las ruedas.

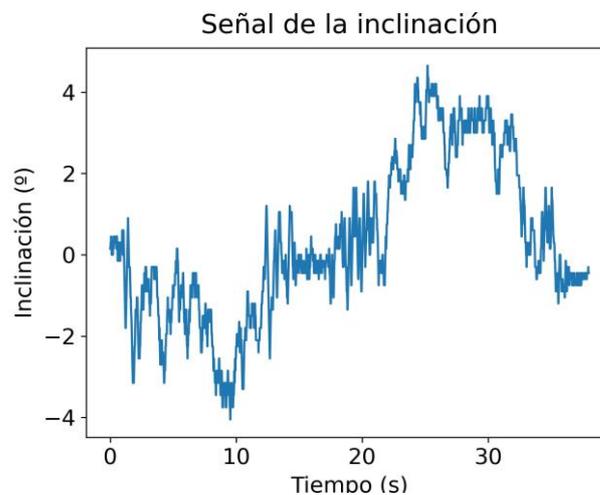


Figura 33. Señal de la inclinación del andador durante la prueba.

El primer paso para filtrar la señal fue el cálculo de su espectro. Se utilizó la transformada de Fourier de tiempo discreto del programa Matlab® para este propósito. A pesar de que esta transformada tiene una gran varianza, es suficiente para una primera aproximación de los niveles de potencia de la señal en las distintas frecuencias.

Como vemos en la Figura 34, el ruido está distribuido uniformemente en todas las frecuencias. Sin embargo, la información de interés se encuentra en las frecuencias bajas en torno a los pocos Hz. Por ello, se decide aplicar un filtro de paso bajo.

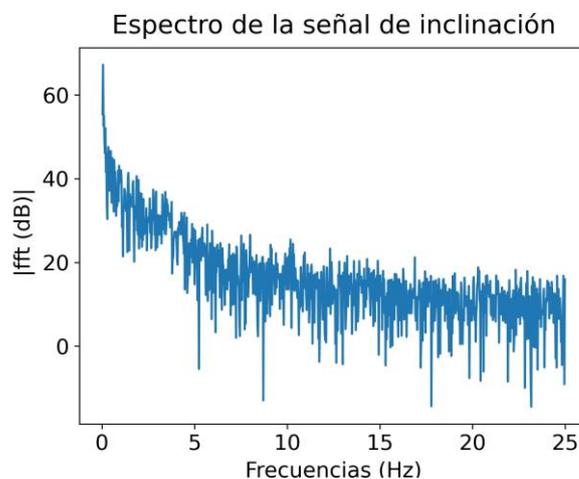


Figura 34. Espectro de la señal de la figura 35.

Revisando la literatura [34], se encontraron muchos tipos de filtros que se resuelven el problema. No obstante, los filtros definidos en el dominio del tiempo, como el caso del filtro derivativo, se descartaron optando por los filtros definidos en el dominio de la frecuencia que poseen una función de transferencia más abrupta.

Se seleccionó la opción del filtro Butterworth de paso bajo de orden 6 con frecuencia de corte igual a 0.25 Hz. En la Figura 35, vemos el resultado de aplicar el filtro a la señal original. El filtro es elegido porque a pesar de causar un notable desfase de la señal de salida, elimina razonablemente el ruido.

Existe un balance entre el retardo y el suavizado al variar el orden del filtro. Cuando se aumenta el orden, se suavizan los picos de ruido, pero se retarda más la señal. En cambio, al disminuirlo, se reduce el retardo, pero aparecen más picos espúreos.

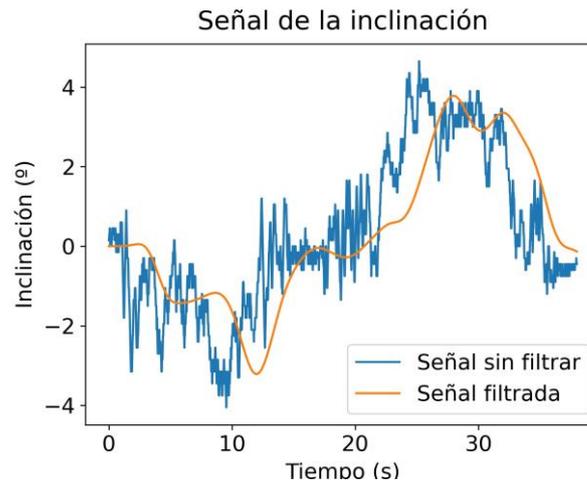


Figura 35. Señal de la figura 35 sin filtrar y filtrada con un filtro Butterworth.

## 5.2. MEDIDA DE LOS AGARRES

Las medidas del estado de los agarres izquierdo y derecho se encuentran en la Figura 36.a y 36.b; respectivamente. Como podemos comprobar, la señal del sensor izquierdo oscila entre los dos estados, especialmente en el segundo tramo de activación. Este error se debe a la fijación de un umbral poco robusto para la detección del agarre izquierdo.

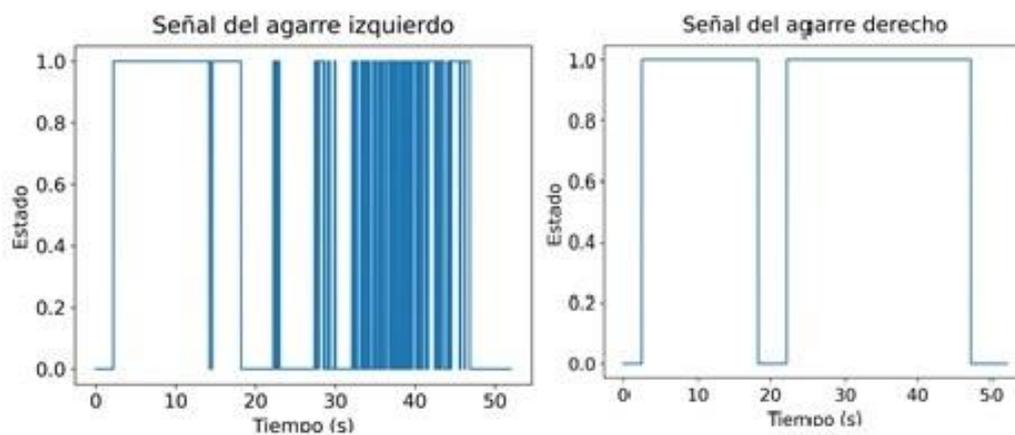


Figura 36. Señal del estado del agarre izquierdo (a) y derecho (b).

Una solución temporal al problema es adaptar el umbral del sensor izquierdo a un valor menor. Los resultados tras la corrección se pueden ver en la Figura 37. Sin embargo, se debe buscar una solución en la que el procesamiento no dependa del diseño del sensor, es decir, un diseño más reproducible. También se propone una calibración inicial por software con la que fijar el umbral óptimo.

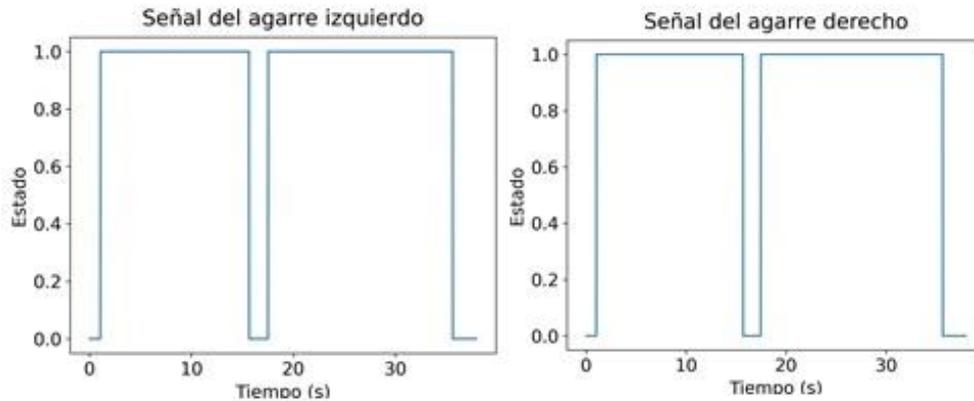


Figura 37. Señal del estado del agarre izquierdo (a) y derecho (b) con la corrección del umbral.

### 5.3. MEDIDA DE LA VELOCIDAD ANGULAR

En la señal de la velocidad angular (Figura 38), como ocurre con la señal de la inclinación, el ruido enmascara la información de la señal. A pesar de poder detectar las paradas del andador con cierta facilidad, se decide filtrar para obtener una señal de más calidad con vistas a futuras implementaciones que requieren un control más fino de la velocidad de las ruedas.

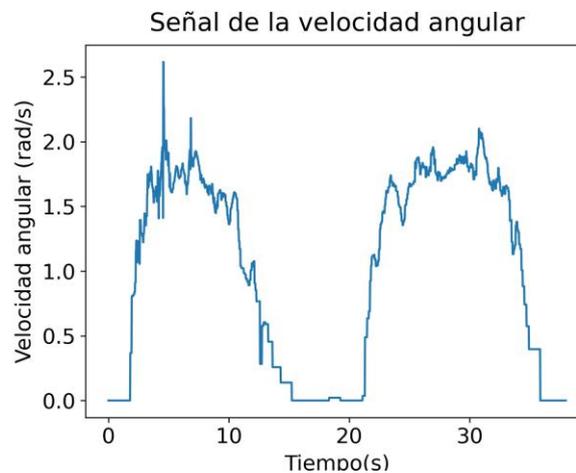


Figura 38. Señal de la velocidad angular.

La señal se filtra siguiendo la metodología descrita en el apartado 2 de la sección de Resultados: identificación del tipo de ruido, elección del filtro y aplicación del filtro a la señal original.

De nuevo, se calcula el espectro de la señal para identificar la naturaleza del ruido. El espectro obtenido es muy similar al de Figura 34, es decir, presenta ruido blanco.

Siguiendo el mismo razonamiento que en el caso de la señal de inclinación, se filtra la señal con un filtro de tipo Butterworth de orden 6. La frecuencia de corte se fija en 0.5 Hz que da lugar a un buen filtrado como muestra la Figura 39.

El retardo de la señal de salida del filtro vuelve a aparecer como era de esperar ya que el filtro usado es del mismo tipo.

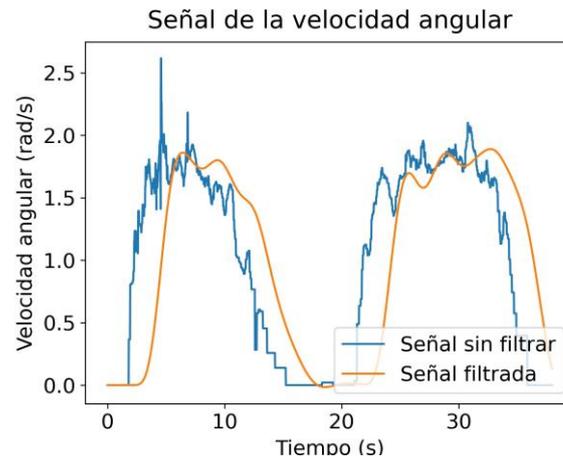


Figura 39. Señal de la velocidad angular sin filtrar y filtrada.

## 5.4. RESULTADOS DEL SISTEMA COMPLETO

Para realizar las pruebas finales con un primer prototipo de andador, se integra la electrónica desarrollada en la estructura.

Sobre la placa de madera de la Figura 40 se fija el acelerómetro en la parte superior, la Raspberry en la parte inferior, los ADC en el lado izquierdo y los divisores de tensión de los circuitos de adquisición de los agarres en el lado derecho. Con todos estos componentes fijos sobre la placa, se coloca en posición vertical debajo del asiento del andador. La posición viene impuesta por la restricción de posición del acelerómetro para medir correctamente la inclinación (Sección 4.5 del bloque de Desarrollo). Además, en esta posición no incomoda la marcha del usuario.

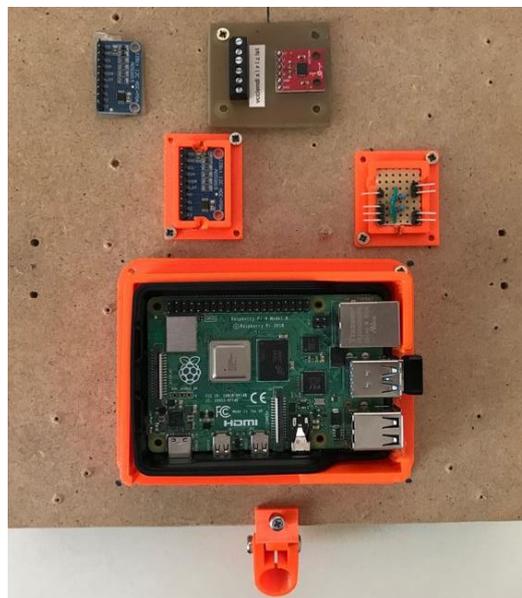


Figura 40. Placa de madera situada debajo del asiento del andador.

Sobre el asiento, se despliega el resto de la electrónica del trabajo. Como se observa en la Figura 41, tenemos el circuito acondicionador de señal del sensor de efecto Hall descrito en la sección 6.2 del bloque de Desarrollo. El principal inconveniente del despliegue es el bloqueo del asiento y de la funcionalidad de plegado que posee el andador.

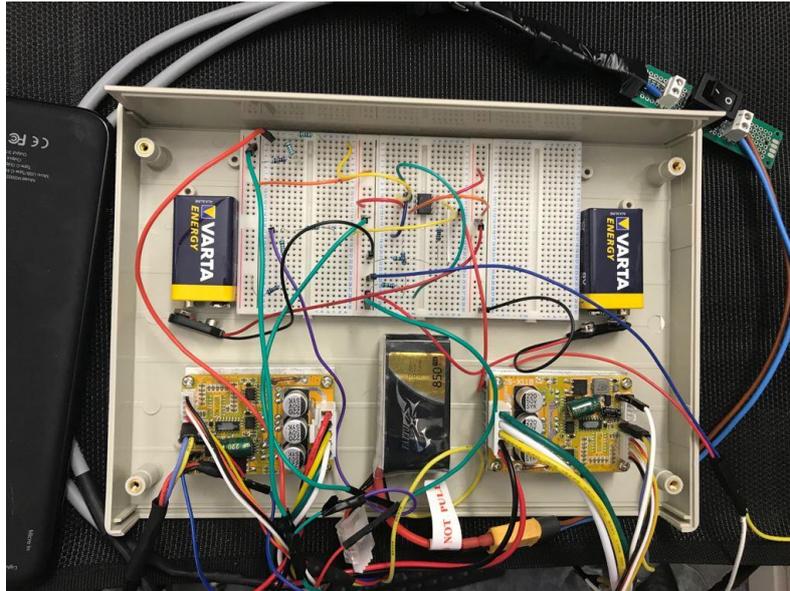


Figura 41. Electrónica sobre el asiento del andador.

Por último, la Figura 42 muestra los sensores de diseño propio de los agarres en su posición natural. A pesar de que el acabado final no cumple con los parámetros estéticos, el acoplo de los sensores no compromete la ergonomía del agarre. Además, se logra integrar el cableado en la estructura de manera razonable.



Figura 42. Sensores de los agarres.

En la Figura 43, vemos las fotos del estado final del andador con el que se realizan las pruebas definitivas del TFG. Todos los bloques se ven representados y las conexiones entre estos.



Figura 43. Electrónica sobre el andador.

Para realizar las pruebas de la sensórica, se elige una rampa de entrada a uno de los centros geriátricos de la ciudad de Graz (GGZ). La Figura 44 muestra una vista de la sección lateral de la rampa elegida.



Figura 44. Rampa de acceso.

Se selecciona este elemento de mobiliario urbano con el fin de evaluar, simultáneamente, el funcionamiento de todos los sensores. Además, durante las sesiones de *shadowing* fue un lugar de estudio de potenciales usuarios.

El recorrido realizado sobre la rampa se indica en la Figura 45. Este comienza en sentido ascendente, partiendo del reposo (Tramos 1 y 2). Cuando se alcance la parte superior (Tramo 3), el usuario deberá detenerse, soltar las manos y volver a agarrarse. Tras este tramo, se girará 180 ° y descenderá por la rampa (Tramo 4). Al llegar al suelo (Tramo 6), se detendrá de nuevo y se soltarán los agarres de manera definitiva.

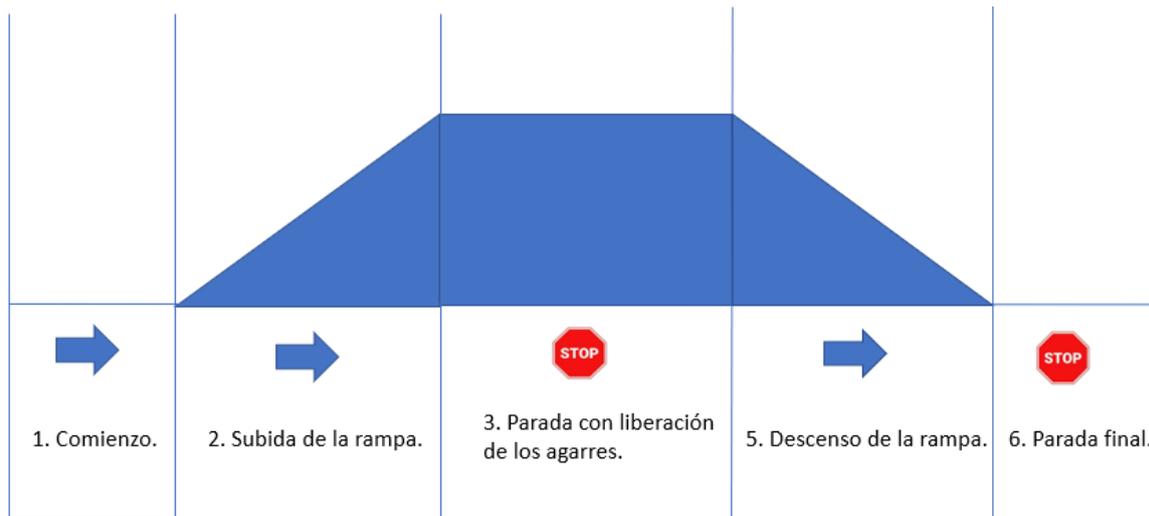


Figura 45. Diagrama del recorrido para las pruebas.

Los resultados finales que arroja la prueba se pueden ver en la Figura 46. Esta prueba se realiza con único sujeto porque la interacción con personas mayores está limitada debido a la situación de la pandemia en Austria. A pesar de ello, esta es una primera prueba de viabilidad del prototipo que no requiere exclusivamente potenciales usuarios.

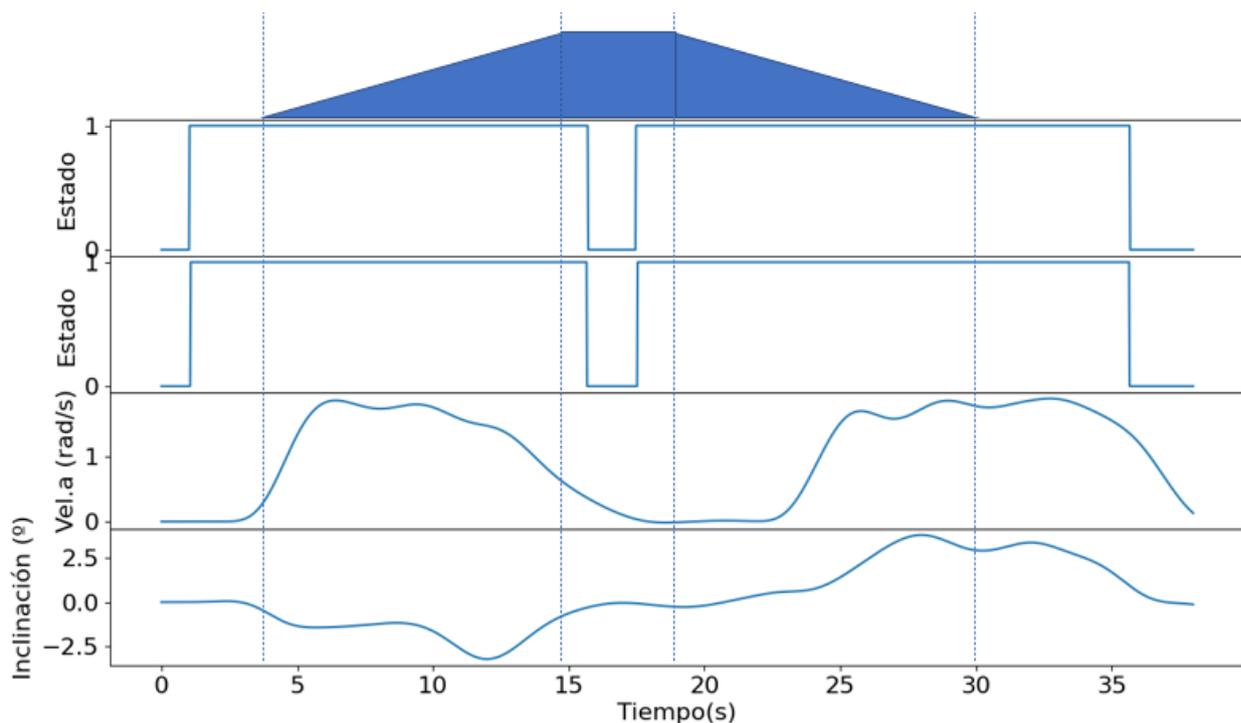


Figura 46. Señales de la prueba final en el circuito de la Figura 34.

La primera y la segunda señal representan el estado del agarre izquierdo y derecho, respectivamente. En el primer tramo, se activan ambos de forma sincronizada, pues el usuario agarra el andador con ambas manos al inicio del recorrido. Durante el tramo de subida, se mantienen activos cumpliendo con lo esperado. En la parte alta de la rampa, se suelta el andador y se vuelve a agarrar quedando registrado perfectamente por la señal. Lo mismo ocurre con el descenso y la liberación final de los agarres.

La señal de la velocidad angular corresponde con la tercera señal de la Figura 44. Los valles de la señal son los puntos de parada que deberían coincidir con los tramos 1,3 y 5. Sin embargo, debido al tipo de filtro utilizado (filtro de respuesta infinita), la señal está retrasada y no coinciden.

La última señal de la Figura es la señal de la inclinación. Esta señal está filtrada por otro filtro de respuesta infinita que de nuevo la retrasa en el tiempo. Por otro lado, los picos de la señal tanto en subida (negativos) como en bajada (positivos) se acercan de forma razonable al ángulo de máxima inclinación de la rampa ( $3^{\circ} 39'$ ).

De manera paralela al registro de las señales, se utiliza la Tablet de la Figura 47 con la interfaz desarrollada para monitorizar los valores de las distintas variables. Gracias a esta implementación, se logra obtener una herramienta de detección de errores en tiempo real.

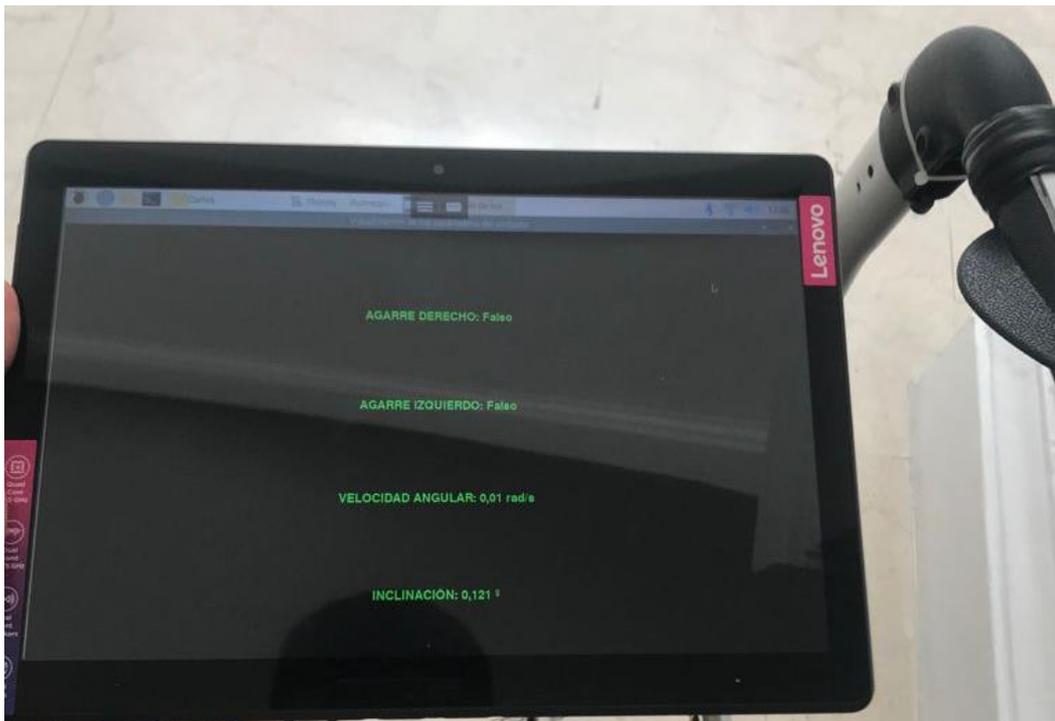


Figura 47. Interfaz gráfica en la Tablet.

#### 5.4.1. DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

Los sensores de los agarres han demostrado ser lo suficiente robustos midiendo la interacción entre el usuario y el andador durante la prueba. Sin embargo, se ha descubierto que su reproducibilidad es baja. A pesar de ello, se pueden implementar funciones de control basadas en el establecimiento del permiso de la marcha y obtener información de valor para posteriores análisis de caídas.

Las funcionalidades de medida de la inclinación han sido correctamente implementadas ofreciendo una monitorización de la inclinación de la superficie sobre la que circula el andador. Debido a que el control que se espera de las ruedas motorizadas será en tiempo real, el desfase de la señal de inclinación debe ser corregido antes de esta implementación.

La detección de la parada se ha logrado con éxito, pero, al igual que en el caso de la inclinación, requiere una corrección del desfase para un futuro control fino del láser encargado en la descongelación de la marcha.

En conclusión, gracias a los sistemas de captación y análisis de señal el andador es capaz de obtener información sobre el medio que le rodea, la velocidad que lleva y la interacción con el usuario.

## 6. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

### 6.1. CONCLUSIONES

Con este trabajo se pretendía diseñar e implementar los sistemas de captación y análisis de señal de un andador inteligente. De manera más específica, el objetivo era obtener determinadas señales útiles para el correcto funcionamiento de la electrónica de control del andador.

Con respecto a los componentes comerciales escogidos, todos ellos respondieron adecuadamente a la demanda. Cabe mencionar, que el acelerómetro comercial presenta importantes niveles de ruido que requieren un filtrado posterior.

Tanto los circuitos de adquisición diseñados como el procesamiento de señal propuesto funcionan de manera correcta, aunque son candidatos de mejoras sustanciales. Por un lado, se puede optimizar el tamaño de los circuitos creando una electrónica a medida. Por otro lado, en el software de procesamiento, algunas de las funciones y métodos podrían ser más eficientes.

El aspecto del montaje final no es el buscado pues la electrónica no se encuentra oculta dentro de la estructura del andador, pero mantiene una disposición que no dificulta su uso y permite realizar pruebas de viabilidad del prototipo. La prueba realizada en la Sección 5.4 es completa y permite obtener resultados de todos los sistemas de forma simultánea. Las conclusiones más relevantes de estos resultados son:

- La calidad de la señal de la inclinación del andador no es suficiente para el control fino de la velocidad de las ruedas motorizadas puesto que contiene un retraso que repercutiría notablemente en el ajuste de la velocidad.
- Las señales del estado de los agarres cumplen de forma sobresaliente con los requisitos. Pero requieren de una mejora en la reproducibilidad del sensor.
- La señal de la velocidad angular también arrastra el retraso. Sin embargo, debido a que la actuación del láser no requiere un control tan fino como la velocidad, concluimos que es aceptable, aunque con margen de mejora.

Por otro lado, hay que destacar que la interfaz gráfica, a pesar de su sencillez, es muy útil para la monitorización de las variables durante las pruebas en tiempo real del prototipo.

Como conclusión final, en el presente TFG se ha diseñado e implementado con éxito los sistemas de captación y análisis de señal sobre la estructura de un andador inteligente.

### 6.2. LÍNEAS FUTURAS

A pesar de que la prueba de viabilidad del prototipo de la Sección 5.4 es útil para corregir errores, en el corto plazo se deberían iniciar los ensayos clínicos con potenciales usuarios. Para estos ensayos, DARWIN cuenta con alrededor de 50 participantes de las instituciones colaboradoras mencionadas que ya han dado su consentimiento. Como complemento adicional, en estas sesiones futuras se podría evaluar el funcionamiento del andador en otros entornos y condiciones, lo que supondría una fuente de valor muy interesante para la mejora o el desarrollo de nuevas funcionalidades del andador.

La siguiente línea a corto plazo es la implementación de la sensórica, el sistema de control y los actuadores en el prototipo. Esto permitiría estudiar su funcionamiento de manera conjunta, manteniendo un enfoque centrado en el usuario a través de la recogida de información en las pruebas.

Respecto a los componentes utilizados, cabe mejorar la reproducibilidad de los sensores de los agarres para lo que surgen varias alternativas entre las cuales la más factible es un calibrado automático por software para fijar los umbrales de detección. También se buscaría reemplazar el acelerómetro por componentes más robustos como las unidades de medida inercial (IMU) para disminuir el ruido.

Uno de los puntos más urgentes a corregir en el corto plazo es el retraso producido por la aplicación de los filtros en las señales de inclinación y velocidad angular. Algunas soluciones como el uso de filtros adaptativos requieren mucha capacidad de procesado ya que usan largas matrices de datos. Para elegir

la mejor solución se probarían diferentes opciones con el propósito de encontrar la que más se ajuste al dispositivo.

En el medio y largo plazo, se estudiará la incorporación de electrodos en los agarres del andador para obtener medidas de electrocardiografía (ECG), puesto que, como indican algunos estudios [35], se pueden predecir caídas con la señal de variabilidad cardiaca (HRV) derivada del ECG utilizando algoritmos de *machine learning*. Otra de las líneas futuras relacionadas con la prevención de caídas, es la incorporación de células de carga para medir la fuerza que ejerce el usuario sobre el andador. Dichas células podrían ser incorporadas en el interior de la estructura del andador de forma que la carga aplicada sobre los agarres se transmita directamente a las mismas.

Por otro lado, de cara a una futura salida al mercado del andador inteligente, el diseño de la electrónica a medida es un punto importante para optimizar el espacio en el andador y no interferir con otras funcionalidades como el plegado del andador o el asiento. El cambio de la electrónica de paquete doble en línea (DIP) a paquete pequeño (SOP) o paquete cuádruple plano sin plomo (QFN) se reduciría el tamaño de los sensores y se lograría un mayor aislamiento del ruido.

Por último, sería interesante proporcionar plena autonomía al sistema. Se propone implementar una tensión de alimentación doble a partir de una única fuente de tensión para eliminar la necesidad de dos baterías para la alimentación de la electrónica y un transformador reductor para proporcionar una tensión de compensación de modo que todo el sistema sólo necesite una sola batería. Así, una fuente de tensión recargable alimentaría los diferentes sensores y la placa Raspberry.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] D. M. Sanz and C. Profesora, “CINESIOLOGIA DE LA MARCHA HUMANA NORMAL.”
- [2] “Home.” <https://www.neuromodulation.com/> (accessed Jun. 11, 2021).
- [3] M. J. Armstrong and M. S. Okun, “Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease: A Review,” *JAMA - Journal of the American Medical Association*, vol. 323, no. 6. American Medical Association, pp. 548–560, Feb. 11, 2020. doi: 10.1001/jama.2019.22360.
- [4] J. A. Opara, A. Małecki, E. Małecka, and T. Socha, “Motor assessment in parkinson’s disease,” *Annals of Agricultural and Environmental Medicine*, vol. 24, no. 3. Institute of Agricultural Medicine, pp. 411–415, 2017. doi: 10.5604/12321966.1232774.
- [5] “Tasa de población con discapacidad que tiene diagnosticadas determinadas enfermedades crónicas según la enfermedad por CCAA y sexo .” <https://www.ine.es/jaxi/Tabla.htm?path=/t15/p418/a2008/hogares/p02/modulo1/10/&file=04028.px&L=0> (accessed Jun. 14, 2021).
- [6] “Síntomas de la Esclerosis Múltiple (EM): las mil caras de la enfermedad.” <https://fundaciongaem.org/sintomas-esclerosis-multiple/> (accessed Jun. 11, 2021).
- [7] “Esclerosis múltiple: principal causa de discapacidad entre adultos jóvenes.” <https://www.efesalud.com/esclerosis-multiple-discapacidad-enfermedad-adultos-jovenes/> (accessed Jun. 14, 2021).
- [8] “Lesion cerebral adquirida | Salud y Servicios Humanos de Texas.” <https://www.hhs.texas.gov/es/servicios/discapacidad/lesion-cerebral-adquirida> (accessed Jun. 11, 2021).
- [9] J. L. Hallman-Cooper and F. Rocha Cabrero, *Cerebral Palsy*. StatPearls Publishing, 2021. Accessed: Jun. 11, 2021. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30844174>
- [10] E. Beckung, G. Hagberg, P. Uldall, and C. Cans, “Probability of walking in children with cerebral palsy in Europe,” *Pediatrics*, vol. 121, no. 1, Jan. 2008, doi: 10.1542/peds.2007-0068.
- [11] “Tipos de parálisis cerebral - ASPACE Madrid.” <https://www.aspacemadrid.org/paralisis-cerebral/tipos-de-paralisis-cerebral/> (accessed Jun. 11, 2021).
- [12] “Encyclopedia Britannica | Britannica.” <https://www.britannica.com/> (accessed Jun. 11, 2021).
- [13] N. Wolpe *et al.*, “Motor learning decline with age is related to differences in the explicit memory system,” *bioRxiv*, p. 353870, Jun. 2018, doi: 10.1101/353870.
- [14] M. M. Martins, C. P. Santos, A. Frizera-Neto, and R. Ceres, “Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers: Classification and review,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 60, no. 4, pp. 548–562, Apr. 2012, doi: 10.1016/j.robot.2011.11.015.
- [15] “Guidelines on the provision of manual wheelchairs in less resourced settings.” <https://www.who.int/publications/i/item/9789241547482> (accessed Jun. 11, 2021).
- [16] V. Delgado Mayorga, “Efectos del uso del andador sobre el desarrollo psicomotor y razones para su uso,” *Revista Infancia, Educación y Aprendizaje*, vol. 4, no. 2, p. 1, Dec. 2018, doi: 10.22370/ieya.2018.4.2.657.
- [17] “Motorized walker/wheelchair and method,” Jan. 2000.
- [18] “US6378883B1 - Motorized walker/wheelchair and method - Google Patents.” <https://patents.google.com/patent/US6378883?q=siemens+healthcare+gmbh+rolling+walker> (accessed Jun. 16, 2021).
- [19] “대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A),” 2009.
- [20] “Home - New\_Public - GAITS.” <https://www.gaits.org/es/> (accessed Jun. 11, 2021).

- [21] M. Pérez-Montoro and L. Codina, “Designing User Experience,” in *Navigation Design and SEO for Content-Intensive Websites*, Elsevier, 2017, pp. 65–84. doi: 10.1016/b978-0-08-100676-4.00003-1.
- [22] “I-CARE-SMART - Interreg.” <https://www.interreg-central.eu/Content.Node/I-CARE-SMART.html> (accessed Jun. 11, 2021).
- [23] “Human.technology Styria GmbH / Human.technology Styria GmbH.” <https://www.humantechnology.at/> (accessed Jun. 13, 2021).
- [24] A. Devices, “ADXL335 (Rev. B).” Accessed: Jun. 13, 2021. [Online]. Available: [www.analog.com](http://www.analog.com)
- [25] N. Jia, “Detecting Human Falls with a 3-Axis Digital Accelerometer,” 2009. Accessed: Jun. 06, 2021. [Online]. Available: [www.analog.com/analogdialogue](http://www.analog.com/analogdialogue)
- [26] “(No Title).” [https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1015.pdf?ts=1623527597200&ref\\_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F](https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1015.pdf?ts=1623527597200&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F) (accessed Jun. 13, 2021).
- [27] “Buy a Raspberry Pi 4 Model B – Raspberry Pi.” <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-4-model-b/> (accessed Jun. 13, 2021).
- [28] “(No Title).” <http://www.farnell.com/datasheets/1815591.pdf> (accessed Jun. 13, 2021).
- [29] C. De, “DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA,” Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE. Carrera de Ingeniería en Electrónica, Automatización y Control., 2017. Accessed: Jun. 08, 2021. [Online]. Available: <http://repositorio.espe.edu.ec/jspui/handle/21000/13017>
- [30] “Be Cool Streetart 6,5“ Hoverboard Bunt 36 V 4 Ah kaufen.” [https://www.conrad.at/de/p/be-cool-streetart-6-5-hoverboard-bunt-36-v-4-ah-2308546.html?gclid=CjwKCAjwqvvyFBhB7EiwAER786R5NdRxWblBAwgVB5yFQquyr6-gevOPwAnEjLSKkYweKAp5o1y0-RBoCPvgQAvD\\_BwE&ef\\_id=CjwKCAjwqvvyFBhB7EiwAER786R5NdRxWblBAwgVB5yFQquyr6-gevOPwAnEjLSKkYweKAp5o1y0-RBoCPvgQAvD\\_BwE:G:s](https://www.conrad.at/de/p/be-cool-streetart-6-5-hoverboard-bunt-36-v-4-ah-2308546.html?gclid=CjwKCAjwqvvyFBhB7EiwAER786R5NdRxWblBAwgVB5yFQquyr6-gevOPwAnEjLSKkYweKAp5o1y0-RBoCPvgQAvD_BwE&ef_id=CjwKCAjwqvvyFBhB7EiwAER786R5NdRxWblBAwgVB5yFQquyr6-gevOPwAnEjLSKkYweKAp5o1y0-RBoCPvgQAvD_BwE:G:s) (accessed Jun. 08, 2021).
- [31] H. International Inc, “SS400 Series Temperature Compensated Digital Hall-Effect Sensor ICs.” Accessed: Jun. 13, 2021. [Online]. Available: [www.honeywell.com/sensing](http://www.honeywell.com/sensing)
- [32] “TL072ACP pdf, TL072ACP Descripción, TL072ACP datasheets, TL072ACP Vista :: ALLDATASHEET ::” <https://pdf1.alldatasheet.es/datasheet-pdf/view/28808/TI/TL072ACP.html> (accessed Jun. 13, 2021).
- [33] A. M. Sardiña, “Diseño y construcción de una silla de ruedas eléctrica de bajo coste,” Universitat Politècnica de Catalunya, 2018. Accessed: Jun. 11, 2021. [Online]. Available: <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/125288>
- [34] R. M. Rangayyan, *Biomedical signal analysis : a case-study approach*.
- [35] P. Melillo, R. Castaldo, G. Sannino, A. Orrico, G. de Pietro, and L. Pecchia, “Wearable technology and ECG processing for fall risk assessment, prevention and detection,” in *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, Nov. 2015, vol. 2015-November, pp. 7740–7743. doi: 10.1109/EMBC.2015.7320186.
- [36] “(No Title).” [https://www.who.int/disabilities/world\\_report/2011/summary\\_es.pdf](https://www.who.int/disabilities/world_report/2011/summary_es.pdf) (accessed Jun. 15, 2021).

# ANEXO A: ASPECTOS ÉTICOS, ECONÓMICOS, SOCIALES Y AMBIENTALES

## A.1 INTRODUCCIÓN

El presente documento constituye un Trabajo de Fin de Grado en el Grado de Ingeniería Biomédica por la Universidad Politécnica de Madrid. El mencionado trabajo pertenece al ámbito de investigación y desarrollo con énfasis en el componente innovador. Respecto al componente institucional, el trabajo se lleva a cabo en las instalaciones de DARWIN Biomedical en Tudela (Navarra, España). DARWIN Biomedical es una empresa que se encuadra en el sector de la tecnología médica.

Actualmente, los desórdenes que afectan a la movilidad como el Parkinson, el daño cerebral adquirido o la parálisis cerebral constituyen un problema diario para muchos enfermos que padecen estas enfermedades. En concreto se estima que en España más de 600.000 personas posee alguna discapacidad motora por enfermedades neurológicas [5]. Existen numerosas tecnologías de asistencia a la movilidad, de entre las cuales los andadores clásicos destacan como la solución común en pacientes con afectaciones de nivel leve y medio. Sin embargo, presentan numerosas limitaciones que no permiten desarrollar el potencial de estos dispositivos en la asistencia a la marcha. El proyecto que abarca este trabajo busca diseñar un modelo nuevo de andador que a través de la electrónica y el diseño mecánico resuelva los problemas actuales de los andadores convencionales.

## A.2 DESCRIPCIÓN DE IMPACTOS RELEVANTES RELACIONADOS CON EL PROYECTO

El impacto más relevante en este proyecto es el impacto socioeconómico. El desarrollo de este TFG y del andador, tiene un impacto directo en aquellas personas con afectaciones que dificultan su movilidad. Estos se pueden beneficiar del dispositivo para mejorar su calidad de vida. Además, el impacto repercute en otra serie de grupos de interés. Entre ellos, familiares y profesionales del sector de la salud. El enorme impacto que esto supone se desarrolla en profundidad en la siguiente sección.

Por otro lado, el impacto ético es también de gran relevancia. Uno de los temas más controvertidos en el mundo de los dispositivos médicos es el tratamiento de los datos. En este trabajo, las pruebas de la sección de Resultados las realicé yo mismo por lo que no existe ningún tipo de impacto ético sobre el manejo de los datos.

Por último, cabe mencionar el impacto medioambiental. En este TFG, la adquisición de componentes se realiza a los proveedores locales, reduciendo así la huella de carbono que generar los vuelos transoceánicos.

## A.3 ANÁLISIS DETALLADO DE ALGUNO DE LOS PRINCIPALES IMPACTOS

Uno de los aspectos más relevantes a tener en cuenta en el desarrollo del dispositivo biomédico es la repercusión socioeconómica que conlleva. En la actualidad, la Organización Mundial de la Salud (OMS) afirma que alrededor del 15% de la población mundial vive con algún tipo de discapacidad. [36]. Las personas que sufren discapacidades motoras tienen grandes dificultades para acceder a servicios básicos, como la educación. Tienen menos oportunidades de trabajo, y sufren un mayor riesgo de pobreza, ya que su entrada en el sistema laboral se ve obstaculizada. En esencia, la realidad no está adaptada para las personas que sufren discapacidades. Estas causas se suman al hecho de que las personas con discapacidad experimentan peores resultados de salud y los servicios sanitarios

no atienden con éxito las necesidades que hay detrás de la persona con discapacidad. Por otra parte, los trastornos neurológicos se caracterizan no sólo por el deterioro físico que producen, sino también por la degeneración mental que conllevan, impactando de manera significativa en las dimensiones social y económica de los pacientes y su entorno. Aparte de los cuidados que el trastorno conlleva, que suponen un importante esfuerzo económico, el impacto psicológico y emocional que estas enfermedades producen en los pacientes y sus familiares es enorme. Desde el punto de vista económico la discapacidad motora y las afecciones neurológicas suponen un impacto dramático por las pérdidas humanas, la incapacidad laboral de los pacientes y los enormes costes sanitarios asumidos por el sistema sanitario. La atención a estos pacientes es especialmente compleja, ya que implica no sólo la asistencia y el tratamiento médico, sino también el seguimiento físico y mental; procesos de rehabilitación y los servicios de asistencia a la situación de dependencia. En este sentido, existen numerosas patologías, como la parálisis cerebral, el traumatismo craneal o el Parkinson que podrían beneficiarse del dispositivo biomédico propuesto.

#### A.4 CONCLUSIONES

El desarrollo de este trabajo presenta una enorme complejidad, como cabe esperar en cualquier proyecto relacionado con la ingeniería biomédica y especialmente en el ámbito del desarrollo de dispositivos médicos. A pesar de ello, los retos presentados se han tratado de resolver teniendo en cuenta los criterios de sostenibilidad y el punto de vista ético y socioeconómico comentado en la anterior sección.

## ANEXO B: PRESUPUESTO ECONÓMICO

		HORAS	PRECIO (HORA)	TOTAL
<b>COSTE DE MANO DE OBRA (coste directo)</b>		450	15 €	<b>6,750 €</b>
<b>COSTE DE RECURSOS MATERIALES (coste directo)</b>				
MATERIAL	Cantidad	PRECIO (unit)	COSTES DE ENVÍO	TOTAL
50 W Soldering station AT-937	1	61.45 €	0.00 €	61.45 €
ADS1015 ADC 12 Bits 4 Channels	2	4.92 €	0.00 €	9.82 €
Battery case	2	2.90 €	0.00 €	5.80 €
Dupont Crimper HOMCA AWG22-14	1	29.99 €	0.00 €	29.99 €
LiPo Battery - 3.6V 200 mAh	4	3.69 €	5.00 €	19.76 €
LiPo Battery Protector Bag	1	4.88 €	0.00 €	4.88 €
Logitech Wireless Mouse	1	7.43 €	0.00 €	7.43 €
Personal Computer - Dell Vostro 5590 <sup>11</sup>	1	613.56 €	5.58 €	619.14 €
Raspberry Pi 4 8G Model B	1	64.47 €	5.00 €	69.47 €
Raspberry Pi 4 Case	1	4.33 €	0.00 €	4.33 €
Raspberry Pi 4 Keyboard	1	14.87 €	0.00 €	14.87 €
Raspberry Pi Micro HDMI to HDMI	1	4.38 €	0.00 €	4.38 €
Raspberry Pi Mouse	1	7.00 €	0.00 €	7.00 €
Raspberry Pi Power Supply	1	7.23 €	0.00 €	7.23 €
Raspberry SD Card preloaded with OS - 32 GB	1	9.36 €	0.00 €	9.36 €
SkyRC B6 LITE 220W 13A - Battery charger and balancer	1	35.45 €	3.30 €	38.75 €
<b>TOTAL</b>				<b>394.29 €</b>

<b>COSTES GENERALES (costes indirectos)</b>	15%	Sobrecostos directos		<b>1,070.89 €</b>
<b>BENEFICIOS INDUSTRIALES</b>	6%	Over direct + indirect costs		<b>492.61 €</b>
<b>MATERIAL FUNGIBLE</b>	<b>CANTIDAD</b>	<b>PRECIO</b>	<b>COSTES DE ENVÍO</b>	<b>TOTAL</b>
Black Nickel Gold 4mm Banana Plug Solder	1	4.02 €	0.00 €	4.02 €
Bread board (protoboard)	2	3.81 €	0.00 €	7.62 €
Differential Amplifier TL072ACP	2	10.01 €	5.00 €	25.02 €
Energizer 9V battery	2	3.10 €	0.00 €	6.20 €
MRS25 Resistor A/P,0.6W,1%,392K	25	0.06 €	0.00 €	1.43 €
Non-rechargeable AA Alkaline Battery	1	5.87 €	0.00 €	5.87 €
<b>TOTAL</b>				<b>50.16 €</b>

<b>TOTAL</b>	<b>7,194.16 €</b>
--------------	-------------------

## ANEXO C: CÓDIGO PYTHON DESARROLLADO EN EL TRABAJO

En el presente Anexo se recoge el código implementado en Python. Cabe destacar, que el código está organizado en clases ya que para la programación del andador se busca un enfoque de POO.

```
class Sprout:
```

```
    def __init__(self, Right_grip, Left_grip, laser, Right_wheel, Left_wheel, Hall, Accelerometer):  
        # Definition of object attributes of the class  
        self.r_grip = Right_grip  
        self.l_grip = Left_grip  
        self.laser = laser  
        self.previous_time = None  
        self.r_wheel = Right_wheel  
        self.l_wheel = Left_wheel  
        self.hall = Hall  
        self.accelerometer = Accelerometer
```

```
class Accelerometer:
```

```
    """ Acc OBJECT """  
    def __init__(self, busNumber):  
        # Definition of object attributes of the class  
        # self.mpu = None # In case an external ADC is used, an object instantiation might be needed  
        i2c = I2C(busNumber)  
        if (i2c != None):  
            # Create the ADC object using the i2c bus 1  
            ads = ADS.ADS1015(i2c)  
            ads.mode=Mode.CONTINUOUS  
            ads.gain = 1  
            ads.data_rate = 3300  
  
            # Store the values in a variable  
            # chan es una variable que controla la entrada analogica ao del ADC  
            chanx = AnalogIn(ads, ADS.P0)
```

```
chany = AnalogIn(ads, ADS.P1)
chanz = AnalogIn(ads, ADS.P2)
self.adc = ads

# Store the values in a variable
# chan es una variable que controla la entrada analogica ao del ADC

self.chanX = AnalogIn(self.adc, ADS.P0)
self.chanY = AnalogIn(self.adc, ADS.P1)
self.chanZ = AnalogIn(self.adc, ADS.P2)
#...
# Definition of other attributes of the class
self.xVal = 0.0 # X variable
self.yVal = 0.0 # Y variable
self.zVal = 0.0 # Z variable
self.angle = 0.0 # Angle derived from X and Z values
self.attitude = 0.0 # Attitude derived from angle measures
self.filtered_attitude = 0.0 # Attitude after smoothing conditions applied
self.previousValue = 0.0 # Used to filter the signal
self.rad2deg = 180.0/math.pi
self.tilt_factor = 3
# ...

# In the case of using the internal ADC of the Raspberry Pico Board, the analogue values will be directly read
def get_angle(self):

    xVal = self.chanX.voltage
    yVal = self.chanY.voltage
    zVal = self.chanZ.voltage

    # Map analogue values
    self.xVal = self.valmap(xVal,0,3.3,-1000,1000)
    self.yVal = self.valmap(yVal,0,3.3,-1000,1000)
    self.zVal = self.valmap(zVal,0,3.3,-1000,1000)
    if self.xVal == 0:
        self.angle = 90

    self.angle = abs(math.atan(self.xVal / self.zVal) * self.rad2deg) # rad2deg factor is 180/pi
    # Float casting in the line before is probably unnecessary
```

```
#         return self.angle.astype(int)

# In the case of using an external ADC, ADC object should have been instantiated in order to obtain digital
values
def get_angle_ADC(self):
    print("Method not implemented yet")
    # self.mpu.obtainDigitalValues()
    # Do the same as getAngle() function
    # ...

# getAttitude translates the measured angle into an attitude estimation of the rolling walker. It calls
# smoothAttitude to produce a progressive response
def get_attitude(self):

    self.get_angle()

    if self.angle > 0:
        self.attitude = 90 - self.angle
    if self.angle < 0:
        self.attitude = -90 - self.angle
    self.smooth_attitude(self.attitude)
    return self.previousValue

# smoothAttitude smooths the increase or decrease of the estimated angle of tilt in order to avoid peaks and
increase
# stability. Instead of producing a step response function of speed, it provides a ramp response.
def smooth_attitude(self, attitude_value):
    if attitude_value > self.previousValue:
        self.previousValue = self.previousValue + (0.05 * self.tilt_factor)
    if attitude_value == self.previousValue:
        print("Nothing happens")
        # do nothing
    if attitude_value < self.previousValue:
        self.previousValue = self.previousValue - (0.05 * self.tilt_factor)

# Self-implementation of mapping function, similar to Arduino map()
@staticmethod
def valmap(value, istart, istop, ostart, ostop):
    return ostart + (ostop - ostart) * ((value - istart) / (istop - istart))
```

```
class GripSensor:
    def __init__(self, ADC_input, threshold=3.20, ADC=None):
        # Definition of object attributes of the class
        self.reading = 0.0
        self.gait_permission = False
        self.threshold = threshold # Set threshold based on testing

        self.adc_input = ADC_input

        # Set up ADC converter ADS1015
        i2c = I2C(4)
        if (i2c != None):
            # Create the ADC object using the i2c bus 4
            if ADC==None:
                ads = ADS.ADS1015(i2c)
                ads.mode=Mode.CONTINUOUS
                ads.gain = 1
                ads.data_rate = 3300

                self.adc = ads
            else:
                self.adc = ADC
            # Store the values in a variable
            # chan es una variable que controla la entrada analogica ao del ADC
            if self.adc_input == 0:
                self.chan = AnalogIn(self.adc, ADS.P0)
            elif self.adc_input == 1:
                self.chan = AnalogIn(self.adc, ADS.P1)

            # Para leer los valores usar:
            self.duration = 0.01 #En segundos
            self.bff_size = 2 #En segundos

    def read(self):

        previous_time = 0
```

```
#Registramos los valores durante los s definidos por bff_size
a=[]
t=[]
seconds = time.time()
while (time.time() - seconds < self.bff_size):
    current_time = time.time()
    elapsed_time = current_time - previous_time
    if(elapsed_time >= self.duration):
        print("agarre:" + str(self.adc_input))
        print(self.chan.voltage)
        if self.chan.voltage >= self.threshold:
            a.append([1])
        else:
            a.append([0])
        t.append([current_time])

    previous_time = current_time

#Umbralizacion
a_activacion = np.array(a)

size_ar = a_activacion.size
umbral2 = round(size_ar - (0.8*size_ar))
if a_activacion.sum() > umbral2 :
    self.gait_permission = True
else:
    self.gait_permission = False

def run(self, e):

    while True:
        self.read()
        print(self.gait_permission)

def thr(self):
    if self.chan.voltage >= self.threshold:
        self.gait_permission = True
```

```
        return self.gait_permission
    else:
        self.gait_permission = False
        return self.gait_permission
def getADC(self):
    return self.adc
```

```
class Hall:
    """hall sensor OBJECT"""
    def __init__(self, Pin):
        # Only one PIN is needed. However the pin should be set up as INPUT with pull-down resistor
        self.pin = Pin
        self.w = 0.0
        self.t_0 = 0.0
        self.t_f = 0.0
        self.firstPeak = False

        # Initialize the wheel
        GPIO.setmode(GPIO.BCM)
        GPIO.setup(self.pin, GPIO.IN, GPIO.PUD_DOWN)

    def _watchdog(self):
        #print("Stop")
        self.w = 0.0

    def _stopTimer(self):
        global stop_timer
        stop_timer = Timer(1.0, self._watchdog)

    def pulse_detected(self, channel):
        if not self.firstPeak:
            self.t_0 = time.time()
            self.firstPeak = True

            self._stopTimer()
            stop_timer.start()
        else:
```

```
self.t_f = time.time()
T = self.t_f - self.t_0
#print(T)
self.w = (0.1045)/float(T)

stop_timer.cancel()
self._stopTimer()
stop_timer.start()

#print("w: ", self.w)
self.t_0 = self.t_f

def read(self):

    GPIO.add_event_detect(self.pin, GPIO.FALLING, callback= self.pulse_detected)
    print("ey")

def get_state(self):
    if self.w == 0.0:
        return "Stop"
    else:
        return "%.3f" %self.w + " rad/s"
```

**ANEXO D: MATERIAL DE LA SESIONES DE TRABAJO CON GGZ**

I want to collect input from others on .... <i>"the mobility in old age"</i>				
<p>Where &amp; When LOCATION: DATE: TIME:</p> <p>Who PERSON SHADOWED: AGE: GENDER: REASON FOR SHADOWING:</p>	<p><b>Behaviors/Disabilities</b> e.g. how do the seniors move? How do they feel? e.g. they have disabilities, feel insecure, ...?</p>	<p><b>Barriers/Problems</b> e.g. Which barriers cause problems in mobility for older people?</p>	<p><b>Use of walking aids</b> e.g. What are they using?</p>	<p><b>Problem solving</b> e.g. How are difficult situations resolved?</p>
	<p><b>Key findings / Habits of mobility:</b></p> <p>_____</p> <p>_____</p> <p>_____</p> <p>_____</p> <p>_____</p> <p>_____</p> <p>_____</p> <p>_____</p>	<p><b>Likes</b> e.g. What aspects in mobility work well?</p>	<p><b>Feeling Good</b> e.g. What makes seniors feel good?</p>	<p><b>Wishes/Needs</b> e.g. Can needs be identified?</p>
		<p>TAKING COOPERATION FORWARD 1</p>		

I want to collect input from others on .... <i>"the mobility in old age"</i>		<b>PEOPLE SHADOWING</b>  I-CARE-SMART	
<p>Where &amp; When LOCATION: DATE: TIME:</p> <p>Who PERSON SHADOWED: AGE: GENDER: REASON FOR SHADOWING:</p>	<p>Open notes/ Quotes <u>s.g.</u> atmosphere, ...</p>	<p>What is surprising for you to observe?</p>	
<p>Key findings:</p> <hr/>			

 TAKING COOPERATION FORWARD 2